

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2005-500876

(P2005-500876A)

(43) 公表日 平成17年1月13日(2005.1.13)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 5/145
A 6 1 B 5/0245
A 6 1 B 5/08

F I

A 6 1 B 5/14 3 1 O
A 6 1 B 5/08
A 6 1 B 5/02 3 1 O G

テーマコード (参考)

4 C O 1 7
4 C O 3 8

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 88 頁)

(21) 出願番号 特願2003-506578 (P2003-506578)
(86) (22) 出願日 平成14年6月21日 (2002. 6. 21)
(85) 翻訳文提出日 平成15年12月22日 (2003. 12. 22)
(86) 国際出願番号 PCT/GB2002/002843
(87) 国際公開番号 W02003/000125
(87) 国際公開日 平成15年1月3日 (2003. 1. 3)
(31) 優先権主張番号 0115284. 2
(32) 優先日 平成13年6月22日 (2001. 6. 22)
(33) 優先権主張国 英国 (GB)
(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)

(71) 出願人 503470621
カーディオデジタル リミティッド
英国、イーストロジアン、イーエイチ 3
3 1 イーエイチ、クラッズムーア、エル
ピングストーン、エルピングストーン サ
イエンス センター、(番地なし)
(74) 代理人 100102532
弁理士 好宮 幹夫
(72) 発明者 アディソン、ポール、スタンリー
英国、エディンバラ、イーエイチ 1 O 6
ユーアール、バックストーン クルック 5
8

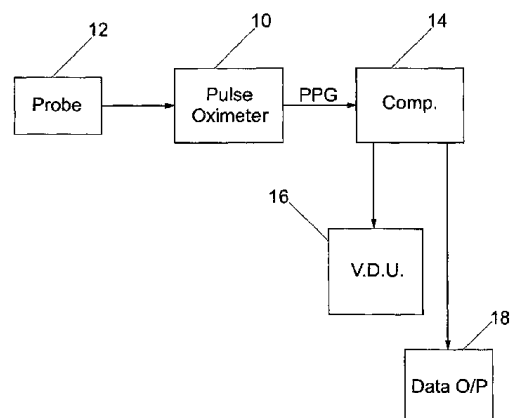
最終頁に続く

(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) 【要約】

パルスオキシメトリー信号、好適には、フォトプレチスモグラフィは、ウェーブレット変換技術によって分解され、その分解された信号は選択された生理的データを提供するために解析される。パルスオキシメトリー信号は、ノイズ、人為的影響、あるいは過渡的な特徴を除去するために処理されても良い。呼吸に関する情報もまた再生されても良い。

【選択図】図 1 7



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

パルスオキシメトリー信号を得るためにパルスオキシメーターを用い、ウェーブレット変換解析によりパルスオキシメトリー信号を分解し、前記分解された信号から 1 つ以上の生理的パラメーターを導き出すことを含むことを特徴とする生理的パラメーターを測定する方法。

【請求項 2】

パルスオキシメトリー信号がウェーブレット変換解析によって分解されることを特徴とするパルスオキシメトリー信号を処理する方法。

【請求項 3】

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 (P P G) であることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載された方法。

【請求項 4】

前記パルスオキシメーター信号のウェーブレットエネルギー面を導き出す段階と、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する段階を含む前記請求項のいずれかに記載された方法。

【請求項 5】

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ラスを導き出す段階と、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ラスをプロットする段階を含む前記請求項のいずれかに記載された方法。

【請求項 6】

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 4 または請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

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 4 または請求項 5 に記載の方法。

【請求項 8】

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視覚的に表示することを含む前記請求項のいずれかに記載された方法。

【請求項 9】

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 8 に記載の方法。

【請求項 10】

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 1 つ以上を含む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】

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 8 ないし請求項 10 のいずれかに記載された方法。

【請求項 12】

前記パルスオキシメトリー信号の処理が呼吸に関連する情報を導き出すために有効であることを特徴とする前記請求項のいずれかに記載された方法。

【請求項 13】

呼吸情報が、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 12 に記載の方法。

【請求項 14】

前記呼吸情報が、位相法によって導き出されることを特徴とする請求項 12 に記載の方法。

【請求項 15】

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請求

10

20

30

40

50

項 1 4 に記載の方法。

【請求項 1 6】

前記呼吸情報が、振幅変調もしく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 2 に記載の方法。

【請求項 1 7】

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前記請求項のいずれかに記載された方法。

【請求項 1 8】

前記除去が、クロップされた変換の逆変換を用いることを特徴とする請求項 1 7 に記載の方法。 10

【請求項 1 9】

前記除去が、ウェーブレット輪郭線法を用いることを特徴とする請求項 1 7 に記載の方法。

【請求項 2 0】

前記除去が、モジュラス極大法を用いることを特徴とする請求項 1 7 に記載の方法。

【請求項 2 1】

前記変換から得られる情報が、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ために用いられることを特徴とする前記請求項のいずれかに記載された方法。

【請求項 2 2】

光プローブと、前記光プローブが被験者に取り付けられる時に前記被験者からパルスオキシメトリー信号を導き出すための前記光プローブに接続された回路手段とを含んでいるパルスオキシメーター、 20

並びに、前記パルスオキシメトリー信号を受信し、ウェーブレット変換技術によって前記信号を処理するために配置された信号処理手段とを含んでいることを特徴とする生理的測定システム。

【請求項 2 2】

前記信号処理手段が、請求項 3 ないし請求項 2 1 のいずれかに記載された方法によってパルスオキシメトリー信号を処理するために配置されていることを特徴とする請求項 2 1 に記載のシステム。 30

【請求項 2 3】

前記パルスオキシメトリー信号とそこから得られる情報をリアルタイムに表示することが可能である視覚表示装置をさらに含んでいることを特徴とする請求項 2 1 または請求項 2 2 に記載されているシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、医療信号を解析する方法、特に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係するものである。 40

【背景技術】

【0 0 0 2】

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 HbO_2 および RHb の濃度に反比例する。

【0 0 0 3】

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。

【 0 0 0 4 】

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

【 0 0 0 5 】

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 (P P G) 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。繰り返して現れる 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。

10

【 0 0 0 6 】

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 E C G 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。

20

【 0 0 0 7 】

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。

【 0 0 0 8 】

別の態様から、本発明は請求項 2 2 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。

30

【 0 0 0 9 】

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。

【 0 0 1 0 】

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用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、

40

(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 2 D および 3 D 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。

50

(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。

(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。

30

(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る。

(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 분류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。

40

(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 분류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处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。

50

【 0 0 1 1 】

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。

【 0 0 1 2 】

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。

10

【 0 0 1 3 】

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。

20

【 数 1 】

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

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、 $\psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right)$ 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。

30

【 0 0 1 4 】

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）FFT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。

40

【 0 0 1 5 】

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、

50

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】

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

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】

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

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】

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

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】

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

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。)

10

20

30

40

50

【 0 0 1 8 】

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。

【 0 0 1 9 】

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。

【 0 0 2 0 】

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。

【 0 0 2 1 】

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みられる。 $\omega_0 = 3$ 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。

【 0 0 2 2 】

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。

【 0 0 2 3 】

図 3 及び図 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。

【 0 0 2 4 】

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 P_1 ）において、位相プロットは、前記信号の規則的な拍動に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。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

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

図 6 (a) は、3.5 秒セグメントのパルスオキシメータ波形を示している。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

10

【 0 0 2 6 】

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。信号のスミージングは、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

20

30

【 0 0 2 7 】

呼吸による人為的影響に関する追加説明

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トレースもしくはフォトプレシズモグラフ (P P G) 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。

【 0 0 2 8 】

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 P P G などに従って用いることもできる。

40

【 0 0 2 9 】

50

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】

10

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。

20

【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。

30

【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】

40

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11(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

50

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11(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11(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。

10

【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-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12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。

20

【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的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。

30

【0039】

図13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13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うる分離線を表している。

40

【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類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

50

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。

【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、感度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。

【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、トライージ・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を含むように拡張されても良い。

【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、生理的パラメータの測定と監視に用いられる時、フットプレチスモグラフ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。

【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 1

10

20

30

40

50

4 に生の P P G 信号を出力する。コンピューター 1 4 は、生の P P G 信号及び P P G 信号を処理した結果の両方を、V D U 1 6 に出力することができ、及び/または、データ形式で 1 8 に出力を提供することができる。データ出力 1 8 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。

【 0 0 5 0 】

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。

【 0 0 5 1 】

本発明を施行するための迅速で好都合な方法は、図 1 7 に示すように、コンピューターを 10
 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 P P G 信号を渡すことによって、同様に実施できうることが直ちに明らかとなるだろう。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 5 2 】

【 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 20
 ：指パルスオキシメトリー信号、下段：E C G、である。

【 図 3 】 (a) は、耳から 1 0 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 30
 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 1 0 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 1 0 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 1 0 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 30
 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 1 0 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 1 0 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 1 0 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 40
 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 1 0 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 1 0 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 1 0 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 30
 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 1 0 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。 50

(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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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。

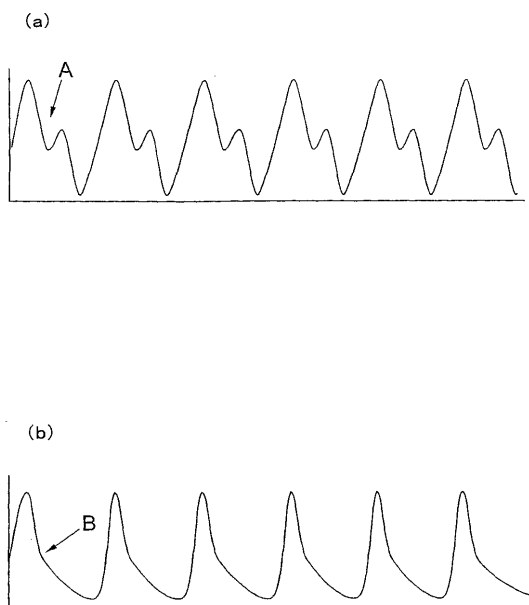
【符号の説明】

50

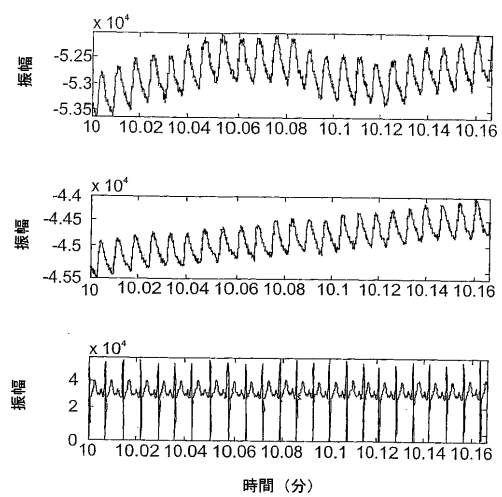
【 0 0 5 3 】

1 0 . . . パルスオキシメーター、 1 2 . . . プローブ、
1 4 . . . コンピューター、 1 6 . . . V D V、 1 8 . . . データ出力。

