

(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2004-503315
(P2004-503315A)

(43) 公表日 平成16年2月5日(2004.2.5)

(51) Int.Cl.⁷

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

F 1

A 61 B 5/00
A 61 B 5/04 3 1 2 U
A 61 B 5/02 3 2 1 D
A 61 B 5/02 3 2 1 A
A 61 B 5/14 3 1 0

テーマコード(参考)

4 C 0 1 7
4 C 0 2 7
4 C 0 3 8

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 34 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)
(85) 翻訳文提出日 平成14年12月16日 (2002.12.16)
(86) 國際出願番号 PCT/GB2001/002544
(87) 國際公開番号 WO2001/097059
(87) 國際公開日 平成13年12月20日 (2001.12.20)
(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 イギリス(GB)

(71) 出願人 500056231
アイシス・イノベーション・リミテッド
I S I S I N N O V A T I O N L I M
I T E D
イギリス国、オクスフォード、サマータ
ウン、ユワート プレース、ユワート 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 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

最終頁に続く

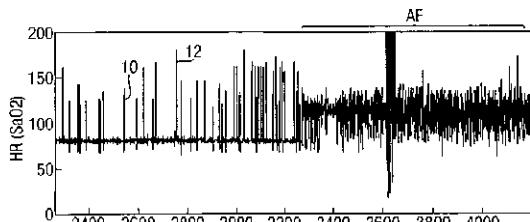
(54) 【発明の名称】異なるセンサからの測定の組み合わせ

(57) 【要約】

【課題】2つ以上の独立した測定チャネルからの生理学的測定、特に心拍数のような生理学的測定を組み合わせる方法を提供する。

【解決手段】例えば、心電図及びパルスオキシメトリによる心拍数の独立した測定を組み合わせて、1つのチャネルのアーチファクトを除去し、改善された測定を引き出すことができる。生理学的パラメータ、例えば、心拍数を生成する過程のモデルが、各々のチャネルについて構築され、独立に実行されて、パラメータの予測が生成される。モデルはカルマンフィルタであってよい。測定値は予測値と比較され、その差は測定における信頼度の表示として使用される。差が高ければ、それだけ信頼度は低い。2つのチャネルからの測定は、それぞれの差から計算された重みを使用して組み合わせられる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

パラメータを測定する方法であって、パラメータの2つの独立した測定の各々の値を予測し、パラメータの2つの独立した測定を行なってパラメータの2つの測定値を生成し、予測値と測定値との間のそれぞれの差を計算し、前記差によって決定された重みを有する2つの測定値を組み合わせるステップを含むことを特徴とする方法。

【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と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。

10

【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。

20

【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。

【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、 ϵ_1 及び ϵ_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】

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

30

【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。

【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。

40

【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。

【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

50

つに記載の方法。

【請求項 1 4】

パラメータが心拍数であることを特徴とする請求項 1 ~ 1 3 のいずれか一つに記載の方法。

【請求項 1 5】

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 1 4 に記載の方法。

【請求項 1 6】

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 1 4 に記載の方法。

【請求項 1 7】

3 つ以上の測定が存在することを特徴とする請求項 1 ~ 1 6 のいずれか一つに記載の方法。

【請求項 1 8】

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 ~ 1 7 のいずれか一つに記載の方法。

【請求項 1 9】

請求項 1 ~ 1 8 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 2 0】

請求項 1 ~ 1 8 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】

【0 0 0 1】

【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。

【0 0 0 2】

【従来の技術】

或る種のパラメータは、複数の方法で測定ができる。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 (E C G) 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) の双方から測定されることができる。

【0 0 0 3】

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 H R ₁ で示された心電図であり、図 4 b は心拍数が H R 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、有効な生理学的变化であり、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。

【0 0 0 4】

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 5 0 の発生を示す。先行する鼓動と期外収縮 5 0 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。

【0 0 0 5】

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、8 0 b p m 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 1 0 及び 2 0 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。

【0 0 0 6】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、有効な生理学的变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。

【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变化であり、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ることを意味する。

