

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4741168号  
(P4741168)

(45) 発行日 平成23年8月3日(2011.8.3)

(24) 登録日 平成23年5月13日(2011.5.13)

(51) Int.Cl.

F 1

<b>A 6 1 B</b>	<b>5/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/00	G
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/0452</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/04	3 1 2 U
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/0245</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/02	3 2 1 D
A 6 1 B	5/145	(2006.01)	A 6 1 B	5/02	3 2 1 A
			A 6 1 B	5/14	3 1 0

請求項の数 20 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2002-511194 (P2002-511194)  
 (86) (22) 出願日 平成13年6月8日(2001.6.8)  
 (65) 公表番号 特表2004-503315 (P2004-503315A)  
 (43) 公表日 平成16年2月5日(2004.2.5)  
 (86) 国際出願番号 PCT/GB2001/002544  
 (87) 国際公開番号 W02001/097059  
 (87) 国際公開日 平成13年12月20日(2001.12.20)  
 審査請求日 平成20年5月12日(2008.5.12)  
 (31) 優先権主張番号 0014855.1  
 (32) 優先日 平成12年6月16日(2000.6.16)  
 (33) 優先権主張国 英国 (GB)

(73) 特許権者 509016162  
 オックスフォード・バイオシグナルズ・リ  
 ミテッド  
 イギリス国オックスフォードシャー オー  
 エックス14 4エスイー, アピントン,  
 ミルトン・パーク 174, ブルック・ハ  
 ウス  
 (74) 代理人 100089118  
 弁理士 酒井 宏明  
 (72) 発明者 タラセンコ, ライオネル  
 イギリス国, オーエックス1 3ビージェ  
 イ オックスフォード, パークス ロード,  
 ユニバーシティ オブ オックスフォード,  
 デPARTMENT オブ エンジニアリング  
 サイエンス

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 異なるセンサからの測定の組み合わせ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

2つの独立した測定チャンネルでの、パラメータの2つの独立した測定の各々の値を予測するステップと、

2つの独立した測定チャンネルでの、パラメータの2つの独立した測定によって生成された、パラメータの2つの測定値を受け取るステップと、

予測値と測定値との間の、2つの独立した測定チャンネルのそれぞれについての差を計算するステップと、

それぞれの前記差に逆相関して変化する2つの重みを用いて2つの測定値を組み合わせる組み合わせられた値を生成するステップと、

組み合わせられた値をユーザに出力するステップと、

を含むことを特徴とする、プログラムされたコンピュータによってパラメータの測定を組み合わせる方法。

【請求項2】

予測、測定、計算、及び組み合わせのステップが連続的に繰り返され、2つの独立した測定の各々の予測値が、先行する予測値と、先行する予測値と先行する測定との間の差に基づいていることを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項3】

2つの独立した測定の各々の予測値が、線形予測モデルを使用することによって計算されることを特徴とする請求項2に記載の方法。

## 【請求項 4】

2つの独立した測定の各々の予測値が、非線形予測モデルを使用することによって計算されることを特徴とする請求項 2 に記載の方法。

## 【請求項 5】

モデルが、適応型であって測定におけるプロセスノイズの量に依存して適応することを特徴とする請求項 3 または 4 に記載の方法。

## 【請求項 6】

2つの測定値を組み合わせるステップにおいて、各々の値の重みが、予測値と測定との間の差の二乗に逆比例して変化することを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の方法。

10

## 【請求項 7】

2つの測定値が、次の式に従って組み合わせられる（ここで、 $M_1$  及び  $M_2$  は 2つの測定値であり、 $\sigma_1$  及び  $\sigma_2$  は 2つの測定値とそれぞれの予測値との間の差である）ことを特徴とする請求項 6 に記載の方法。

## 【数 1】

$$M = M_1 \frac{\sigma_2^2}{\sigma_1^2 + \sigma_2^2} + M_2 \frac{\sigma_1^2}{\sigma_1^2 + \sigma_2^2}$$

## 【請求項 8】

それぞれの測定の予測値が、システムのそれぞれのモデルに基づくことを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか一つに記載の方法。