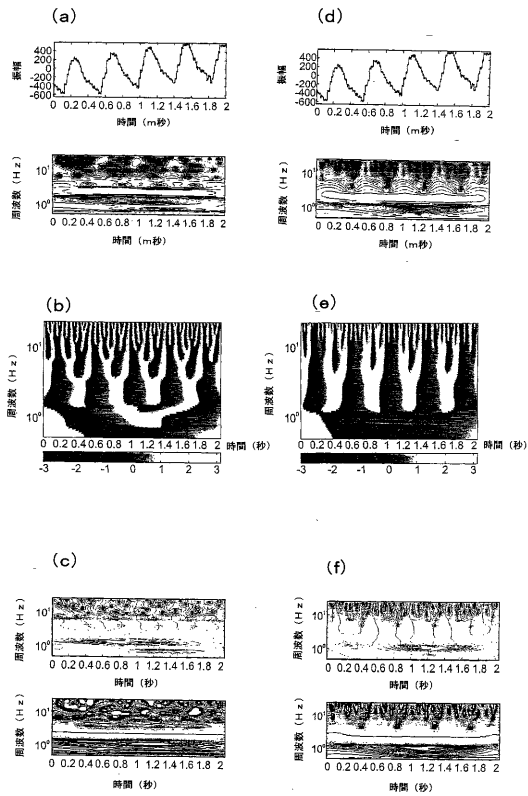
【 図 1 】



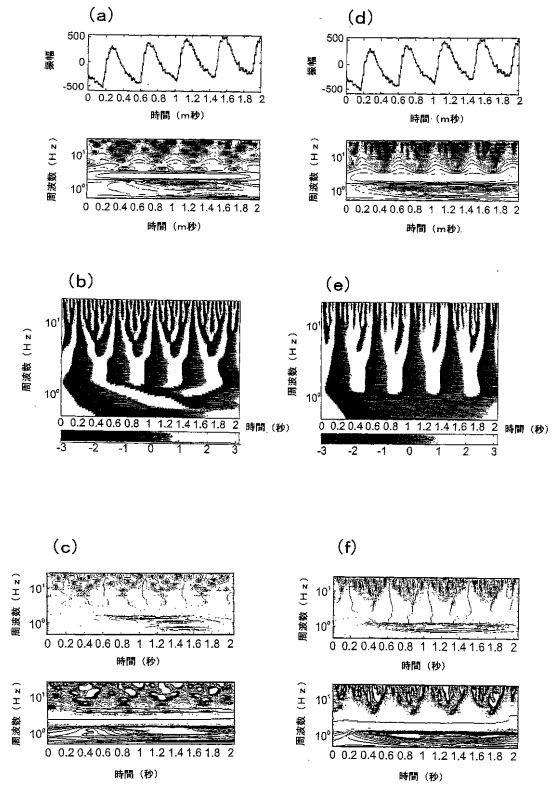
【 図 2 】



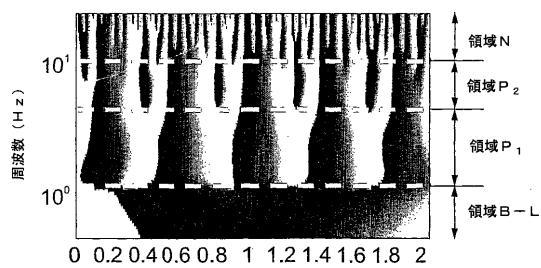
【 図 3 】



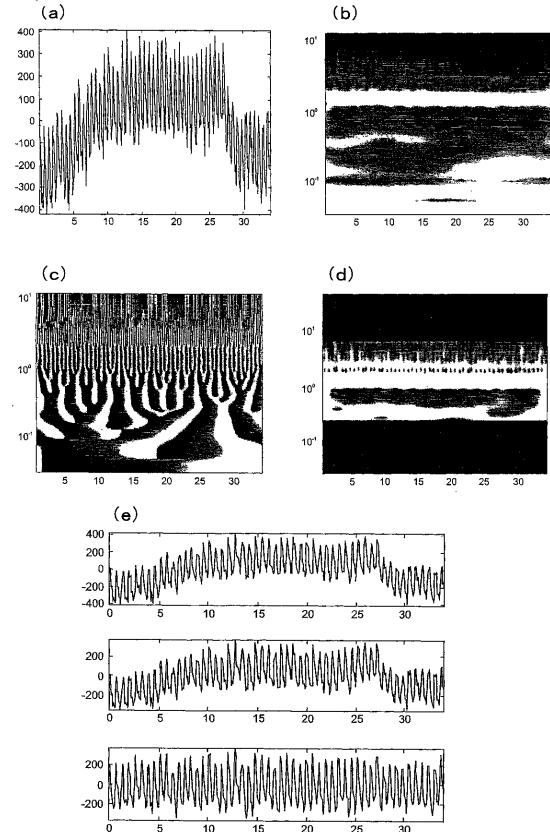
【 図 4 】



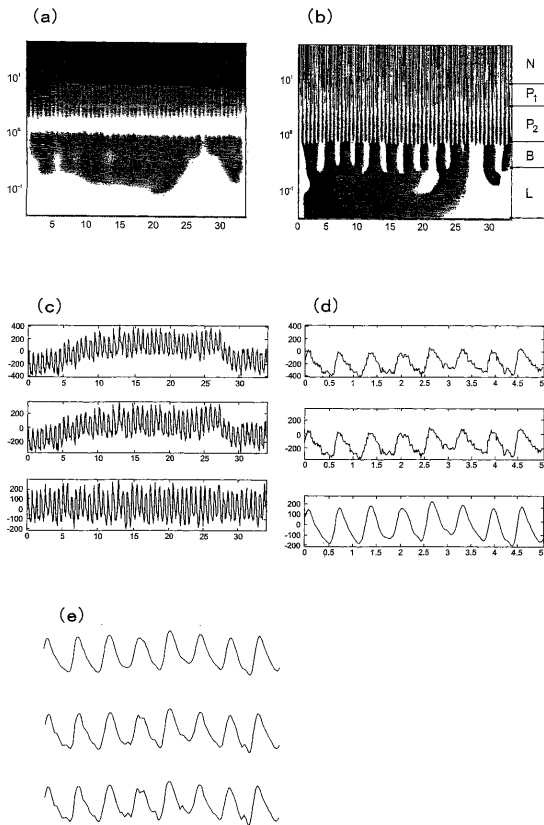
【 図 5 】



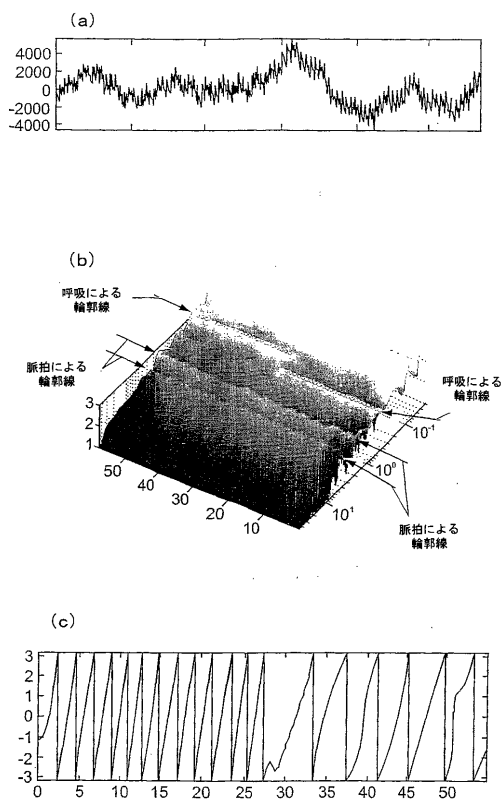
【 図 6 】



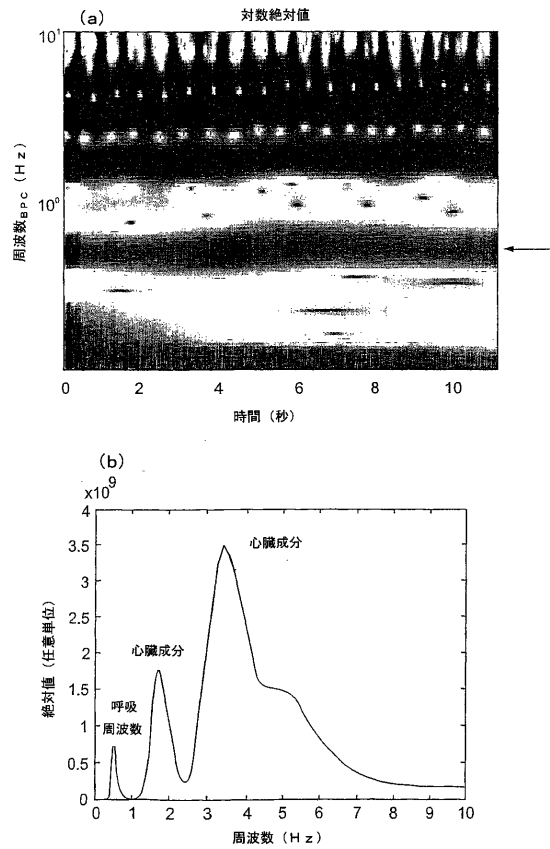
【図 7】



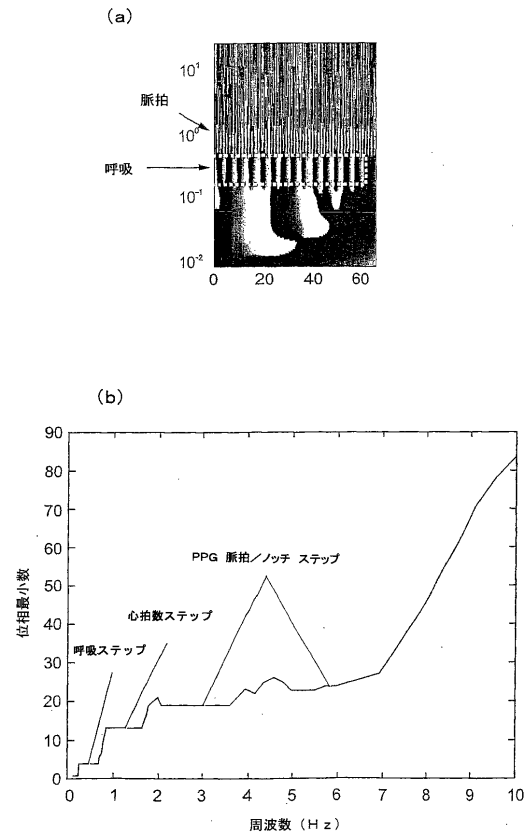
【図 9】



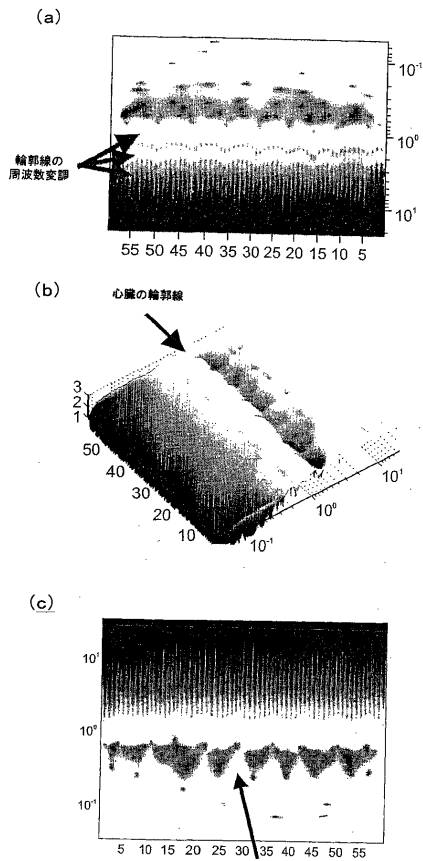
【図 8】



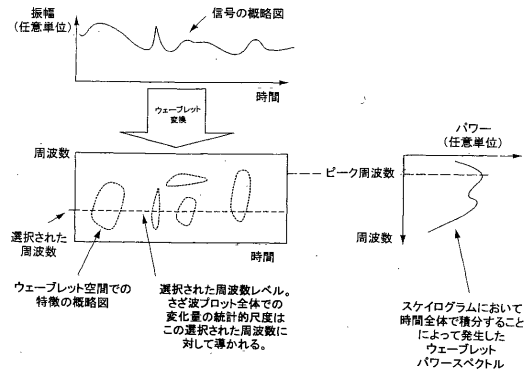
【図 10】



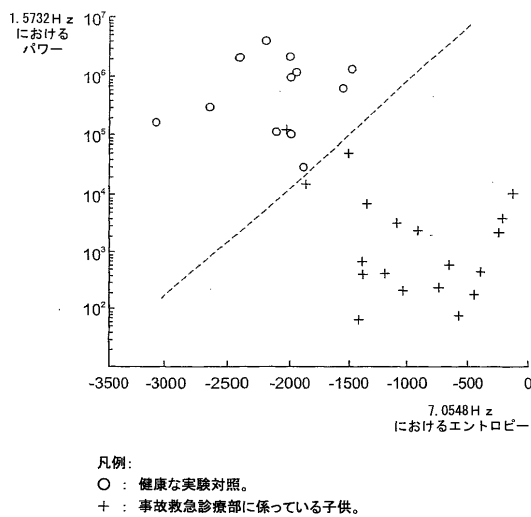
【図 1 1】



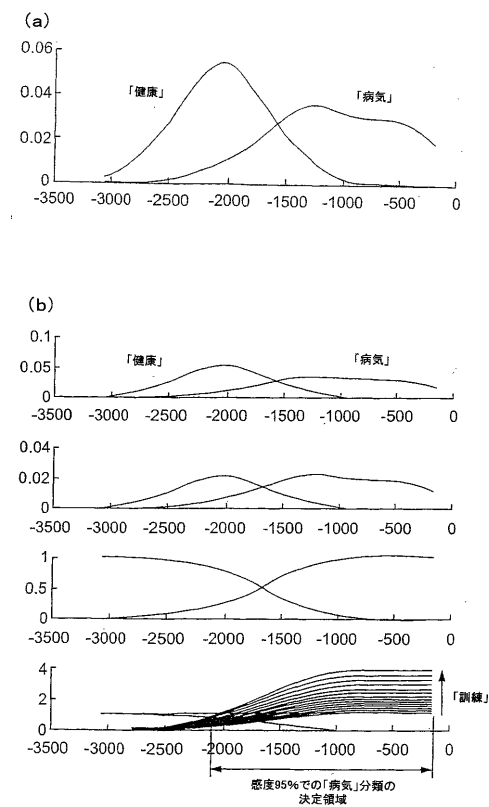
【図 1 2】



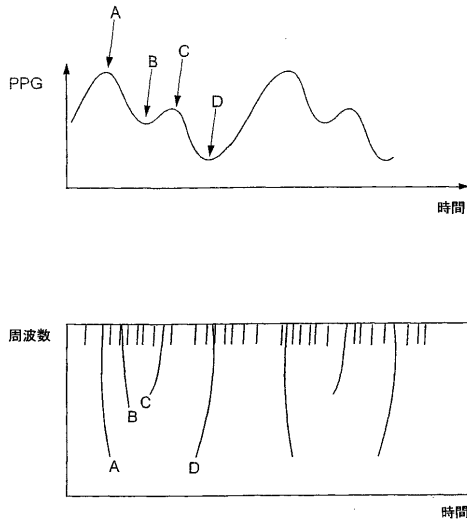
【図 1 3】



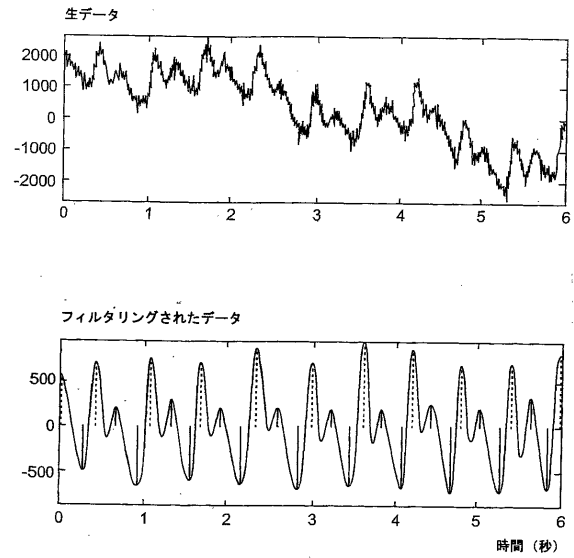
【図 1 4】



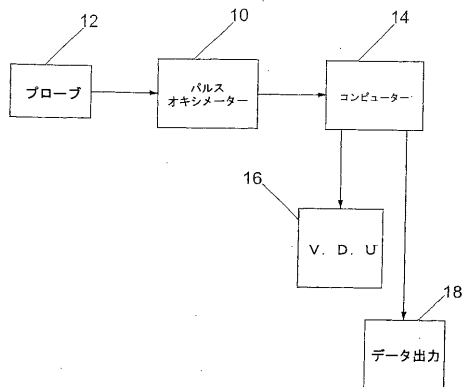
【図 15】



【図 16】



【図 17】



【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
3 January 2003 (03.01.2003)

PCT

(10) International Publication Number
WO 03/000125 A1(51) International Patent Classification: A61B 5/00, (74) Agent: MURGITROYD & COMPANY, Scotland
G06F 17/00 House, 165-169 Scotland Street, Glasgow G5 8PL (GB).

(21) International Application Number: PCT/GB02/02843

(22) International Filing Date: 21 June 2002 (21.06.2002)

(25) Filing Language: English

(26) Publication Language: English

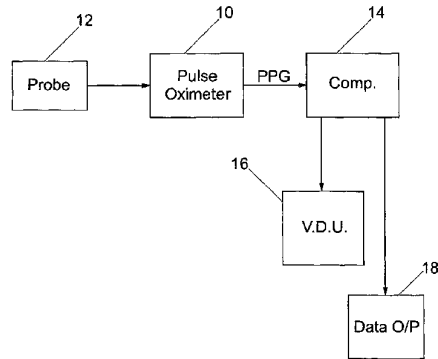
(30) Priority Data:
0115284.2 22 June 2001 (22.06.2001) GB
0206382.4 19 March 2002 (19.03.2002) GB(71) Applicant (for all designated States except US): CAR-
DIODIGITAL LIMITED [GB/GB]; 18 Balmyle Terrace,
Edinburgh EH10 5AE (GB).

(72) Inventors; and

(75) Inventors/Applicants (for US only): ADDISON, Paul,
Stanley [GB/GB]; 58 Buckstone Crook, Edinburgh EH10
6UR (GB). WATSON, James, Nicholas [GB/GB]; 116
Lochview Drive, Hogganfield, Glasgow G33 1QP (GB).(81) Designated States (national): AT, AG, AI, AM, AU, AU,
AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU,
CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GR,
GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC,
LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW,
MX, MY, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG,
SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ,
VN, YU, ZA, ZM, ZW.(84) Designated States (regional): ARIPO patent (GI, GM,
KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW),
European patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM),
European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR,
GB, GR, HU, IT, LU, MC, NL, PT, SI, TR), OAPI patent
(BR, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR,
NE, SN, TD, TG).Published:
— with international search report

[Continued on next page]

(54) Title: WAVELET-BASED ANALYSIS OF PULSE OXIMETRY SIGNALS



(57) Abstract: A pulse oximetry signal, suitably a photoplethysmogram (PPG), is decomposed by wavelet transform techniques, and the decomposed signal analysed to provide selected physiological data. The signal may be processed to remove noise, artefacts, or transient features. Information on respiration may also be recovered.

WO 03/000125 A1

WO 03/000125 A1 

before the expiration of the time limit for amending the claims and to be republished in the event of receipt of amendments

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

1

1 'Wavelet-Based Analysis of Pulse Oximetry Signals'

2

3

4 **Field of Invention**

5

6 The present invention relates to a method of
7 analysis of medical signals, and in particular to a
8 method of decomposition of signals used in pulse
9 oximetry. Specifically the invention relates to an
10 improved method of denoising such signals and in the
11 extraction of clinically useful information from
12 such signals including the monitoring and analysis
13 of patient respiration.

14

15 **Background**

16

17 Oximetry is an optical method for measuring
18 oxygenated haemoglobin in blood. Oximetry is based
19 on the ability of different forms of haemoglobin to
20 absorb light of different wavelengths. Oxygenated
21 haemoglobin (HbO₂) absorbs light in the red spectrum
22 and deoxygenated or reduced haemoglobin (RHb)

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

2

1 absorbs light in the near-infrared spectrum. When
2 red and infrared light is passed through a blood
3 vessel the transmission of each wavelength is
4 inversely proportional to the concentration of HbO₂
5 and RHB in the blood.

6
7 Pulse oximeters can differentiate the alternating
8 light input from arterial pulsing from the constant
9 level contribution of the veins and other non-
10 pulsatile elements. Only the alternating light input
11 is selected for analysis. Pulse oximetry has been
12 shown to be a highly accurate technique.

13
14 The contemporary pulse oximeter unit normally
15 provides three outputs:

- 16
17 1. the arterial oxygen saturation
18 2. the heart rate
19 3. a fluctuating time series - the pulse oximeter
20 trace or *plethysmographic waveform*

21
22 The normal pulse oximeter waveform - the
23 photoplethysmogram (PPG) - bears a strong
24 resemblance to an arterial pressure waveform
25 complete with dichrotic notch. A schematic of a
26 typical pulse oximeter trace from a finger probe is
27 shown in Figure 1a. The repeating double humped
28 (with a notch A in-between) nature of the waveform
29 is evident in the plot. Often, the second hump
30 disappears and a signal such as that in Figure 1b is
31 obtained. This may indicate a clinical condition
32 such as reduced arterial compliance. Often, for this

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

3

1 type of signal, there is a marked change in the
2 gradient of the falling waveform (i.e. a kink) as
3 indicated by the arrow B in the plot.

4
5 Figure 2 contains a plot of three simultaneously
6 acquired signals acquired from a patient. These are:
7 a finger pulse oximetry trace, an ear pulse oximetry
8 trace and an ECG. These 10 second segments have been
9 cut from a much longer signal. Note the significant
10 drift associated with the pulse oximetry traces.

11
12 **Summary of the Invention**

13
14 The invention provides a method of measuring
15 physiological parameters, as defined in claim 1, and
16 also provides a method of processing a pulse
17 oximetry signal, as defined in claim 2.