【0008】

しかしながら、一方の測定チャネルを他方の測定チャネルに対して有効にする通常の手法は、2つの測定の相互関係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A-F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つ以上の測定チャネルを介して測定される他の分野で生じる。

【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、パラメータの2つの測定の各々の値を予測し、パラメータの2つの測定を行なってそのパラメータの2つの測定値を生成し、予測値と測定値と間のそれぞれの差を計算し、前記差によって決定された重みを有する2つの測定値を組み合わせるステップを含むパラメータ測定方法を提供する。

【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。

【0013】

重みの計算は、一方の測定チャネルでのイノベーションが高く、他方の測定チャ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、一方のチャネルからのイノベーションの高いレベルと他のチャ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。

【0015】

10

20

30

40

50

【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、 σ_1 及び σ_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】

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。

10

【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 つのチャネルについて同じである場合がある）を含んでもよい。

20

【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 つの測定チャネルは、心電図及びパルスオキシメトリ波形からのチャネルとすることができます。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。

30

【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ある。

30

【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。

40

【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。

40

【0022】

図 4 a 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 4 b で示されるように、2 つの連続したピーク（または谷）の間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。

50

【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

50

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。

【0025】

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

$$y_t = Cx_t + v \quad (\text{観測モデル})$$

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。

【0026】

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。

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

$$y_t = Cx_t + v \quad (\text{観測モデル})$$

【0027】

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。

【0028】

従って、各チャネルで、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。

$$y_{t+1} = y_{pred} + e_{t+1}$$

ここで、 e_{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 e_{t+1}^2 を計算する。

$$e_{t+1}^2 = e_{t+1}^2$$

分散 e_{t+1}^2 は、予測に関連づけられた「信頼度」の逆である。

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。

【数3】

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

【0029】

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(xnew)は、前に予測された値(xpred)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Vpred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のプロセスノイズは5に設定され、測定ノイズ分散Rは10に設定される。

10

【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。

20

【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、心電図測定チャネル)、推定された心拍数xpred、イノベーションe、及び分散²の値を示す。

20

【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。

30

【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) 双方のチャネルにおける有効な心拍数： 双方のチャ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。

40

(3) 1つのチャネルにおけるアーチファクト： 1つのチャネルだけにおける高いイノベーション； 従って、そのチャネルからの情報は、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。

【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ある。即ち、動きアーチファクトが双方のチャネルに存在し、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。

50

【 0 0 3 5 】

(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);

10

hr_limit = 200;

% $X(t+1) = AX(t) + \text{ノイズ}(Q)$ — ノイズ w の分散としての Q を有するプロセスモデル

% $Y(t) = CX(t) + \text{ノイズ}(R)$ — 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

20

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 — eye は MATLAB 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