20

## 【請求項 9】

システムのモデルが、プロセスノイズ及びセンサノイズの推定を含むことを特徴とする請求項 8 に記載の方法。

## 【請求項 10】

システムのそれぞれのモデルが相互に独立であることを特徴とする請求項 8 または 9 に記載の方法。

## 【請求項 11】

システムのそれぞれのモデルが、プロセスノイズ及びセンサノイズのために同じ推定を含むことを特徴とする請求項 10 に記載の方法。

30

## 【請求項 12】

システムのそれぞれのモデルがカルマンフィルタであることを特徴とする請求項 8、9、10 または 11 のいずれか一項に記載の方法。

## 【請求項 13】

更に、双方の測定値とそれらの予測値との間の差が所定の時間間隔の間所定の閾値を超過する一連の測定を廃棄するステップを含むことを特徴とする請求項 1 ~ 12 のいずれか一つに記載の方法。

## 【請求項 14】

パラメータが心拍数であることを特徴とする請求項 1 ~ 13 のいずれか一つに記載の方法。

40

## 【請求項 15】

2つの独立した測定が心電図及びパルスオキシメトリ波形から行なわれることを特徴とする請求項 14 に記載の方法。

## 【請求項 16】

2つの測定が多数のリード線を有する心電図の記録から行なわれることを特徴とする請求項 14 に記載の方法。

## 【請求項 17】

3つ以上の測定が存在することを特徴とする請求項 1 ~ 16 のいずれか一つに記載の方法。

50

## 【請求項 18】

更に、双方の測定値とそれらの予測値との間の差の値に基づいて動きアーチファクトを識別するステップを含むことを特徴とする請求項 1 ~ 17 のいずれか一つに記載の方法。

## 【請求項 19】

請求項 1 ~ 18 のいずれか一つに記載の方法を実行するプログラム・コード手段を含むコンピュータ・プログラム。

## 【請求項 20】

請求項 1 ~ 18 のいずれか一つに記載の方法を実行するように構築及び配列された装置。

## 【発明の詳細な説明】

10

## 【0001】

## 【発明の属する技術分野】

本発明は、パラメータの改善された測定を提供するため、異なったセンサからの測定を組み合わせる方法及び装置に関する。本発明は、特に、生理学的パラメータの測定に応用可能である。

## 【0002】

## 【従来の技術】

或る種のパラメータは、複数の方法で測定されることができる。これは、同じ量の独立した測定を提供する場合に有用である。例えば、医療分野で、心拍数は、心電図 (ECG) 及びパルスオキシメトリ波形 (酸素の飽和を計算するために使用される) の双方から測定

20

## 【0003】

添付の図面において、図 4 はこれらの 2 つの波形を概略的に示す。図 4 a は心拍数が  $HR_1$  で示された心電図であり、図 4 b は心拍数が  $HR_2$  で示されたパルスオキシメトリ波形である。心拍数は、突然の変化を受けることができるパラメータである。これら変化のいくつかは、有効な生理学的変化であり、例えば、早期に起こって心拍数の一時的な増加をもたらす期外収縮である。

## 【0004】

図 5 は、心電図トレース及びパルスオキシメトリ波形の双方で発見される期外収縮 50 の発生を示す。先行する鼓動と期外収縮 50 との間の短縮された間隔は、心拍数の測定において心拍数の突然の増加として現れる。

30

## 【0005】

添付図面の図 1 及び図 2 は、パルスオキシメトリ (図 1) 及び心電図 (図 2) によって測定された心拍数の時間プロットを示す。図 1 及び図 2 において、プロットの早期の部分における心拍数は、一般的に、80 bpm のオーダであるが、期外収縮によって生じ、その結果パルスオキシメトリによる測定及び心電図による測定の双方に現れている 10 及び 20 のように、時々、心拍数に突然の増加が存在することが分かる。