18
19 From another aspect, the invention provides a
20 physiological measurement system as defined in claim
21 22.

22
23 Preferred features and advantages of the invention
24 will be apparent from the other claims and from the
25 following description.

26
27 The invention in its preferred forms provides a
28 method for the decomposition of pulse oximetry
29 signals using wavelet transforms which allows for
30 underlying characteristics which are of clinical use
31 to be displayed and measured. The method utilises
32 wavelet transforms to decompose the signal in

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

4

1 wavelet space. The wavelet decomposition of one or
2 more or a combination of signals can then be used
3 to:
4 (a) construct a wavelet visualisation of the signal
5 - the preferred method being that which uses
6 wavelet energy surfaces plotted against the
7 location parameter *b* and the inverse of the
8 dilation parameter *a*. This visualisation would
9 highlight salient information in a more useful
10 form for clinical diagnosis (e.g. see 2D and 3D
11 scalograms in figures described below). This
12 form of information presentation should
13 facilitate the interpretation of such signals.
14 It is envisaged that the clinician would be
15 provided with a real time display of the
16 scalogram.
17 (b) provide, through the position and amplitude of
18 features in the scalogram, measurable
19 characteristics of the signal for estimation of
20 the health of the monitored patient. These
21 characteristics may include wavelet-based
22 parameters, including ratios, for the
23 determination of oxygen saturation. This is
24 important for the determination of the correct
25 therapy for the patient.
26 (c) provide, using information derived from the
27 wavelet transform (i.e. from the transform,
28 scalogram (energy density) normalised
29 scalogram, wavelet power spectrum, modulus
30 maxima, wavelet ridges, phase representation,
31 etc.) a method for measuring the cardiovascular
32 system compliance.

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

5

- 1 (d) provide, using information derived from the
2 wavelet transform (i.e. from the transform,
3 scalogram (energy density) normalised
4 scalogram, wavelet power spectrum, modulus
5 maxima, wavelet ridges, phase representation,
6 etc.) a method for detecting the presence and
7 location of pertinent features (e.g. maxima,
8 minima, notch, kink, etc.) and timescales
9 within the pulse oximetry signal and use of
10 this information for a clinically useful
11 purpose.
- 12 (e) provide, using information derived from the
13 wavelet transform (i.e. from the transform,
14 scalogram (energy density) normalised
15 scalogram, wavelet power spectrum, modulus
16 maxima, wavelet ridges, phase representation,
17 etc.) a method for identifying features of the
18 wavelet power spectrum which can be used as
19 clinical markers of the health of the patient
20 at the time of data collection
- 21 (f) provide, using information derived from the
22 wavelet transform (i.e. from the transform,
23 scalogram (energy density) normalised
24 scalogram, wavelet power spectrum, modulus
25 maxima, wavelet ridges, phase representation,
26 etc.) a method for identifying features which
27 can be used as clinical markers of the future
28 health of the patient, that is as markers of
29 the subsequent deterioration or improvement of
30 the health of the patient. These markers will
31 be incorporated within a prediction algorithm.

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

6

- 1 (g) provide, using information derived from the
2 wavelet transform (i.e. from the transform,
3 scalogram (energy density) normalised
4 scalogram, wavelet power spectrum, modulus
5 maxima, wavelet ridges, phase representation,
6 etc.) a method for detecting and monitoring the
7 patient breathing signal. This method would be
8 suitable for the monitoring the regularity of
9 the breathing pattern and patient breathing
10 rate where high levels of noise and erroneous
11 artefact affects the signal. This information
12 to be used in conjunction with other relevant
13 clinical information for clinically useful
14 purposes.
- 15 (h) provide, using information derived from the
16 wavelet transform (i.e. from the transform,
17 scalogram (energy density) normalised
18 scalogram, wavelet power spectrum, modulus
19 maxima, wavelet ridges, phase representation,
20 etc.) an accurate method for detecting and
21 monitoring the patient breathing rate. This
22 information to be displayed on the pulse
23 oximeter device. This information to be used in
24 conjunction with other relevant clinical
25 information for clinically useful purposes.
- 26 (i) provide a method for the disassociation of
27 artefact from the pertinent signal components,
28 where artefact includes noise, coherent signal,
29 movement artefact and if required breathing
30 artefact. The preferred method of performing
31 this would be a modulus maxima technique.

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

7

1 (j) provide a method for the classification of the
2 current status of the patient's health based on
3 the wavelet transform features and
4 incorporating a suitable classification method.
5 The optimal combination of features will be
6 employed. The classification methods may
7 include non-parametric Bayesian classification
8 methods, neural networks, etc. and also include
9 preprocessing discriminant analysis techniques
10 such as principle component analysis and/or
11 linear discriminant analysis for reducing the
12 dimensionality of multidimensional data.

13 (k) provide a method for the prediction of the
14 future status of the patient's health based on
15 the wavelet transform features and
16 incorporating a suitable classification method.
17 The optimal combination of features will be
18 employed. The classification methods may
19 include non-parametric Bayesian classification
20 methods, neural networks, etc. and also include
21 preprocessing discriminant analysis techniques
22 such as principle component analysis and/or
23 linear discriminant analysis for reducing the
24 dimensionality of multidimensional data.