30

```

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。

    10
    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。

    20
    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】

10

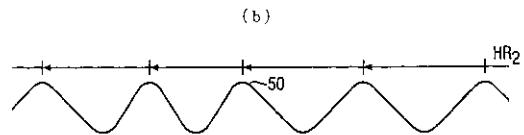
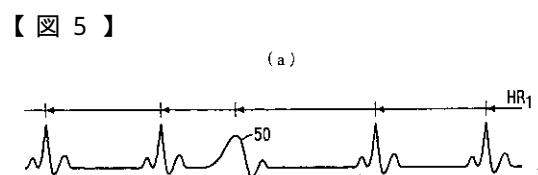
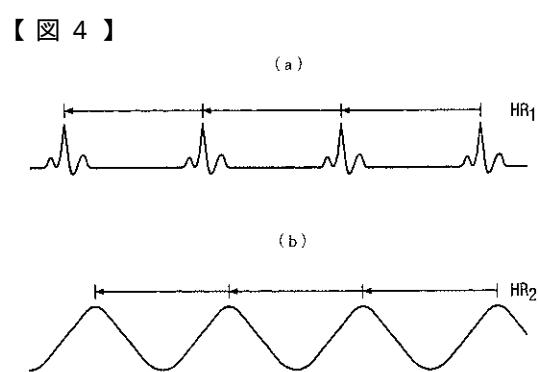
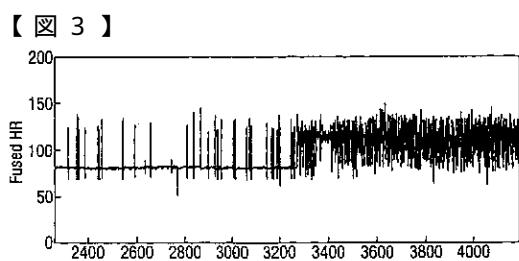
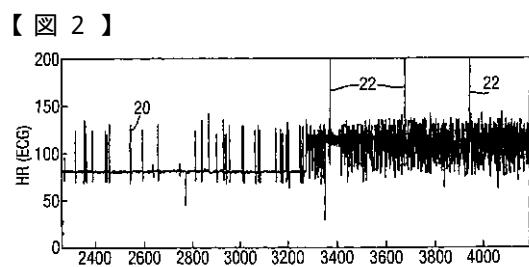
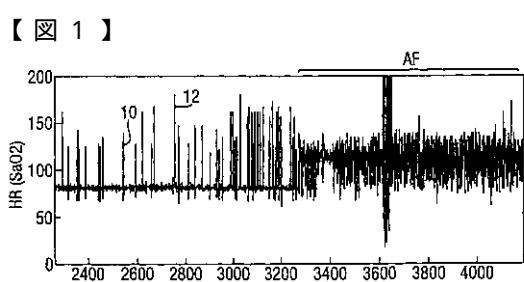
20

30

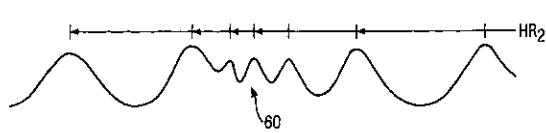
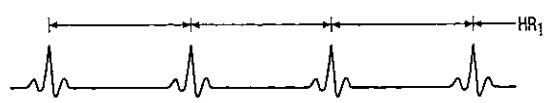
40

50

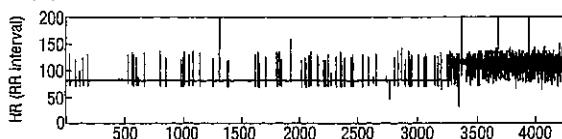
図 7 及び図 8 から得られた分散を示す図である。



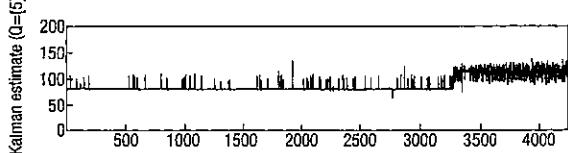
【図6】



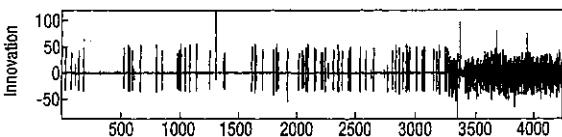
【図7】



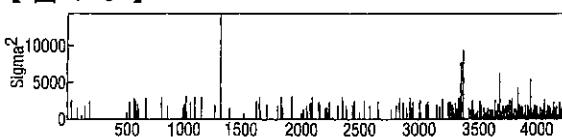
【図8】



【図9】



【図10】



【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
20 December 2001 (20.12.2001)

PCT

(10) International Publication Number
WO 01/97059 A2(51) International Patent Classification¹: G06F 17/00 (74) Agents: NICHOLLS, Michael, John et al., I.A. Kemp & Co., 14 South Square, Gray's Inn, London WC1R 8LX (GB).

(21) International Application Number: PCT/GB01/02544

(22) International Filing Date: 8 June 2001 (08.06.2001)

(25) Filing Language: English

(26) Publication Language: English

(30) Priority Data: 0014855.1 16 June 2000 (16.06.2000) GB

(71) Applicant (for all designated States except US): ISIS INNOVATION LIMITED (GB/GB); Ewert House, Ewer Place, Summertown, Oxford OX2 7DD (GB).

(72) Inventors: and

(75) Inventors/Applicants (for US only): TARASENKO, Lionel (GB/GB); Department of Engineering Science, University of Oxford, Parks Road, Oxford OX1 3PJ (GB).

TOWNSSEND, Neil, William (GB/GB); Department of Engineering Science, University of Oxford, Parks Road, Oxford OX1 3PJ (GB).

PRICE, James, David (GB/GB); 98 Abingdon Road, Grandpoint, Oxford OX1 4PX (GB).

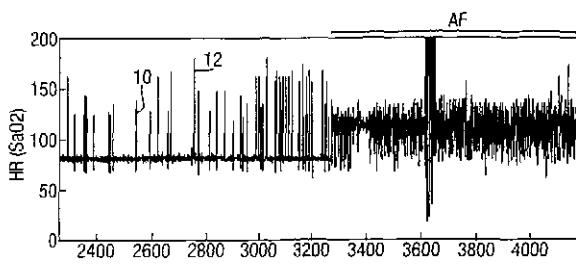
(81) Designated States (national): AE, AG, AI, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GL, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KR, KR, KZ, LC, LK, LS, LS, LT, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA.

(84) Designated States (regional): ARIPO patent (GL, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SI, SZ, TZ, UG, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KZ, MZ, RU, UZ, TM), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BD, BI, CF, CG, CI, CM, GA, GN, IW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Published:
— without international search report and to be republished upon receipt of that report

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.

(54) Title: COMBINING MEASUREMENTS FROM DIFFERENT SENSORS



(57) Abstract: A method for combining physiological measurements from two or more independent measurement channels, particularly physiological measurements such as heart rate. Independent measurements of heart rate, for instance by ECG and pulse oximetry, can be combined to derive an improved measurement eliminating artefacts on one channel. A model of the process generating the physiological parameter, e.g. the heart rate, is constructed and is run independently for each channel to generate predictions of the parameter. The model may be a Kalman filter. The measured values are compared with the predicted values and the differences is used as an indication of the confidence in the measurement, the higher the difference the lower the confidence. The measurements from the two channels are combined using weights calculated from the respective differences.

WO 01/97059 A2

COMBINING MEASUREMENTS FROM DIFFERENT SENSORS

The present invention relates to a method and apparatus for combining measurements from different sensors in order to provide an improved measurement 5 of a parameter. It is particularly applicable to the measurement of physiological parameters.

Certain parameters can be measured in more than one way. This is useful in giving independent measures of the same quantity. For instance, in the medical field the heart rate can be measured both from an electrocardiogram (ECG) and from a 10 pulse oximetry waveform (used to calculate oxygen saturation). In the accompanying drawings Figure 4 illustrates schematically these two waveforms, Figure 4a being the electrocardiogram with the heart rate illustrated as HR_1 , and Figure 4b the pulse oximetry waveform with the heart rate illustrated as HR_2 . The heart rate is a parameter which can undergo sudden changes. Some of these changes are valid 15 physiological changes, for example ectopic beats which occur prematurely, and therefore give rise to a temporary increase in the heart rate. Figure 5 illustrates the occurrence of an ectopic beat 50 found in both the electrocardiogram trace and the pulse oximetry waveform. The shorter interval between the preceding beat and the ectopic beat 50 manifests itself in a measurement of the heart rate as a sudden 20 increase in the heart rate. Figures 1 and 2 of the accompanying drawings show time plots of the heart rate measured by pulse oximetry (Figure 1) and ECG (Figure 2). It can be seen that in Figures 1 and 2 the heart rate in the early part of the plot is generally of the order of 80bpm, but that there are occasional sudden increases in heart rate, such as indicated at 10 and 20 which are caused by ectopic beats and thus 25 appear both in the measurement by pulse oximetry and the measurement by ECG.