## 【0006】

## 【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、有効な生理学的変化から導き出された測定心拍数の変化に加えて、生理学的に有効でない他の変化、例えば、体表面に置かれたセンサの突然の動き (例えば、心電図電極がある胸部の動き) によって引き起こされる変化が生じる。図 6 は、パルスオキシメトリ波形において、見かけ上、鼓動の間隔を短くし、その結果、見かけ上、心拍数の増加を生じさせるアーチファクト 60 の存在を示す。

40

## 【0007】

これらの変化は、図 1 の 12 及び図 2 の 22 で示されるように、一方の測定には反映されるが他方の測定には反映されない。そのような変化が一方の測定に現れて他方の測定には現れないという事実は、心拍数の変化のどれが有効な生理学的変化であり、どれがアーチファクトであるかの決定を助けるために、2 つの測定を組み合わせることができることを意味する。

50

## 【0008】

しかしながら、一方の測定チャンネルを他方の測定チャンネルに対して有効にする通常の手法は、2つの測定の相互相関を含んで常に失敗する。なぜなら、心拍数の変化を拒絶するのではなく有効なものとして受け入れる閾値に、どのような値を与えるかを前もって（記録ごとに、患者ごとに）知ることは不可能だからである。

## 【0009】

従って、図1及び図2から、22で示されるような変化を除去する閾値を設定できるように見えるけれども、そのような閾値は、全ての患者及び全ての記録に適切であるわけではなく、パルスオキシメトリ波形を使用する場合の助けにはならない。その問題は、図1、図2、及び図3の領域AFで示されるように、心拍数が急激に変化する心房細動の場合に増大する。同様の問題は、パラメータが2つ以上の測定チャンネルを介して測定される他の分野で生じる。

10

## 【0010】

## 【課題を解決するための手段】

本発明は、有効な変化をアーチファクトから識別できるような方法で、パラメータの2つの測定を組み合わせることによって、パラメータの測定を改善する方法及び装置を提供する。

## 【0011】

従って、それは、2つの独立した測定チャンネルでの、パラメータの2つの独立した測定の各々の値を予測するステップと、2つの独立した測定チャンネルでの、パラメータの2つの独立した測定によって生成された、パラメータの2つの測定値を受け取るステップと、予測値と測定値との間の、2つの独立した測定チャンネルのそれぞれについての差を計算するステップと、それぞれの前記差に逆相関して変化する2つの重みをを用いて2つの測定値を組み合わせるステップと、組み合わせられた値を生成するステップと、組み合わせられた値をユーザに出力するステップと、を含む、プログラムされたコンピュータによってパラメータの測定を組み合わせる方法を提供する。

20

## 【0012】

本発明を使用して、各々の測定のために予測が行なわれ、実際の測定がその予測と比較される。「イノベーション」と呼ばれるその差が計算され、このイノベーションは重みを計算するのに使用される。この重みは、その測定が他の測定と組み合わせられるときその測定へ与えられ、他の測定もそのイノベーションに従って重みをつけられる。

30

## 【0013】

重みの計算は、一方の測定チャンネルでのイノベーションが高く、他方の測定チャンネルでのイノベーションが低い場合、低いイノベーション・チャンネルからの測定が、より重く重みづけられるように計算される。これは、一方のチャンネルからのイノベーションの高いレベルと他のチャンネルからの低いイノベーションとが一致することは、より高いイノベーション・チャンネルでのアーチファクトを示すものと考えられるからである。

## 【0014】

従って、値が組み合わせられる際のそれら各値へ与えられる重みは、測定値とその予測値との間の差の2乗または絶対値に逆相関するように関連づけられる。1つの実施の形態において、その測定値は、次の式に従って組み合わせられることができる。

40

## 【0015】

## 【数2】

$$M = M_1 \frac{\sigma_2^2}{\sigma_1^2 + \sigma_2^2} + M_2 \frac{\sigma_1^2}{\sigma_1^2 + \sigma_2^2} \quad (1)$$

ここで、 $M_1$ 及び $M_2$ は2つの測定値であり、 $\sigma_1$ 及び $\sigma_2$ は2つの測定値とそれらの各予測値との間の差である。