25

26 Embodiments of the invention will now be described,
27 by way of example only, with reference to the
28 drawings:

29

30 Figure 1(a): Arterial Pulse and Pulse Oximetry
31 Signal, as discussed above.
32

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

8

1 Figure 1(b) Arterial Pulse and Pulse Oximetry
2 Signal, as discussed above.

3
4 Figure 2: The Three Collected traces: Top - Ear
5 pulse oximetry signal, Middle - Finger pulse
6 oximetry signal, Lower - ECG.

7
8 Figure 3(a): Wavelet analysis of a 2 second
9 segment of pulse oximetry signal taken from the ear
10 10 minutes into the recording. Top: the pulse
11 oximetry trace. Bottom: the scalogram. Standard
12 Morlet wavelet with $\omega_0=5.5$

13
14 Figure 3(b): Wavelet analysis of a 2 second segment
15 of pulse oximetry signal taken from the ear 10
16 minutes into the recording. The Phase plot. Standard
17 Morlet wavelet with $\omega_0=5.5$

18
19 Figure 3(c): Wavelet analysis of a 2 second segment
20 of pulse oximetry signal taken from the ear 10
21 minutes into the recording. Top: the modulus maxima
22 plot. Bottom: the ridge plot. Standard Morlet
23 wavelet with $\omega_0=5.5$

24
25 Figure 3(d): Wavelet analysis of a 2 second segment
26 of pulse oximetry signal taken from the ear 10
27 minutes into the recording. Top: the pulse oximetry
28 trace. Bottom: the scalogram. Complete Morlet
29 wavelet with $\omega_0=3$

30
31 Figure 3(e): Wavelet analysis of a 2 second segment
32 of pulse oximetry signal taken from the ear 10

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

9

1 minutes into the recording. The Phase plot. Complete
2 Morlet wavelet with $\omega_0=3$

3
4 Figure 3(f): Wavelet analysis of a 2 second segment
5 of pulse oximetry signal taken from the ear 10
6 minutes into the recording. Top: the modulus maxima
7 plot. Bottom: the ridge plot. Complete Morlet
8 wavelet with $\omega_0=3$

9
10 Figure 4(a): Wavelet analysis of a 2 second segment
11 of pulse oximetry signal taken from the finger 10
12 minutes into the recording. Top: the pulse oximetry
13 trace. Bottom: the scalogram. Standard Morlet
14 wavelet with $\omega_0=5.5$

15
16 Figure 4(b): Wavelet analysis of a 2 second segment
17 of pulse oximetry signal taken from the finger 10
18 minutes into the recording. The Phase plot. Standard
19 Morlet wavelet with $\omega_0=5.5$

20
21 Figure 4(c): Wavelet analysis of a 2 second segment
22 of pulse oximetry signal taken from the finger 10
23 minutes into the recording. Top: the modulus maxima
24 plot. Bottom: the ridge plot. Standard Morlet
25 wavelet with $\omega_0=5.5$

26
27 Figure 4(d): Wavelet analysis of a 2 second segment
28 of pulse oximetry signal taken from the finger 10
29 minutes into the recording. Top: the pulse oximetry
30 trace. Bottom: the scalogram. Complete Morlet
31 wavelet with $\omega_0=3$

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

10

1
2 Figure 4(e): Wavelet analysis of a 2 second segment
3 of pulse oximetry signal taken from the finger 10
4 minutes into the recording. The Phase plot. Complete
5 Morlet wavelet with $\omega_0=3$
6
7 Figure 4(f): Wavelet analysis of a 2 second segment
8 of pulse oximetry signal taken from the finger 10
9 minutes into the recording. Top: the modulus maxima
10 plot. Bottom: the ridge plot. Complete Morlet
11 wavelet with $\omega_0=3$
12
13 Figure 5: Region Segmentation in Phase Space
14
15 Figure 6(a): Wavelet Denoising and Detrending.
16 Morlet Wavelet $\omega_0=5.5$. Original Signal.
17
18 Figure 6(b): Wavelet Denoising and Detrending.
19 Morlet Wavelet $\omega_0=5.5$. Scalogram
20
21 Figure 6(c): Wavelet Denoising and Detrending.
22 Morlet Wavelet $\omega_0=5.5$. Phase Plot
23
24 Figure 6(d): Wavelet Denoising and Detrending.
25 Morlet Wavelet $\omega_0=5.5$. Cropped Scalogram
26
27 Figure 6(e): Wavelet Denoising and Detrending.
28 Morlet Wavelet $\omega_0=5.5$. The original trace (top); the
29 reconstructed trace (middle); the denoised and
30 detrended trace (bottom).
31

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

11

1 Figure 7(a): Wavelet Denoising and Detrending.
2 Morlet Wavelet $\omega_0=2$. Original Signal.
3
4 Figure 7(b): Wavelet Denoising and Detrending.
5 Morlet Wavelet $\omega_0=2$. Phase Plot
6
7 Figure 7(c): Wavelet Denoising and Detrending.
8 Morlet Wavelet $\omega_0=2$. Original and reconstructed
9 signals
10
11 Figure 7(d): Wavelet Denoising and Detrending.
12 Morlet Wavelet $\omega_0=2$. Blow up of Figure 7(c)
13
14 Figure 7(e): Wavelet Denoising and Detrending.
15 Morlet Wavelet $\omega_0=2$. Three different high frequency
16 cut-off thresholds - increasing from top to bottom.
17
18 Figure 8(a): Scalogram showing the breathing ridge
19
20 Figure 8(b): A Collapsed Scalogram showing the
21 breathing and heart rates.
22
23 Figure 9(a): The Analysis of a Plethysmogram
24 Breathing Experiment Sub-Study: Pulse oximeter trace.
25
26 Figure 9(b): The Analysis of a Plethysmogram
27 Breathing Experiment Sub-Study: The Modulus of the
28 trace in Figure 9(a) showing ridges associated with
29 pulse and breathing.
30

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

12

1 Figure 9(c): The Analysis of a Plethysmogram
2 Breathing Experiment Sub-Study: the phase associated
3 with the breathing ridges in Figure 9(b).
4

5 Figure 10(a): Phase following of respiration
6

7 Figure 10(b): Showing the steps of constant phase
8 minima across scales.
9

10 Figure 11(a): Frequency Modulation of the dominant
11 cardiac frequency bands
12

13 Figure 11(b): Amplitude Modulation of the dominant
14 cardiac frequency bands
15

16 Figure 11(c): Individual Breathing features resolved
17 using a low oscillation wavelet (One such feature
18 indicated by arrow.)
19

20 Figure 12: A schematic diagram of the signal, its
21 transformation as a scalogram, the associated
22 wavelet power spectrum.
23

24 Figure 13: Partitioning of the test data. Power is
25 plotted against entropy at the frequency levels
26 given. An arbitrary separation line has been plotted
27 (dashed) in the plot.
28

29 Figure 14(a): Graphical illustration of Bayesian
30 Classification of 'ill' and 'healthy' data sets.
31

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

13

1 Figure 14(b): Graphical illustration of Bayesian
2 Classification of 'ill' and 'healthy' data sets

3
4 Figure 15: Top: PPG signal. Lower Plot: The wavelet
5 transform modulus maxima plot corresponding to the
6 signal.

7
8 Figure 16: Top: A raw PPG signal. Lower Plot: The
9 wavelet transform (threshold) filtered trace with
10 individually isolated features of the trace marked
11 by vertical lines.

12
13 Figure 17: A block schematic of an exemplary system
14 for implementing the method of the invention.

15
16 The Wavelet transform

17
18 Wavelet transforms allow a signal to be decomposed
19 such that both the frequency characteristics and the
20 location of particular features in a time series may
21 be highlighted simultaneously. This overcomes the
22 basic shortcoming of Fourier analysis, where the
23 spectrum only contains globally averaged information
24 thus leading to location specific features in the
25 signal being lost. The complete analysis of a signal
26 requires the deduction of both the frequency make up
27 and temporal location of the signal components. The
28 limitation of Fourier (spectral-only) methods can be
29 partly overcome by introducing a sliding time window
30 which localises the analysis in time. This local or
31 Short Time Fourier Transform (STFT) provides a
32 degree of temporal resolution by highlighting

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

14

1 changes in spectral response with respect to time.
2 However, this method is always a compromise between
3 temporal and frequency resolution (higher frequency
4 resolution means lower temporal resolution, and vice
5 versa) due to the fixed window width associated with
6 it. The nature of the wavelet transform is such that
7 it is well suited to the analysis of signals in
8 which a more precise time resolution is required for
9 higher frequencies than for lower ones. By employing
10 a variable width window, it effectively zooms in on
11 the temporal signal when analysing higher
12 frequencies, providing higher resolution where
13 necessary.

14
15 The wavelet transform of a continuous real-valued
16 time signal, $x(t)$, with respect to the wavelet
17 function, ψ , is defined as

$$19 \quad T(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) x(t) dt \quad (1)$$

20
21 where t is time, a is the dilation parameter, b is
22 the location parameter, $\psi^*((t-b)/a)$ is the complex
23 conjugate of the analysing wavelet used in the
24 convolution and $x(t)$ is the signal under
25 investigation which, in this application, is the PPG
26 signal obtained from the pulse oximeter. The wavelet
27 transform can therefore be thought of as the
28 cross-correlation of the analysed signal with a
29 wavelet function that has been translated by a value
30 b and dilated by a factor a .

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

15

1
2 Contemporary literature suggests two methods of
3 wavelet analysis using either *discrete* or *continuous*
4 transforms. The *discrete* wavelet transform
5 necessitates the use of orthonormal wavelets, and
6 dilation levels are set in the form of integer
7 powers of two. This provides a rapid method of
8 signal decomposition, and guarantees energy
9 conservation and exact signal reconstruction.
10 However, the discrete transform is limited by loss
11 of both time and frequency resolution due to the
12 dyadic nature of the transform. Conversely, the
13 *continuous* wavelet transform does provide high
14 resolution. Thus, proper use of wavelet analysis
15 demands identification of the correct wavelet and
16 transform type for the given application. The
17 inherent redundancy in the continuous wavelet
18 method, although computationally more intensive,
19 increases clarity in the transform space and allows
20 for greater temporal resolution at high dilations.
21 For this reason we prefer to employ a continuous
22 wavelet transform in our method. Note that in
23 practice a discretised approximation to the
24 continuous wavelet transform integral may be
25 employed based on the FFT algorithm where the
26 wavelet convolution in (1) is performed as a product
27 in Fourier space (via the convolution theorem) hence
28 speeding up the computation.
29
30 Any wavelet function may be used in the analysis. In
31 the examples given here we employ complex Morlet
32 wavelets. We define the complete Morlet wavelet as

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

16

1

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

3

4 where ω_0 is the central frequency of the mother
 5 wavelet, t is time, i is the complex number $(-1)^{1/2}$.
 6 The second term in the brackets is known as the
 7 correction term, as it corrects for the non-zero
 8 mean of the complex sinusoid of the first term. In
 9 practice it becomes negligible for values of $\omega_0 > 5$.
 10 Most investigators concentrate on wavelet transforms
 11 with ω_0 in the range 5-6, where it can be performed
 12 without the correction term since it becomes very
 13 small. In this case, the Morlet wavelet becomes
 14

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

16

17 This truncated Morlet wavelet is invariably used in
 18 the literature and often referred to as simply the
 19 Morlet wavelet. Here we use the name, 'standard
 20 Morlet wavelet', for this simplified form of
 21 equation 3 and 'complete Morlet wavelet', for the
 22 complete form given by equation 2.

23

24 Modulus maxima and ridges correspond to loci of
 25 local maxima and minima in the wavelet transform.
 26 These are useful in detecting singularities and
 27 following instantaneous frequencies. A vast amount
 28 of information is contained within the continuous
 29 wavelet transform $T(a,b)$. This can be condensed

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

17

1 considerably by considering only local maxima and
 2 minima of the transform. Two definitions of these
 3 maxima are commonly used in wavelet analysis
 4 practice, these are:

5
 6 1 - Wavelet *ridges*, defined as
 7

$$8 \quad \frac{d(|T(a,b)|^2/a)}{da} = 0 \quad (4)$$

9
 10 which are used for the determination of
 11 instantaneous frequencies and amplitudes of signal
 12 components. Notice that this definition of a ridge
 13 uses the rescaled scalogram $|T(a,b)|^2/a$ as it leads
 14 to a simpler analytical solution relating the ridge
 15 to the instantaneous frequency when a standard
 16 Morlet wavelet is employed as the analysing wavelet.

17
 18 2 - Wavelet *modulus maxima*, defined as
 19

$$20 \quad \frac{d|T(a,b)|^2}{db} = 0 \quad (5)$$

21
 22 are used for locating and characterising
 23 singularities in the signal. (Note that equations 4
 24 and 5 also include inflection points with zero
 25 gradient. These can be easily removed when
 26 implementing the modulus maxima method in practice.)
 27

28 In the present invention described here we use
 29 modulus maxima and ridges as defined above, however,
 30 any reasonable definition of the loci of the maxima

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

18

1 and minima of the transform may be incorporated
2 within the method.