However, in addition to changes in the measured heart rate deriving from valid physiological changes, other changes occur which are not physiologically valid, for instance being caused by sudden movement of the sensors on the body surface (e.g. chest movement with ECG electrodes). Figure 6 illustrates the presence of 30 artefacts 60 on the pulse oximetry waveform which shorten the interval between apparent beats and thus result in apparent increases in the heart rate. These changes

are reflected in one measurement, but not the other, as indicated at 12 and 22 in Figures 1 and 2 respectively. The fact that the changes appear in one measurement but not the other means that the two measurements could be combined to help decide which heart rate changes are valid physiological ones, and which are artefacts.

5 However, the normal approach of validating one measurement channel against the other involving cross-correlation of the two measurements invariably fails because it is not possible to know in advance (for each recording, for each patient) what value to give to the threshold for accepting, rather than rejecting a change in the heart rate as being valid. Thus although it would appear from Figures 1 and 2 that a threshold
10 could be set which would eliminate changes such as 22, such a threshold is not appropriate for all patients for all recordings, and does not help with the pulse oximetry waveform. The problems are increased in the event of atrial fibrillation when the heart rate changes rapidly as indicated in the region AF in Figures 1, 2 and 3.

15 Similar problems arise in other fields where a parameter is measured via two or more measurement channels.

The present invention provides a method and apparatus for improving measurement of a parameter by combining two measurements of it in a way which allows valid changes to be distinguished from artefacts. Accordingly it provides a
20 method of measuring a parameter comprising the steps of: predicting the value of each of two measurements of the parameter, making two measurements of the parameter to produce two measured values of the parameter, calculating the respective differences between the predicted values and the measured values, and combining the two measured values with weights determined by said differences.

25 Thus with the present invention a prediction is made for each measurement and the actual measurement is compared with its prediction. The difference is computed, which is termed the "innovation", and this innovation is used to calculate a weight which will be given to that measurement when it is combined with the other measurement, also weighted according to its innovation. The weights are calculated
30 so that if the innovation on one measurement channel is high, whereas the innovation on the other measurement channel is low, the measurement from the low innovation

channel is more heavily weighted. This is because a high level of innovation from one channel coinciding with a low innovation on the other channel is regarded as indicative of an artefact on the higher innovation channel. Thus, the weight given to each value when the values are combined is inversely related to the square or 5 modulus of the difference between the measured value and its predicted value.

In one embodiment the measured values can be combined according to the formula:-

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

where M_1 and M_2 are the two measured values, and σ_1 and σ_2 are the differences 10 between the two measured values and their respective predicted values.

The steps of prediction, measurement, calculation and combination are preferably repeated continuously, with the predicted value for each of the measurements being based on a linear predictive model, e.g. the predicted value is based on its preceding predicted value and the preceding innovation (i.e. the 15 difference between the preceding predicted value and the preceding measurement). The predicted value can be obtained by adding to the preceding predicted value a constant times the innovation. The constant is preferably a positive value less than or equal to unity. Alternatively the predicted value for each of the two independent measurements can be calculated by using a non-linear predictive model such as a 20 neural network.