## 【0016】

50

予測、測定、計算、及び組み合わせのステップは、線形予測モデルに基づく測定の各々の予測値を使用して、好ましくは連続的に繰り返される。その予測値は、例えば、その先行する予測値及び先行するイノベーション（即ち、先行する予測値と先行する測定値との間の差）に基づくものである。予測値は、イノベーションの定数倍を、先行する予測値へ加えることによって得られる。その定数は、好ましくは、1より小さいか等しい正の値である。2つの独立した測定の各々の予測値については、代わりに、ニューラルネットワークのような非線形予測モデルを使用することによって計算することもできる。

【0017】

1つの実施の形態において、予測値はシステムの数学的モデルに基づくことができる。この数学的モデルは、プロセスノイズ及びセンサ（測定）ノイズの推定を含んでよい。測定チャンネルの各々のために1つのモデルが使用されるように、2つの独立したモデルが使用されてもよい。それらモデルはプロセスノイズ及びセンサノイズのための推定（2つのチャンネルについて同じである場合がある）を含んでもよい。

10

【0018】

1つの実施の形態において、上記モデルはカルマンフィルタである。その方法は、特に、心拍数の測定に適用できる。その場合、2つの測定チャンネルは、心電図及びパルスオキシメトリ波形からのチャンネルとすることができる。もっとも、その方法は、2つ以上のソースから得ることのできるパラメータの任意の他の測定に適用可能である。従って、その方法は、3つ以上の測定チャンネルに適用可能であり、また、測定が独立している場合と、測定が全く独立していない場合（例えば、例えば心電図の多数のリード線に対して）との両方に適用可能である。

20

【0019】

本発明は、更に、動きアーチファクトを検出することができる。この場合、動きの期間に、イノベーションの高い値が双方のチャンネルで得られる。これは、その動きによって崩壊されたデータ部分を廃棄するためのトリガとして使用されることができる。

【0020】

本発明は、コンピュータ・ソフトウェアを使用して実現できること、それにより、本発明は、方法またはその一部分を制御して実行するコンピュータ・プログラム、及びそのプログラムを搬送するコンピュータ読み取り可能な記憶媒体へ拡張されることが分かるであろう。本発明は、更に、方法を実行するための対応する装置へ拡張される。

30

【0021】

【発明の実施の形態】

本発明は、添付の図面を参照しつつ、非限定的例を用いて詳細に説明される。以下に、医療分野において、心電図及びパルスオキシメトリを使用した心拍数の測定に対して適用される本発明の実施の形態を説明する。

【0022】

図4aで示されるように、心電図によって測定された心拍数は、2つの連続したR波ピークの間隔から導き出される。パルスオキシメトリ波形から導き出された心拍数の測定は、図4bで示されるように、2つの連続したピーク（または谷）の間隔から得られる。図1及び図2は、これら2つの測定から導き出された心拍数プロットを示す。

40

【0023】

本発明のこの実施の形態において、心拍数を生成する過程のモデルが構築される。同じモデルが、各測定ソースについて（即ち、1つのモデルは心電図測定チャンネルについて、及び1つのモデルはパルスオキシメトリ測定チャンネルについて）独立に実行される。

【0024】

この実施の形態において、モデルはカルマンフィルタである。一般的に、カルマンフィルタはプロセスモデル及び観測モデルを使用する。プロセスモデルは、時間 $t$ におけるシステムの状態に関して、時間 $t+1$ におけるシステムの状態をモデル化する。測定または観測モデルは、時間 $t$ における測定が、時間 $t$ におけるシステムの状態へどのように関連づけられるかを示す。従って、一般的な用語は次の通りである。

50

## 【 0 0 2 5 】

$$x_{t+1} = A x_t + w \text{ (プロセスモデル)}$$

$$y_t = C x_t + v \text{ (観測モデル)}$$

ここで、

$w \sim N(0, Q)$  - ゼロ平均及び分散  $Q$  を有するガウス型プロセスノイズ

$v \sim N(0, R)$  - ゼロ平均及び分散  $R$  を有するガウス型測定ノイズ

及び、

- ・  $k$  - 状態変数  $x$  のベクトル
- ・  $n$  - 観測または測定  $y$  のベクトル
- ・ 状態  $x$  は、単純一次マルコフ力学に従って発展する。
- ・  $A$  は、 $k \times k$  状態遷移行列である。
- ・ 各測定ベクトル  $y$  は、線形観測プロセスによって現在の状態へ関連づけられる。  $C$  は、 $n \times k$  観測または測定行列である。