3

4 Details of the Method

5

6 Figures 3 and 4 show some results from preliminary
7 wavelet analysis undertaken on short segments of
8 pulse oximeter traces. Figure 3 corresponds to an
9 ear probe signal and Figure 4 to a finger probe
10 signal.

11

12 The left hand column (Figures 3(a),3(b),3(c),
13 4(a),4(b),4(c)) in each figure corresponds to the
14 analysis performed using the standard Morlet wavelet
15 with $\omega_0=5.5$ and the right hand column (Figures
16 3(d),3(e),3(f),4(d),4(e),4(f)) corresponds to the
17 analysis performed using the complete Morlet wavelet
18 with $\omega_0=3$. These $\omega_0=3$ wavelets are much better for
19 the temporal isolation of signal features.

20

21 The scalograms in Figures 3(a),3(d),4(a) and 4(d)
22 are plotted below the original signals. The $\omega_0=5.5$
23 plots exhibit more compactness in frequency as
24 evidenced by the thinner horizontal high energy band
25 corresponding to the 'beat' frequency of the pulse
26 oximeter signal. Also evident are regular dips
27 corresponding to the kinks in the signal. The $\omega_0=3$
28 plots exhibit more temporal compactness where the
29 dominant band contains undulation peaks which
30 correspond to the repeating temporal pattern of the
31 signal.

32

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

19

1 The phase plots are given below the scalograms in
2 Figures 3 and 4 and provide information on the local
3 matching of the wavelet with the signal. All phase
4 plots shown exhibit regular repeating structure. The
5 $\omega_0=3$ phase plot is considerably less cluttered than
6 the $\omega_0=5.5$ plot due to less oscillatory nature of
7 the wavelet used.

8
9 The lower plots in Figures 3 and 4 show the modulus
10 maxima (top) and ridges (bottom) associated with the
11 wavelet transform. These provide information
12 concerning the location of temporal features and the
13 instantaneous frequency of the signal respectively.
14 Both methods allow for pertinent information within
15 the highly redundant continuous wavelet transform to
16 be presented (and hence extracted) in a more compact
17 form. This information can be used within advanced
18 filtering and prediction algorithms.

19
20 **Elements of the Signal in Wavelet Space**

21
22 Figure 5 contains one of the phase plots in Figure 4
23 blown up and split into four distinct regions. At
24 the very low frequency range (region B-L) there is
25 no obvious local coherent matching of the wavelet
26 with the signal (see below for more information
27 concerning this region). At the next lower frequency
28 range (region P₁) the phase plots exhibit a smooth
29 repeating pattern corresponding to the regular
30 pulsing of the signal. Above this range these
31 undulations split into two, (region P₂) where the
32 location of this new split corresponds to the marked

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

20

1 change in slope (the kink) occurring at the
2 decreasing part of the pulse oximeter waveform (it
3 would correspond to the location of the notch for a
4 double humped waveform). At the highest frequencies
5 (region N) the phase changes become more irregular
6 in their occurrence and correspond to the smaller
7 fluctuations in the signal (e.g. high frequency
8 noise, high frequency movement artefact, etc.) The
9 features within each region could be further
10 partitioned using advanced filtering techniques, for
11 example incorporating wavelet modulus maxima or
12 wavelet ridge filtering technology.

13
14 Wavelet Detrending and Denoising and the Elucidation
15 of Breathing Artefact

16
17 Figure 6a shows a 35 second segment of pulse
18 oximeter waveform. There is obvious drift in the
19 signal. The corresponding scalogram and phase plots
20 are given in Figures 6b and 6c respectively for a
21 Morlet decomposition with $\omega_0=5.5$. Figures 6d and 6e
22 illustrate a simple wavelet-based method for
23 detrending and denoising the signal where the
24 scalogram is essentially cropped, i.e. the high and
25 low wavelet bandpass centre frequencies are set to
26 zero. This removes both the very small and very
27 large period fluctuations associated with noise and
28 drift respectively. Figure 6e shows, from top to
29 bottom, the original signal, the reconstructed
30 signal using all the scalogram information (a check)
31 and the denoised and detrended signal reconstructed
32 from the cropped scalogram in Figure 6d. More

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

21

1 advanced detrending and denoising includes filtering
2 methodologies based on the wavelet transform modulus
3 maxima and ridges, including methods to follow the
4 ridges and other wavelet based features pertaining
5 to the pulse and breathing signals through time.
6
7 Figure 7 contains the decomposition of the same
8 signal as that in Figure 6, this time using a
9 complete Morlet wavelet with $\omega_0=2$. The improved
10 temporal isolation of the pulse features is apparent
11 in the wavelet space scalogram of Figure 7a. In
12 addition, the phase plot of Figure 7b shows a
13 regular period oscillation at around 0.4 Hz
14 particularly well. This, 2.5 second, periodicity
15 corresponds to the regular breathing pattern of the
16 patient- denoted as region B in the figure. In fact,
17 we have separated the B-L region that was indicated
18 in Figure 5 into region B - breathing - and region L
19 - other lower frequency signal components including
20 drift. The denoising and detrending of the signal is
21 carried out in the same way as in the previous
22 figure to give the denoised and detrended signal
23 shown in the lower plot of Figure 7c. Figure 7d
24 shows a blow up of the first five seconds of the
25 signals in Figure 7c. The smoothing of the signal is
26 obvious in the lower plot. The choice of the upper
27 frequency cut-off is critical in partitioning
28 relevant signal artefacts from noise. Figure 7e
29 shows three plots of the denoised and detrended
30 signal where progressively higher cut-off thresholds
31 have been used. This allows higher and higher
32 frequency features back into the denoised signal.

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

22

1
2 **More on the elucidation of breathing artefact**

3
4 Four, wavelet-based, methodologies may be employed
5 for the monitoring of respiration and the extraction
6 of the breathing rate from a standard pulse oximeter
7 trace or photoplethysmograph (PPG) trace. These
8 methodologies may be used independently, for example
9 within an algorithm, or collectively using a polling
10 mechanism. They are given as:

11
12 1. High amplitude banding.

13
14 When the breathing artefact is particularly
15 pronounced, the breathing rate can be identified as
16 a strong band or ridge of high transform values in
17 the low (<1Hz) frequency range. The arrow in Figure
18 8(a) indicates one such ridge. In one preferred
19 embodiment, this band can be identified by
20 collapsing the scalogram down into two dimensions,
21 as shown in Figure 8(b). This is a wavelet based
22 power spectrum: the summation of coefficients across
23 scales factored by the reciprocal of the square of
24 the scale value ($1/a^2$). The primary assumptions made
25 in this methodology are: (1) the dominant features
26 in the filtered trace are cardiac components and (2)
27 the breathing rate is less than the heart rate.
28 Alternative assumptions can also be employed
29 according to the clinical situation, e.g. PPGs from
30 neonates.
31

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

23

1 In another embodiment, the breathing ridge may be
2 followed in wavelet space using standard ridge-
3 following techniques. This allows sudden or short
4 term changes in breathing rate to be identified and
5 quantified in real time. Evidence for the
6 applicability of this methodology is found in Figure
7 9. Here a pulse oximeter trace, Figure 9(a), is
8 presented for a 60 second experiment. During the
9 experiment the subject was instructed to half his
10 breathing rate after 30 seconds. As can be seen in
11 Figure 9(b), a breathing ridge is clearly
12 identifiable. This ridge drops in frequency (right
13 hand horizontal scale) after 30 seconds. By
14 identifying the phase of the wavelet transform along
15 the ridge a clear indication of the timing of each
16 breath can be determined - see Figure 9(c).

17

18 2. Phase methods.

19

20 As shown above, the phase of the wavelet
21 coefficients can be used to identify the timing of
22 each breath. However, cross-scale correlation of
23 phase values, particularly for scalograms of low
24 oscillation wavelets, can also be used as an
25 indicator for low frequency, low amplitude,
26 breathing features within the PPG trace.

27

28 In Figure 10(a) a portion of the wavelet phase space
29 scalogram is presented. As can be seen there is a
30 very definite cross-scale correlation for the
31 frequencies around the breathing rate - the dotted
32 box (i.e. similar phase values are aligned

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

24

1 vertically). By plotting the number of near zero
2 modulus minima of the phase per scale against scale
3 one can identify these areas of alignment as
4 constant valued steps in the graph.

5
6 In the example of Figure 10(b) the scale
7 (horizontal) axis is presented as the band pass
8 centre frequency of that scale. This diagram plots
9 the count of phase modulus minima per scale against
10 scale. This is indicative of the cross scale
11 correlation in the wavelet phase space and can be
12 used to associate regions of the scalogram with
13 physiological features (e.g. breathing and heart
14 rate). This diagram is the count of phase minima of
15 the scalogram shown in Figure 8.

16
17 As one can clearly see in this figure, the steps of
18 constant phase count correlate extremely well with
19 the wavelet spectrum peak positions of Figure 8(b)
20 (the spectrum of the same trace as that of Figure
21 10(b)).

22
23 Note that the use of cross-correlation across scale
24 can also be used to isolate individual features
25 within the trace. See, for example, Figure 16, where
26 individual pulse features within the trace have been
27 identified by finding the dominant frequency
28 associated with the heart rate then following the
29 points of equal phase up to higher frequencies.
30 These techniques cannot be performed using
31 conventional STFT methods where the temporal
32 resolution at high frequencies is inferior and phase

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

25

1 values are relative to the STFT frame origin rather
2 than the wavelet centre.

3

4 3. Frequency modulation.

5

6 In some cases the amplitudes of the breathing
7 related features within the PPG are such that they
8 cannot easily be isolated as independent features
9 within the transform space (e.g. they are of small
10 amplitude, close to the dominant cardiac signal,
11 etc). However, their effects on the dominant cardiac
12 features can be observed. This is shown in Figure
13 11(a) where the frequency of modulation corresponds
14 to the breathing rate of the subject. Associated
15 frequency of the cardiac features oscillate with a
16 frequency identified as that of the breathing rate.
17 This method cannot be utilised using standard
18 Fourier techniques where temporal averaging reduces
19 resolution in time so making identification of this
20 modulation undetectable.

21

22 4. Amplitude modulation.

23

24 In some cases the amplitudes of the breathing
25 related features within the PPG are such that they
26 cannot easily be isolated as independent features
27 within the transform space (e.g. they are of small
28 amplitude, close to the dominant cardiac signal,
29 etc). However, their effects on the dominant cardiac
30 features can be observed. This is shown in Figure
31 11(b) where the frequency of amplitude modulation
32 corresponds to the breathing rate of the subject.

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

26

1 The amplitude dominant band corresponding to the
2 cardiac features in wavelet space oscillates with a
3 frequency identified as that of the breathing rate.
4 Occasionally, when breaths are well separated
5 individual breath features can be identified instead
6 of a continuous, or modulated, band. This is
7 particularly apparent when a low oscillation wavelet
8 function is employed, as in Figure 11(c). Again,
9 this method cannot be utilised using standard
10 Fourier techniques where temporal averaging reduces
11 resolution in time so making identification of this
12 modulation undetectable.

13

14 Wavelet Feature Analysis

15

16 A scheme is described for the analysis of features
17 derived from statistical measures of the wavelet
18 transformed signal at a given frequency level or by
19 following a time-frequency feature in wavelet space
20 - where the transform can be represented as the
21 actual transform values, the modulus of transform
22 values, the squared transform values (the scalogram)
23 or some other simple transformation of the wavelet
24 transform values. In the preferred embodiment these
25 features derived from the wavelet transform at a
26 selected frequency level may include the power,
27 mean, skew, kurtosis and entropy. In addition, these
28 may be found for the peak frequency for each
29 individual scalogram rather than a constant
30 predefined frequency level, where peak frequency is
31 defined as the frequency level containing the most
32 power when integrated across the scalogram to

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

27

1 produce a wavelet power spectrum. Figure 12 shows a
2 schematic of the wavelet transform scalogram and the
3 wavelet power spectrum obtained from integration
4 along the time domain at each frequency level. The
5 selected frequency level across which the
6 statistical measures are obtained is shown dashed in
7 the scalogram plot.

8

9 The algorithm allows the analysis of segments of the
10 pulse oximetry signals. The algorithm also allows
11 the visual inspection of the feature scatter in
12 parameter space. The feature scatter is then used as
13 input to a classification method e.g. a Bayesian
14 classifier or neural network.