In one embodiment the predicted values can be based on a mathematical model of the system, which may include estimates for process noise and sensor (measurement) noise. Two independent models may be used, one for each of the 25 measurement channels, and the models can include estimates for the process noise and sensor noise, which can be the same for the two channels. In one embodiment the models are Kalman filters.

The method is particularly applicable to the measurement of heart rate, in which case the two measurement channels can be from an electrocardiogram and a pulse oximetry waveform, though it is applicable to any other measurement of a

parameter which can be derived from two or more sources. Thus the method is applicable for more than two measurement channels, and both where the measurements are independent and where they are not truly independent such as from multiple leads of an ECG.

5 The invention can also provide for detection of movement artefacts. In this instance high values of innovation are obtained on both channels for the period of movement, and this can be used as a trigger to discard the sections of data which are corrupted by that movement.

10 It will be appreciated that the invention can be embodied using computer software and thus the invention extends to a computer program for controlling and executing the method or parts of it, and to a computer readable storage medium carrying the program. The invention also extends to corresponding apparatus for carrying out the method.

15 The invention will be further described by way of non-limitative example with reference to the accompanying drawings in which:-

Figure 1 illustrates a plot of heart rate measured by pulse oximetry;

Figure 2 illustrates a plot of heart rate measured by an ECG;

Figure 3 illustrates the result of combining the two plots of Figures 1 and 2 according to an embodiment of the invention;

20 Figure 4 illustrates schematically heart beats on an ECG and pulse oximetry waveform;

Figure 5 illustrates schematically ectopic beats appearing on an ECG and pulse oximetry waveform;

25 Figure 6 illustrates an ECG trace and pulse oximetry waveform with artefacts on the pulse oximetry waveform;

Figure 7 illustrates a plot of heart rate measured by an ECG;

Figure 8 illustrates predicted values for the heart rate according to one embodiment of the invention;

Figure 9 illustrates the innovation obtained from Figures 7 and 8;

30 Figure 10 illustrates the variance obtained from Figures 7 and 8.

An embodiment of the invention will now be described in which the

invention is applied in the medical field to the measurement of heart rate using ECG and pulse oximetry. As illustrated in Figure 4a the heart rate measured by ECG is derived from the interval between two successive R-wave peaks. The heart rate measurement derived from the pulse oximetry waveform is obtained from the 5 interval between two successive peaks (or troughs) as illustrated in Figure 4b. Figures 1 and 2 illustrate heart rate plots derived from these two measurements.

With this embodiment of the present invention a model of the process generating the heart rate is constructed. The same model is run independently for each measurement source (i.e. one for the ECG measurement channel and one for the 10 pulse oximetry measurement channel). In this embodiment the model is a Kalman filter. In general a Kalman filter uses a process model and an observation model. The process model models the state of the system at time $t+1$ in terms of its state at time t . The measurement or observation model indicates how the measurement at time t is related to the state of the system at time t . Thus in general terms:-

15

$$\mathbf{x}_{t+1} = \mathbf{Ax}_t + \mathbf{w} \text{ (Process model)}$$

$$\mathbf{y}_t = \mathbf{Cx}_t + \mathbf{v} \text{ (Observation model)}$$

where:

20 $\mathbf{w} \sim N(\mathbf{0}, \mathbf{Q})$ - Gaussian process noise with zero mean and variance \mathbf{Q}
 $\mathbf{v} \sim N(\mathbf{0}, \mathbf{R})$ - Gaussian measurement noise with zero mean and variance \mathbf{R}

and:

- 25
- k - vector of state variables \mathbf{x}
 - n - vector of observable or measurements \mathbf{y}
 - State \mathbf{x} evolves according to simple first-order Markov dynamics;
 - \mathbf{A} is the $k \times k$ state transition matrix
 - Each measurement vector \mathbf{y} is related to the current state by a linear observation process; \mathbf{C} is the $n \times k$ observation or measurement matrix