10

## 【 0 0 2 6 】

この実施の形態において、一般的なカルマンフィルタはスカラー量を使用するように単純化され、同じプロセス及び測定ノイズモデル ( $w, v$ ) が双方の測定チャンネルで使用される。従って、単純化されたカルマンフィルタは次のようになる。

$$x_{t+1} = A x_t + w \text{ (プロセスモデル)}$$

$$y_t = C x_t + v \text{ (観測モデル)}$$

## 【 0 0 2 7 】

モデルは、更に、 $C = 1$  と設定することによって単純化される。これは、心拍数が、プロセス及び測定を記述する双方の状態であることを意味する。更に、 $A = 1$  と仮定される。これは、次の心拍数が、プロセスノイズモデルによって許容される可変性を有する先行する心拍数と同じであることを意味する。

20

## 【 0 0 2 8 】

従って、各チャンネルで、このモデルを使用すると、2つの測定を組み合わせる過程は、次のステップを含む。

1. 時間  $t$  までの先行履歴の知識から、
  - (a) 次の状態  $x_{pred}$  を予測する。
  - (b)  $x_{pred}$  から、次の測定  $y_{pred}$  を予測する。
2. 測定  $y_{t+1}$  を行なう。
3. イノベーションを計算する。

$$y_{t+1} = y_{pred} + \epsilon_{t+1}$$

ここで、 $\epsilon_{t+1}$  は、実際の値と予測値との間の差、即ちイノベーションである。

4. 分散  $\sigma_{t+1}^2$  を計算する。

$$\sigma_{t+1}^2 = \sigma_{t+1}^2$$

分散  $\sigma_{t+1}^2$  は、予測に関連づけられた「信頼度」に逆相関している。

5. 心拍数測定を、各々の測定に関連づけられた分散と逆比例させて混合する。

30

## 【 数 3 】

$$HR = HR_1 \frac{\sigma_2^2}{\sigma_1^2 + \sigma_2^2} + HR_2 \frac{\sigma_1^2}{\sigma_1^2 + \sigma_2^2}$$

40

## 【 0 0 2 9 】

MATLABにおけるこのモデルの実施の形態の例が、付録1に示される。その例は一般的なもので、ベクトル量に対して働くであろう。もっとも、この実施の形態において、量はスカラーである。付録1から、各々の新しい測定サイクルの予測心拍数 ( $x_{new}$ ) は、前に予測された値 ( $x_{pred}$ ) に  $e$  (イノベーション) の  $K$  (カルマンゲイン) 倍を加えたものに等しいことが分かる。カルマンゲイン  $K$  は、予測分散  $V_{pred}$  及び測定分散  $R$  から導き出される。予測分散は、前の予測分散及びプロセスノイズ  $Q$  から導き出され

50

る。プロセスを開始するため、プロセスは、心拍数の初期値 80 及び状態分散の初期値 100 を使用して初期化される。この実施の形態における Q のプロ製ノイズは 5 に設定され、測定ノイズ分散 R は 10 に設定される。

#### 【0030】

実施の形態から、カルマンフィルタを用いた通常のように、分散及びカルマンゲインは測定値に依存しないことが明らかであろう。測定値は、イノベーション  $e$  を介する心拍数の新しい予測でのみ使用される。従って、この例で使用される Q 及び R の定数値について、カルマンゲイン  $K$  は 0.5 になる傾向を有し、状態共分散  $V$  は 5 になる傾向を有する。しかし、遭遇されるプロセスのタイプ、例えば、健康な心拍数（その場合、低レベルのプロセスノイズが存在する）ではなく心房細動（その場合、高レベルのプロセスノイズが存在する）に従って、分散定数 Q 及び R、好ましくはプロセス分散 Q について値を修正することにより  $K$  を適応型にすることができる。