15

16 Figure 13 shows the scatter plot derived from a
17 signal data set obtained from two groups of
18 children. One of the groups comprised a number of
19 'controls' taken from healthy children and were of
20 relatively short duration these are marked by a 'o'
21 in the figure. The other group were acquired from
22 admitted patients attending the accident and
23 emergency department of a UK children's hospital.
24 Trace segments were selected from a PPG signal from
25 each child and then decomposed using a wavelet
26 transform. The feature distribution within the
27 resulting scalograms were then probed across levels.
28 The graph in Figure 13 has been plotted with a
29 logarithmic vertical axis to better separate the
30 feature points in parameter space. This scaling is
31 optional and linear scaling may better suit other
32 chosen features. We can see from visual inspection

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

28

1 that the controls are well separated from the
2 admitted patients. The dashed line in the plot has
3 been added for illustration and represents a
4 possible separation line for dividing the two-
5 dimensional data set into two classes.
6
7 In order to determine from a data set which illness
8 severity the patient belongs to a Bayesian or other
9 classification method may be employed. Figure 14
10 shows an example of the Bayesian classifier for the
11 'ill' and 'healthy' entropy data sets which gives a
12 specificity of 84% and sensitivity of 81% for the
13 determination of an 'ill' patient from a data
14 sample. Figure 14(a) shows smoothed data PDF's
15 (Probability Density Functions) corresponding to the
16 Entropy data given by the horizontal axis of Figure
17 13. In Figure 14(b) Top plot: smoothed PDF's,
18 Second top plot: smoothed PDF's weighted according
19 to class prevalence, Second bottom plot: probability
20 of observation stemming from class 'healthy' or
21 'ill', Bottom plot: the classifier training towards
22 a 95% sensitivity for detecting 'ill' patients.
23
24 Note that the two data sets have been smoothed prior
25 to the classification. The classifier may be trained
26 using an iterative procedure and a risk matrix to
27 enhance the sensitivity (say to 95% or above) at the
28 expense of sensitivity. For example, for 96%
29 sensitivity, a specificity of only 43% is attained
30 for the entropy data set produce (lowest plot of
31 Figure 14b).
32

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

29

1 Combinations of feature vectors can produce enhanced
2 specificity-sensitivity values but with the
3 requirement of increased computational effort.
4 Figure 13 contained a two-dimensional feature set
5 (of power and entropy). The increased computational
6 effort arising from the use of multidimensional
7 feature sets can be remedied somewhat by reducing
8 the number of components using, for example,
9 principal component analysis or linear discriminant
10 analysis during the preprocessing stage.

11
12 The use of features derived from wavelet transform
13 are useful as clinical markers of current state of
14 the patient health as shown in the example. The same
15 classification method may also be used as a
16 predictor of the future state of the patient's
17 health by correlating future outcomes with wavelet
18 feature data.

19
20 The classification method may also be extended to
21 include other clinical parameters including triage
22 category, capillary refill time, white cell count,
23 age, etc.

24
25 The classification method may also be extended to
26 further partition the data according to patient
27 'illness severity', where the system is initially
28 trained on illness severities determined using
29 suitable criteria by a clinician.

30
31 Usefulness in the Measurement of Compliance etc.
32

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

30

1 The wavelet-based denoising and feature extraction
2 described herein will allow for a more accurate
3 analysis of the photoplethysmographic waveform when
4 used in the measurement and monitoring of
5 physiological parameters. An example of this is in
6 the determination of arterial compliance using the
7 shape of, and reference points within, the
8 plethysmographic signal. Modulus maxima following
9 can be used to determine the location and nature of
10 pertinent characteristic points in the PPG, e.g. the
11 beginning and end of the initial upslope of the PPG
12 trace, maxima, minima, etc. This is shown
13 schematically in Figure 15. Example PPG reference
14 points used in the determination of clinically
15 useful parameters are shown A,B,C,D and can be
16 identified in the modulus maxima plot. The maxima
17 lines can be used to better identify the
18 characteristic points from within the signal.

19
20 In Figure 16 the lower plot shows the wavelet
21 transform (filtered) trace with individually
22 isolated features of the trace marked by vertical
23 lines. Note these have been identified through cross
24 scale correlation of phase. Note also that peaks and
25 troughs have been differentiated through the phase
26 value - near zero corresponding to peaks and near
27 $\pm\pi$ corresponding to troughs.

28 29 **Implementation**

30
31 Figure 17 illustrates schematically one system for
32 implementing the method of the invention.

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

31

1
2 A pulse oximeter 10 of known type has a probe 12 for
3 obtaining readings from the finger, ear lobe or
4 other suitable part of a patient. The pulse
5 oximeter outputs a raw PPG signal to a computer 14
6 which carries out the wavelet transforms and
7 associated analysis as discussed above. The
8 computer 14 can output both the raw PPG signal and
9 the results of processing the PPG signal to a VDU 16
10 and/or provide an output in the form of data at 18.
11 The data output 18 may be in the form of a link to a
12 remote location, a data carrier such as a disc or
13 tape, or any other suitable format.
14
15 The mathematics of wavelet transforms are well
16 described in the literature and known to those of
17 ordinary skill in the art, and are not further
18 described herein.
19
20 The immediately convenient manner of implementing
21 the present invention is by connecting a computer to
22 an existing pulse oximeter, as shown in Figure 17.
23 It will be readily apparent, however, that the
24 invention could equally well be implemented by
25 combining a pulse oximeter with suitable
26 computational resources within a single, stand-alone
27 instrument; or by passing the PPG signal from a
28 conventional pulse oximeter over a data
29 communications link to a remote computer which could
30 be shared with other users.

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

32

1 CLAIMS

2

3 1. A method of measuring physiological parameters,
4 comprising using a pulse oximeter to obtain a
5 pulse oximetry signal, decomposing the pulse
6 oximetry signal by wavelet transform analysis,
7 and deriving one or more physiological
8 parameters from the decomposed signal.

9

10 2. A method of processing a pulse oximetry signal,
11 in which the pulse oximetry signal is
12 decomposed by wavelet transform analysis.

13

14 3. A method according to claim 1 or claim 2, in
15 which the pulse oximetry signal is a
16 photoplethysmogram (PPG).

17

18 4. A method as claimed in any preceding claim,
19 including the steps of deriving the wavelet
20 energy surfaces of the pulse oximeter signal,
21 and plotting the surfaces against a location
22 parameter and a scale parameter.

23

24 5. A method as claimed in any preceding claim,
25 including the steps of deriving the wavelet
26 transform modulus of the pulse oximeter signal,
27 and plotting the modulus against a location
28 parameter and a scale parameter.

29

30 6. A method as claimed in claim 4 or claim 5, in
31 which the scale parameter is a characteristic

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

33

- 1 frequency of the wavelet used in the
2 decomposition.
3
- 4 7. A method as claimed in claim 4 or claim 5, in
5 which the scale parameter is the wavelet
6 dilation.
7
- 8 8. A method as claimed in any preceding claim,
9 including visually displaying information
10 derived from the pulse oximetry signal by the
11 wavelet transform analysis.
12
- 13 9. A method as claimed in claim 8, in which said
14 information is displayed in real time.
15
- 16 10. A method as claimed in claim 8 or claim 9, in
17 which said information includes one or more of:
18 the distribution of energies within the
19 pulse oximetry signal,
20 coherent structures in the processed
21 signal,
22 a contour plot of the decomposed waveform,
23 a surface plot of the decomposed waveform,
24 and
25 a 2D or 3D energy scalogram.
26
- 27 11. A method according to any of claims 8 to 10, in
28 which the unprocessed pulse oximetry signal is
29 also displayed.
30
- 31 12. A method according to any preceding claim, in
32 which the processing of the pulse oximetry

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

34

- 1 signal is effective to derive information
2 relating to respiration.
3
4 13. A method according to claim 12, in which
5 respiration information is derived from high
6 amplitude ridges using ridge-following methods.
7
8 14. A method according to claim 12, in which the
9 respiration information is derived by phase
10 methods.
11
12 15. A method according to claim 14, in which the
13 respiration information is derived by cross-
14 scale correlation of phase values.
15
16 16. A method according to claim 12, in which the
17 respiration information is derived by analysis
18 of amplitude or frequency modulation.
19
20 17. A method according to any preceding claim, in
21 which the processing of the pulse oximetry
22 signal is effective to remove at least one of
23 noise, artefact, and transient features.
24
25 18. A method according to claim 17, in which said
26 removal employs inverse transformation of the
27 cropped transform.
28
29 19. A method according to claim 17, in which said
30 removal employs wavelet ridge methods.
31

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

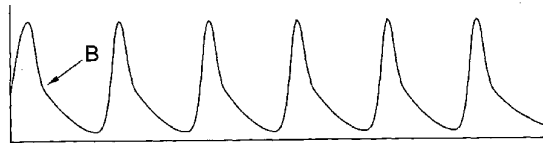
35

- 1 20. A method according to claim 17, in which said
2 removal employs modulus maxima methods.
3
- 4 21. A method according to any preceding claim, in
5 which information from the transform is used to
6 determine the present or predicted severity of
7 illness of a subject.
8
- 9 22. A physiological measurement system comprising:
10 a pulse oximeter which includes an optical
11 probe and circuit means connected to the probe
12 to derive a pulse oximetry signal from a
13 subject when the probe is applied to the
14 subject, and
15 signal processing means arranged to
16 receive the pulse oximetry signal and to
17 process the signal by wavelet transform
18 techniques.
19
- 20 22. A system according to claim 21, in which the
21 signal processing means is arranged to process
22 the pulse oximetry signal by the method of any
23 of claims 3 to 21.
24
- 25 23. A system according to claim 21 or claim 22,
26 further including a visual display unit operable to
27 display the pulse oximetry signal and information
28 derived therefrom in real time.

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

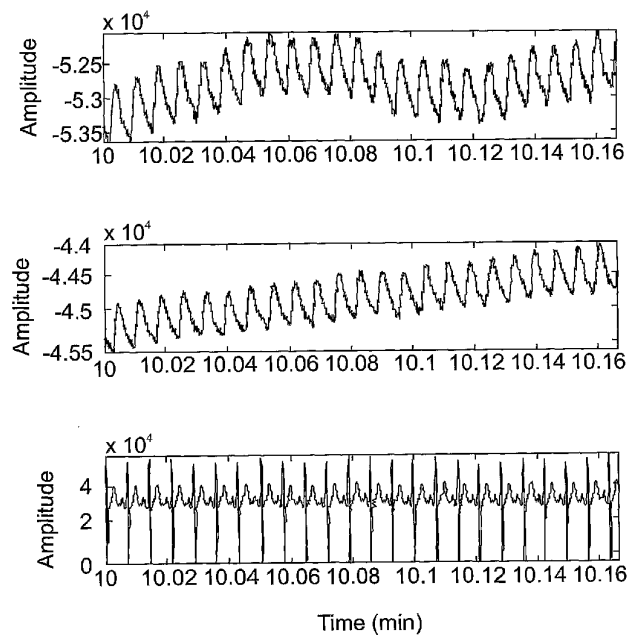
1 / 27

*Fig. 1a**Fig. 1b*

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

2 / 27

*Fig. 2*

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

3/27

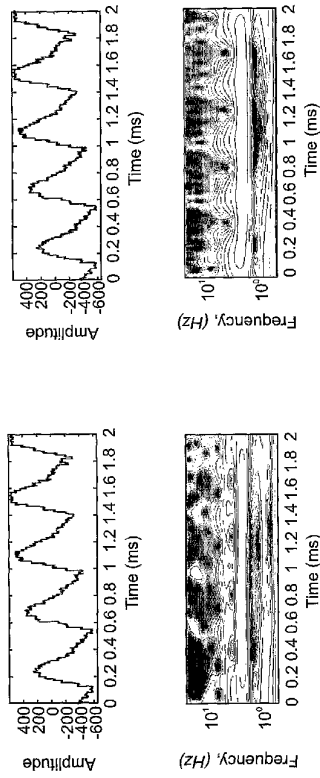


Fig. 3d

Fig. 3a

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

4 / 27

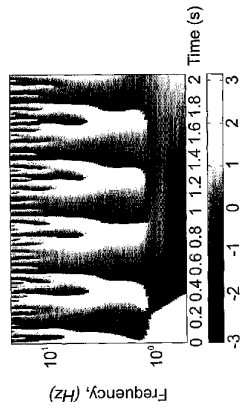


Fig. 3e

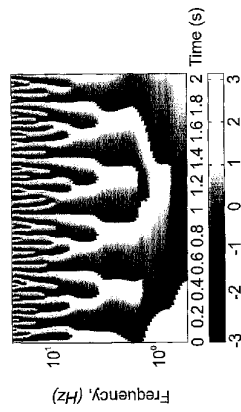
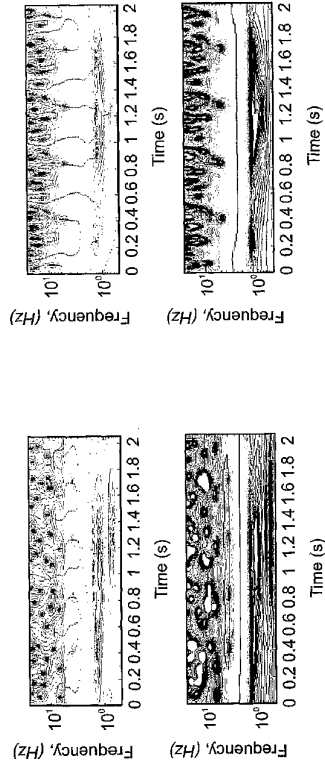