30 In this embodiment the general Kalman filter is simplified to use scalar quantities and the same process and measurement noise models (\mathbf{w}, \mathbf{v}) are used on

both measurement channel. Thus the simplified Kalman filter is as follows:-

$$x_{t+1} = Ax_t + w \text{ (Process model)}$$

$$y_t = Cx_t + v \text{ (Observation model)}$$

5

The model is further simplified by setting $C=1$, implying that the heart rate is both the state describing the process and the measurement. Further, it is assumed that $A = 1$, implying that the next heart rate is the same as the previous one with the variability allowed for by the process noise model.

10 Using this model, on each channel, the process of combining the two measurements then involves the following steps:-

1. From knowledge of previous history up to time t
 - (a) predict the next state x_{pred} ;
 - (b) from x_{pred} predict the next measurement y_{pred}
2. Make the measurement y_{t+1}
3. Compute the innovation:

20 $y_{t+1} = y_{pred} + \epsilon_{t+1}$
where ϵ_{t+1} is the difference between the actual value and the predicted value: the *innovation*.

- 25 4. Compute the variance $\sigma_{\epsilon t+1}^2$:

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

30 σ^2 the variance, is the inverse of the "confidence" which is associated with the prediction

- 30 5. Mix the heart rate measurements in inverse proportion to the variance

associated with each one:

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

5

An example of an implementation of this model in MATLAB is given in Appendix 1. That example is general, and will work for vector quantities, though in this embodiment the quantities are scalar. It can be seen from appendix 1 that the predicted heart rate for each new measurement cycle (xnew) is equal to the previously predicted value (xpred) plus the Kalman gain K times the innovation e. The Kalman gain K is derived from the predicted variance Vpred and the measurement variance R. The predicted variance is derived from the previous predicted variance and the process noise Q. To start the process off it is initialized using an initial value of the heart rate as 80 and an initial value of the state variance of 100. The process noise in the Q in this embodiment is set to 5 and the measurement noise variance R is set to 10.

It will be clear from the implementation that, as normal with a Kalman filter, the variance and Kalman gain are not dependent on the measurement values. The measurement values are only used in the new prediction of heart rate via the innovation e. Thus it will be noted that for the constant values of Q and R used in this example the Kalman gain K tends to 0.5 and the state co-variance V tends to 5. However, K can be made adaptive by modifying the values for the variance constants Q and R, preferably the process variance Q, according to the type of process being encountered, for example atrial fibrillation (where there is a high level of process noise) as opposed to a healthy heart rate (during which there is a low level of process noise).

Figures 8, 9 and 10 illustrate values for the estimated heart rate xpred, the innovation e and the variance σ^2 for the heart rate plot shown in Figure 7 (in this case the ECG measurement channel).

Figure 3 illustrates the result of combining the two measurement plots from Figures 1 and 2 using this embodiment. It can be seen that the movement artefacts 22 on the ECG channel in Figure 2 have been removed from the combined measurement, even though they occur during a period of atrial fibrillation.

5 Thus with this embodiment the difference between the measurement and its predicted value is used to indicate the degree of confidence in that measurement. The higher the difference the lower the confidence. Formula (1) above is used to combine the two measurements. This can be summarised as follows:

- 10 1) Valid heart rates on both channels: low innovation on both channels; weight both measurements equally
- 2) Valid sudden change (e.g. ectopic beat) seen on both channels: high innovation but on *both* channels; therefore, measurements are again weighted equally
- 15 3) Artefact on one channel: high innovation on one channel only; therefore the information from that channel is ignored by being given a very low weighting (low confidence).

The method can also be used to provide a movement artefact detector, i.e. to detect when movement artefact is present on both channels and therefore no useful information is available. This is characterised by high values of innovation on both 20 channels for a sustained period of time. This can be used to discard the sections of raw data which are corrupted by this movement and to indicate that no valid heart rate estimate can be derived during those periods.

Appendix 1