10

#### 【0031】

図 8、図 9、及び図 10 は、図 7 に示される心拍数プロットのために（この場合、心電図測定チャンネル）、推定された心拍数  $x_{pred}$ 、イノベーション  $e$ 、及び分散  $\sigma^2$  の値を示す。

#### 【0032】

図 3 は、この実施の形態を使用して図 1 及び図 2 からの 2 つの測定プロットを組み合わせた結果を示す。図 2 における心電図チャンネルの動きアーチファクト 22 は、心房細動の期間に起こっても、組み合わせられた測定から除去されていることが分かる。

20

#### 【0033】

従って、この実施の形態において、測定とその予測値との間の差は、その測定における信頼の程度を示すために使用される。差が大きくなれば、それだけ信頼度は低くなる。前記の式 (1) は、2 つの測定を組み合わせるために使用される。これは、次のように要約することができる。

(1) 双方のチャンネルにおける有効な心拍数： 双方のチャンネルにおける低いイノベーション； 双方の測定を等しく重みづける。

(2) 双方のチャンネルで発見される有効な突然変化（例えば、期外収縮）： 双方のチャンネルにおける高いイノベーション； 従って、測定は再び等しく重みづけられる。

(3) 1 つのチャンネルにおけるアーチファクト： 1 つのチャンネルだけにおける高いイノベーション； 従って、そのチャンネルからの情報は、非常に低い重み（低い信頼度）を与えられることによって無視される。

30

#### 【0034】

この方法は、更に、動きアーチファクト検出器を提供するために使用されることができる。即ち、動きアーチファクトが双方のチャンネルに存在し、それにより有用な情報を入手できない場合を検出するために、この方法を使用することができる。このような場合は、或る持続時間の間、双方のチャンネルでイノベーションの高い値が存在することによって特徴づけられる。それを利用して、動きによって崩壊された生データ部分を廃棄し、それらの期間では、有効な心拍数の推定を導き出させないことを表示することができる。

#### 【0035】

(付録 1)

```
load-ascii enghr_13
data_file = ecghr_13
time = data_file (:,1);
hr = data_file (:,2);
start = 1
stop = size (data_file), 1);
fprintf (' 検出されたR-R間隔の数 = %d \n' , stop);
hr_limit = 200;
% X ( t + 1 ) = A X ( t ) + ノイズ ( Q ) - ノイズ w の分散としての Q を有する
```

40

50

## プロセスモデル

%  $Y(t) = C X(t) + \text{ノイズ}(R)$  - ノイズ  $v$  の分散としての  $R$  を有する測定モデル

ss = 1 % 状態サイズ - 1次元へ設定する。即ち、ルーチンはベクトルのために働くが、スカラーにする。

os = 1 % 観測サイズ - 1次元へ設定する。即ち、スカラーにする。

A = [1]; %  $x(t+1) = x(t)$  と仮定する。

C = [1]; %  $y = x$  と仮定する。

Q = 5.0 \* eye(ss); % プロセスノイズ -  $e y e$  は M A T L A B における恒等行列 - ここでは単に 1 である。

R = 10.0 \* eye(os) % 測定ノイズ分散

initx = [80]; % 初期状態値 (80 bpm の心拍数)

initV = 100 \* eye(ss); % 初期状態分散

xnew = initx; % 初期化

Vnew = initV;