Fig. 3b

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

5/27



SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

6 / 27

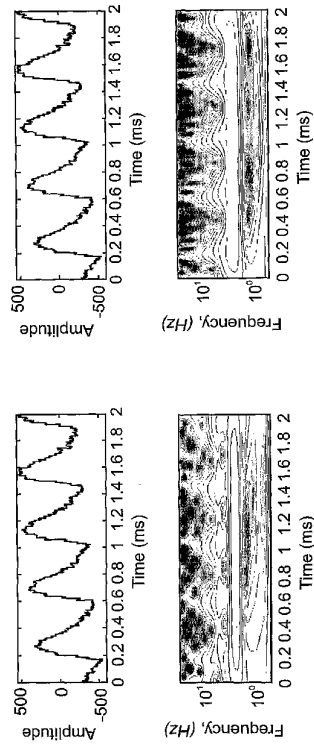


Fig. 4d

Fig. 4a

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

7 / 27

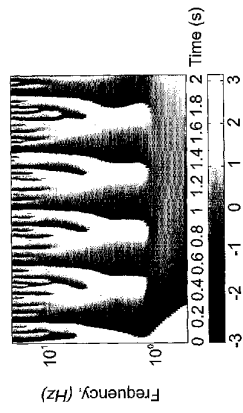


Fig. 4e

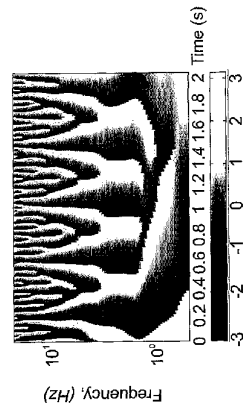


Fig. 4b

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

8 / 27

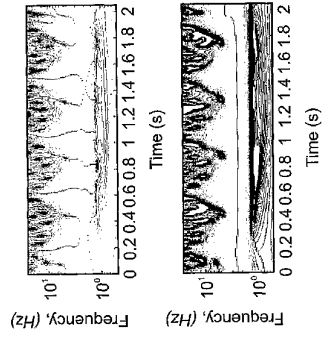


Fig. 4f

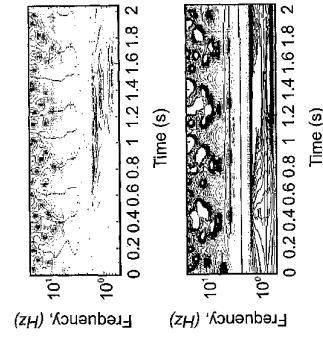


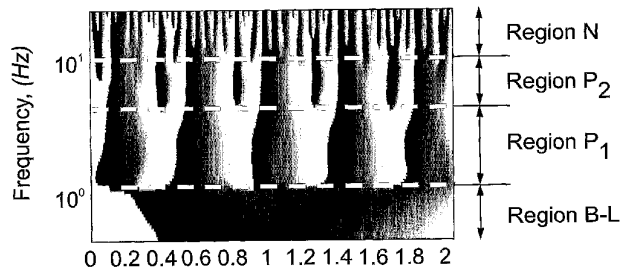
Fig. 4c

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

9 / 27

*Fig. 5*

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

10/27

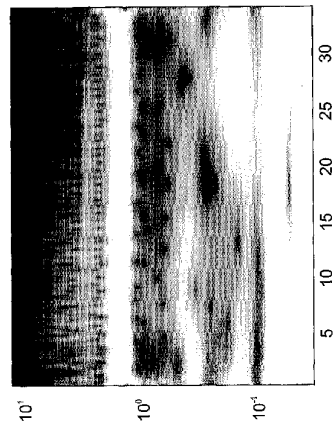


Fig. 6b

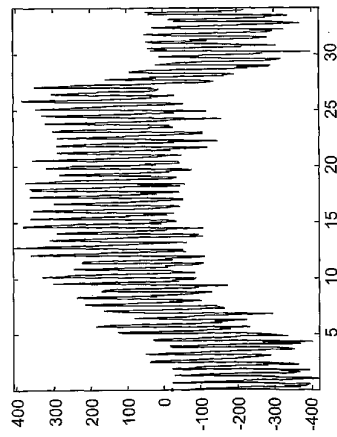


Fig. 6a

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

11 / 27

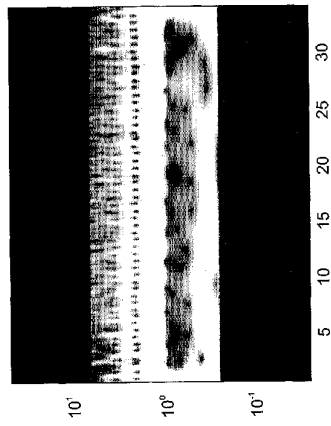


Fig. 6d

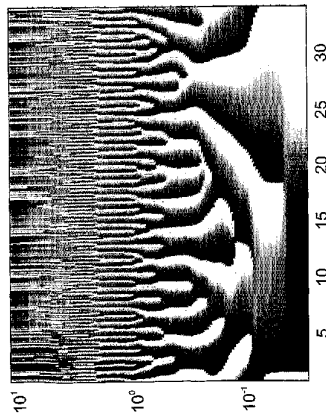


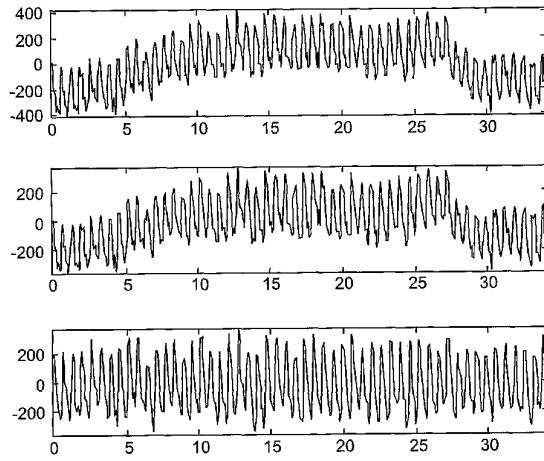
Fig. 6c

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

12 / 27

*Fig. 6e*

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

13/27

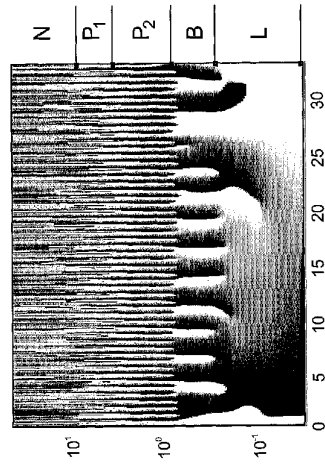


Fig. 7b

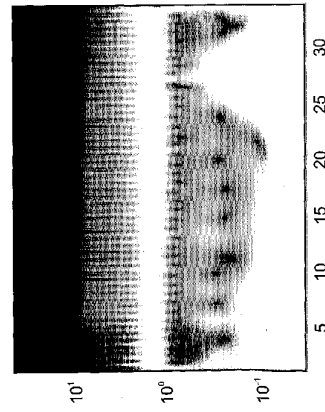


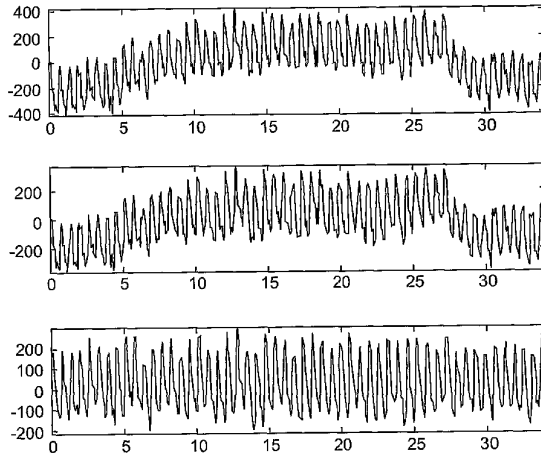
Fig. 7a

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

14 / 27

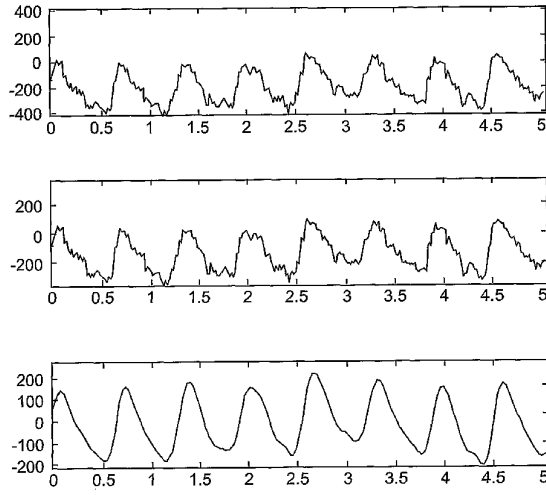
*Fig. 7c*

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

15/27

*Fig. 7d*

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

16/27

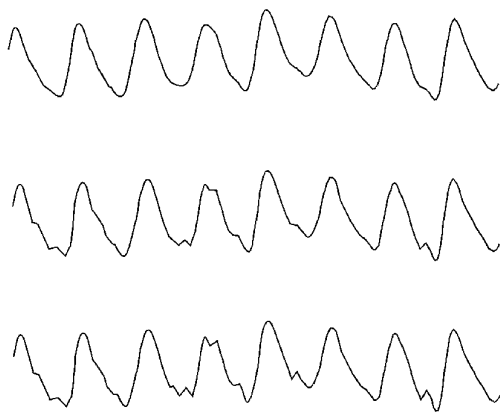
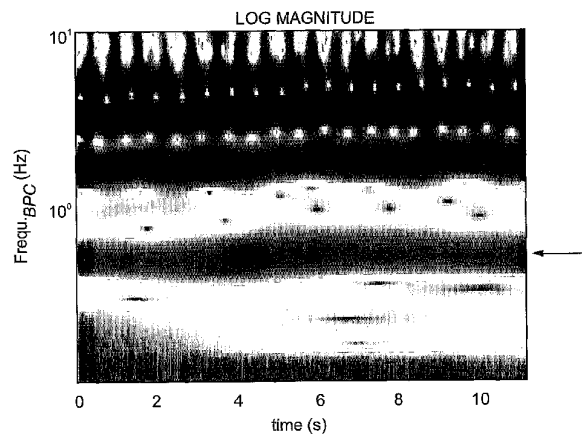
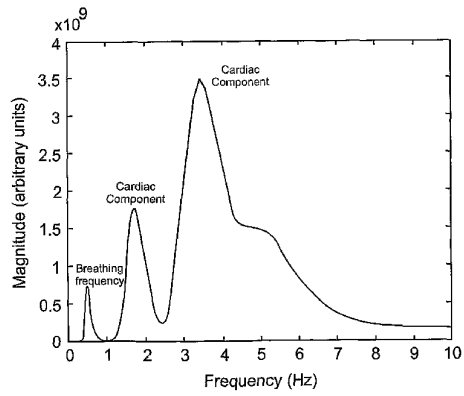


Fig. 7e

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

17 / 27

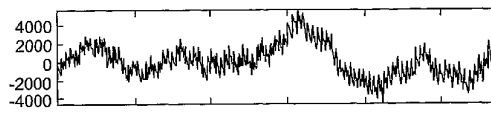
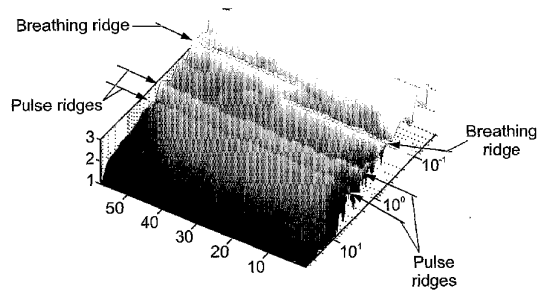
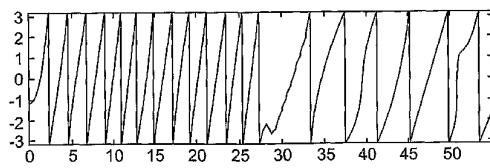
*Fig. 8a**Fig. 8b*

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

18/27

*Fig. 9a**Fig. 9b**Fig. 9c*

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

19 / 27

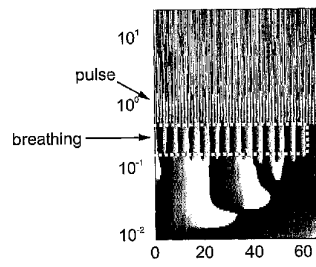


Fig. 10a

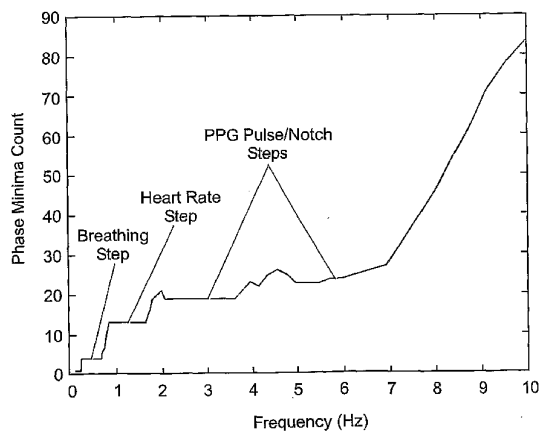


Fig. 10b

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

20 / 27

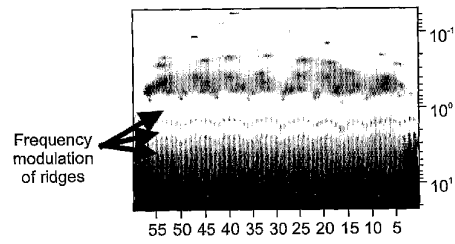


Fig. 11a

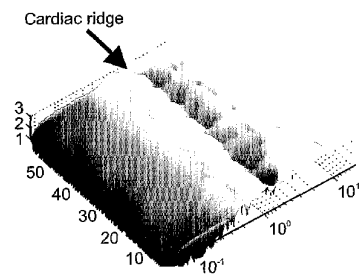


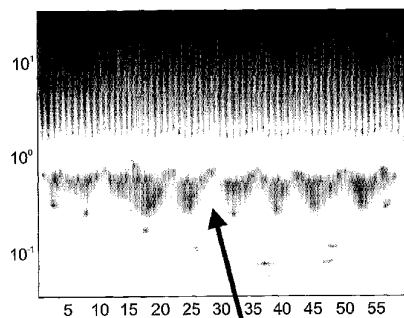
Fig. 11b

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

21 / 27

*Fig. 11c*

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

22 / 27

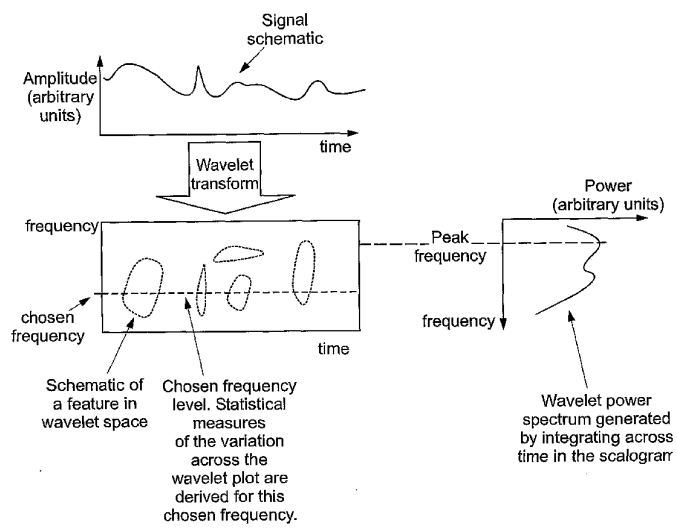
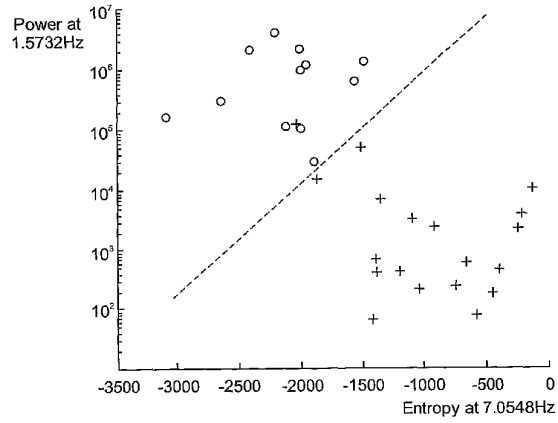


Fig. 12

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

23 / 27



Legend:

'o' - healthy controls.

'+' - children attending the accident and emergency department

Fig. 13

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

24 / 27

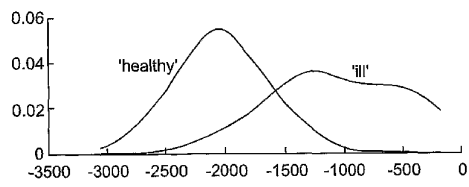


Fig. 14a

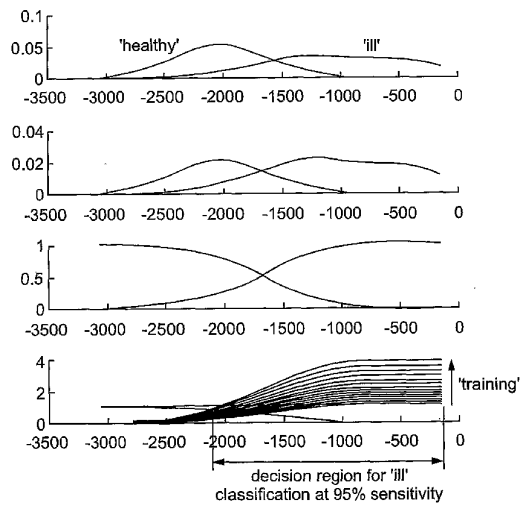


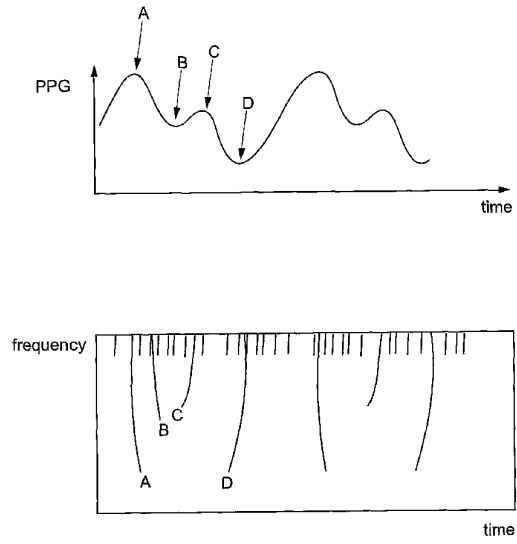
Fig. 14b

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

25 / 27

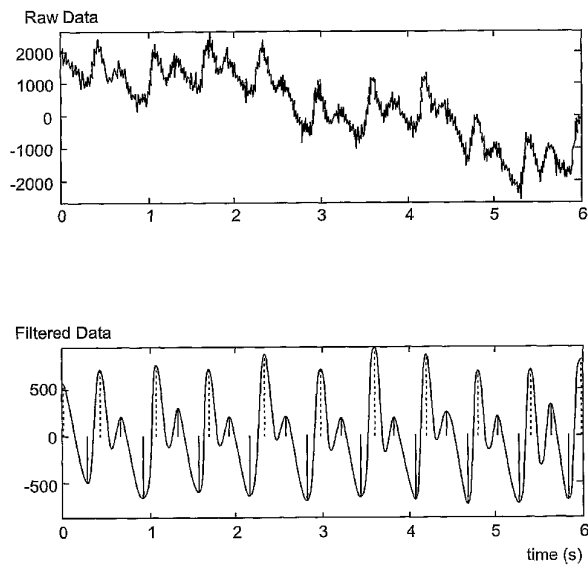
*Fig. 15*

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

26 / 27

*Fig. 16*

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 03/000125

PCT/GB02/02843

27 / 27

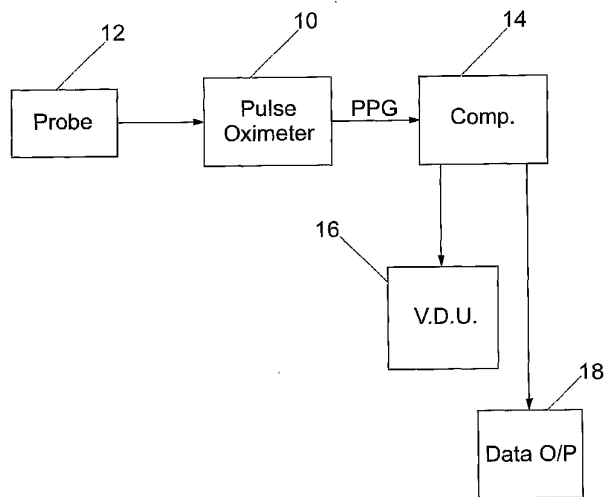


Fig. 17

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Internal Application No PCT/GB 02/02843
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B5/00 G06F17/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61B G06F		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 01 25802 A (NTC TECHNOLOGY INC) 12 April 2001 (2001-04-12) page 8, line 7 - line 30 page 10, line 17 - line 30 page 12, line 8 - page 13, line 3 page 17, line 30 - page 18, line 16 page 23, line 24 - page 24, line 31	2, 3, 8-10, 12, 17, 22, 23
X	US 6 011 985 A (ATHAN STEPHAN PETER ET AL) 4 January 2000 (2000-01-04) column 5, line 48 - column 11, line 39; figure 2A --- -/-	2, 3, 8, 9, 12, 22, 23
☒ Further documents are listed in the continuation of box C. ☒ Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "Z" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 11 October 2002		Date of mailing of the international search report 21/10/2002
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5618 Patentlaan 2 NL - 2200 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax (+31-70) 340-3010		Authorized officer Artikis, T

Form PCT/ISA210 (second sheet) July 1993

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Internat PCT/GB 02/02843	Application No
C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT			
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	
X	US 6 117 075 A (BARNEA OFER) 12 September 2000 (2000-09-12) column 4, line 38 -column 7, line 20; figure 4 -----	2, 3, 8-11, 22-24	
A	US 6 208 951 B1 (DIXIT NARENDRA MADHUKAR ET AL) 27 March 2001 (2001-03-27) column 2, line 1 -column 6, line 37 column 7, line 30 -column 9, line 33 -----	2-4, 6-11, 17, 18, 22-24	
A	US 6 135 966 A (KO GARY KAM-YUEN) 24 October 2000 (2000-10-24) abstract; figures 3, 8A, 8B -----	2-4, 6-10, 12, 22, 23	
P, A	WO 01 82099 A (WATSON JAMES NICHOLAS ; ADDISON PAUL STANLEY (GB); COURT OF NAPIER) 1 November 2001 (2001-11-01) the whole document -----	1-24	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT	International application No. PCT/GB 02/02843
Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 of first sheet)	
This International Search Report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:	
1. ☒ Claims Nos.: <u>1 and its dependent claims</u> because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely: Rule 39.1(iv) PCT - Diagnostic method practised on the human or animal body. Claim 2 and all claims dependent on it (except claim 21) have been searched.	
2. ☐ Claims Nos.: because they relate to parts of the International Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful International Search can be carried out, specifically:	
3. ☐ Claims Nos.: because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).	
Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 of first sheet)	
This International Searching Authority found multiple inventions in this International application, as follows:	
1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers all searchable claims.	
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.	
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:	
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this International Search Report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:	
Remark on Protest	
☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.	
☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

Internat. application No
PCT/GB 02/02843

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 0125802 A	12-04-2001	US 6393311 B1	21-05-2002
		EP 1224566 A2	24-07-2002
		EP 1121051 A2	08-08-2001
		WO 0125802 A2	12-04-2001
		WO 0022408 A2	20-04-2000
US 6011985 A	04-01-2000	US 5575284 A	19-11-1996
US 6117075 A	12-09-2000	AU 5706299 A	10-04-2000
		EP 1123038 A1	16-08-2001
		JP 2002528146 T	03-09-2002
		WO 0016687 A1	30-03-2000
US 6208951 B1	27-03-2001	NONE	
US 6135966 A	24-10-2000	AU 3695799 A	23-11-1999
		CA 2330572 A1	11-11-1999
		WO 9957647 A1	11-11-1999
		CN 1299486 T	13-06-2001
		EP 1075678 A1	14-02-2001
WO 0182099 A	01-11-2001	AU 4422800 A	07-11-2001
		EP 1173813 A1	23-01-2002
		WO 0182099 A1	01-11-2001

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT, BE,CH,CY,DE,DK,ES,FI,FR,GB,GR,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN, TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,ES,FI,GB,GD,GE, GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NO,NZ,OM,PH,P L,PT,RO,RU,SD,SE,SG,SI,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(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

F ターム(参考) 4C017 AA02 AA10 AA12 AA14 AA19 AB03 AB04 AB08 AC16 AC26
BC11 CC01 CC10
4C038 SS08 SU00 SV00 SX01 SX05 SX07 SX11

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	JP2005500876A	公开(公告)日	2005-01-13
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		
[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	A61B5/0245 A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/08 A61B5/145 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 A61B5/08 A61B5/02.310.G		
F-TERM分类号	4C017/AA02 4C017/AA10 4C017/AA12 4C017/AA14 4C017/AA19 4C017/AB03 4C017/AB04 4C017/AB08 4C017/AC16 4C017/AC26 4C017/BC11 4C017/CC01 4C017/CC10 4C038/SS08 4C038/SU00 4C038/SV00 4C038/SX01 4C038/SX05 4C038/SX07 4C038/SX11		
代理人(译)	小宫干雄		
优先权	2001015284 2001-06-22 GB 2002006382 2002-03-19 GB		
其他公开文献	JP4278048B2 JP2005500876A5		
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。