for i = start:stop - start of cycle % サイクルのスタート

x = xnew; % 前のサイクルから更新する。

V = Vnew; % 前のサイクルから更新する。

xpred = A \* x; % 状態の予測

Vpred = A \* V \* A' + Q; % 状態共分散の予測、 $A'$  は  $A$  の転置である。

ypred(i) = C \* xpred; % 測定の予測

y(i) = hr(i); % 「測定を行なう」

e = y(i) - ypred(i); % イノベーションを計算する。

innov(i) = e; % プロットのため

sigma2(i) = e \* e; % 保存のための分散

S = C \* Vpred \* C' + R; % イノベーションの共分散

Sinv = inv(S); %  $S$  を反転させる。

K = Vpred \* C' \* Sinv; % カルマンゲインを計算する。

xnew = xpred + K \* e; % カルマンゲインによって制御されたイノベーションによって状態を更新する。

Vnew = (eye(ss) - K \* C) \* Vpred; % 状態共分散を更新する。

end

end

## 【図面の簡単な説明】

【図 1】 パルスオキシメトリによって測定された心拍数のプロットを示す図である。

【図 2】 心電図によって測定された心拍数のプロットを示す図である。

【図 3】 本発明の実施形態に従って図 1 及び図 2 の 2 つのプロットを組み合わせた結果を示す図である。

【図 4】 心電図上及びパルスオキシメトリ波形上の鼓動を概略的に示す図である。

【図 5】 心電図及びパルスオキシメトリ波形に現れる期外収縮を概略的に示す図である

。

【図 6】 心電図トレース及びパルスオキシメトリ波形を、パルスオキシメトリ波形上のアーチファクトとともに示す図である。

【図 7】 心電図によって測定された心拍数のプロットを示す図である。

【図 8】 本発明の 1 つの実施の形態に従って心拍数の予測値を示す図である。

【図 9】 図 7 及び図 8 から得られたイノベーションを示す図である。

【図 10】 図 7 及び図 8 から得られた分散を示す図である。

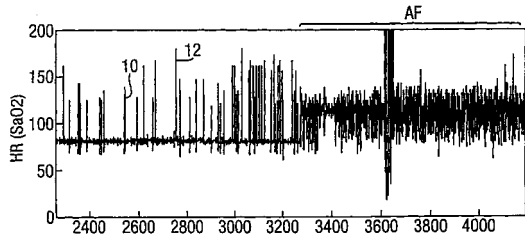
10

20

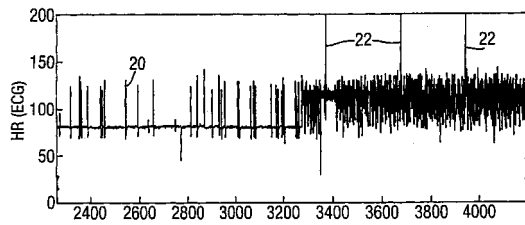
30

40

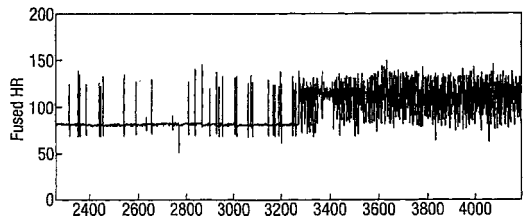
【 1 】



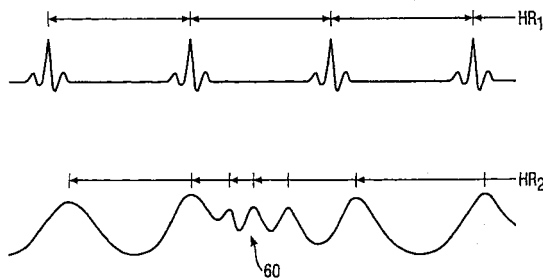
【 2 】



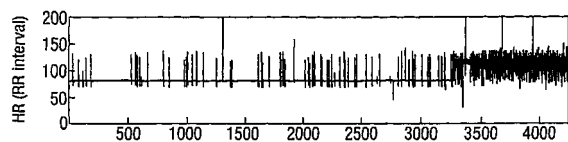
【 3 】



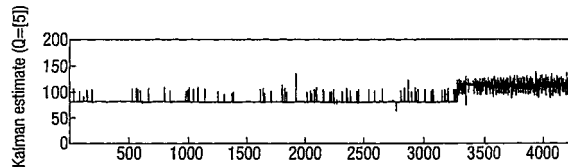
【 6 】



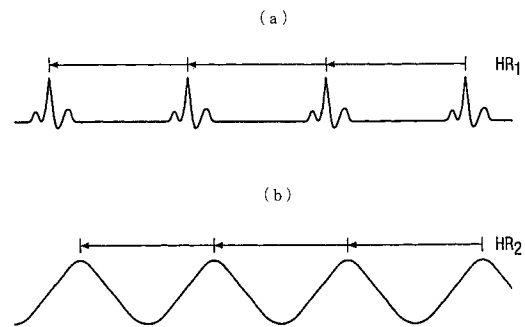
【 7 】



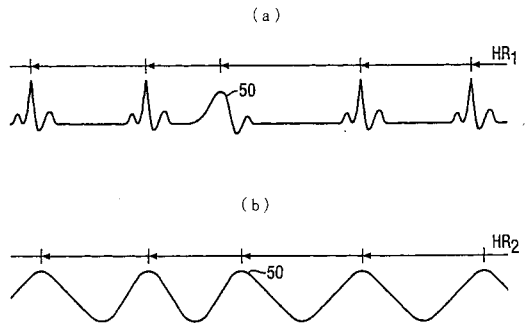
【 8 】



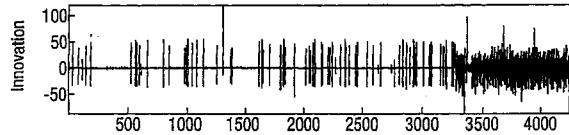
【 4 】



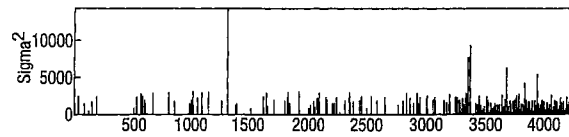
【 5 】



【 9 】



【 10 】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 タウンSEND, ニール ウィリアム  
イギリス国, オーエックス1 3ピージェイ オクスフォード, パークス ロード, ユニバーシテ  
ィ オブ オクスフォード, デパートメント オブ エンジニアリング サイエンス
- (72)発明者 プライス, ジェームス デビット  
イギリス国, オーエックス1 4ピーエックス オクスフォード, グランドポイント, アビンドン  
ン ロード 98

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 米国特許第05626140(US, A)  
特表2001-517991(JP, A)  
特開2000-107146(JP, A)  
特開平09-168517(JP, A)  
特開平07-079931(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00  
A61B 5/0245  
A61B 5/0452  
A61B 5/145

专利名称(译)	来自不同传感器的测量组合		
公开(公告)号	<a href="#">JP4741168B2</a>	公开(公告)日	2011-08-03
申请号	JP2002511194	申请日	2001-06-08
[标]申请(专利权)人(译)	Isis科技创新有限公司 ISIS创新有限公司		
申请(专利权)人(译)	Isis科技创新有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	牛津生物信号的有限		
[标]发明人	タラセンコライオネル タウンセンドニールウィリアム プライスジェームスデビット		
发明人	タラセンコ,ライオネル タウンセンド,ニール ウィリアム プライス,ジェームス デビット		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0452 A61B5/0245 A61B5/145 G06F17/00		
CPC分类号	G06K9/6293 A61B5/0245 A61B5/14551 A61B5/7207		
FI分类号	A61B5/00.G A61B5/04.312.U A61B5/02.321.D A61B5/02.321.A A61B5/14.310		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2000014855 2000-06-16 GB		
其他公开文献	JP2004503315A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种组合来自两个或多个独立测量通道的生理测量的方法，特别是诸如心率的生理测量。解决方案：例如，可以组合通过心电图和脉搏血氧仪独立测量心率，以消除一个通道的伪影并获得改进的测量结果。为每个通道构建生成诸如心率的生理参数的过程的模型，并且独立地执行以生成参数的预测。该模型可以是卡尔曼滤波器。将测量值与预测值进行比较，并将该差值用作测量中可靠性的指示。差异越大，可靠性越低。使用根据各自差异计算的权重来组合来自两个通道的测量。

$$M = M_1 \frac{\sigma_2^2}{\sigma_1^2 + \sigma_2^2} + M_2 \frac{\sigma_1^2}{\sigma_1^2 + \sigma_2^2}$$