```

load -ascii ecghr_13
data_file = ecghr_13;
time = data_file(:,1);
hr = data_file(:,2);

start = 1;
stop = size(data_file,1);
fprintf('number of R-R intervals detected = %d \n', stop);

hr_limit = 200;

% X(t+1) = A X(t)+noise(Q) - process model with Q as variance of noise w
% Y(t) = C X(t)+noise(R) - measurement model with R as variance of noise v

ss = 1;           % state size - sets to one dimensional, ie scalar though routine works for vectors
os = 1;           % observation size - sets to one dimensional, ie scalar
A = [1];          % assume x(t+1)=x(t)
C = [1];          % assume y=x
Q = 5.0*eye(ss); % process noise - eye is the identity matrix in MATLAB -here just unity
R = 10.0*eye(ss); % measurement noise variance
initx = [80];      % initial state value (HR of 80 bpm)
initv = 100*eye(ss); % initial state variance

xnew = initx;    % -initialisation
vnew = initv;

for i = start:stop % - start of cycle

    x = xnew;          % update from previous cycle
    V = vnew;          % update from previous cycle

    xpred = A*x;        % prediction of state
    vpred = A*V*A' + Q; % prediction of state covariance, A' is transpose of A

    ypred(i) = C*xpred; % prediction of measurement
    y(i) = hr(i);       % "make measurement"

    e = y(i) - ypred(i); % calculate innovation
    innov(i) = e;        % for plotting
    sigma2(i) = e*e;     % variance for saving

    S = C*vpred*C' + R; % innovation covariance
    Sinv = inv(S);       % invert S

    K = vpred*C'*Sinv;  % compute Kalman gain

    xnew = xpred + K*e; % update state by the innovation controlled by the Kalman gain
    vnew = (eye(ss) - K*C)*vpred; % update state covariance
end

```

CLAIMS

1. A method of measuring a parameter comprising the steps of: predicting the value of each of two independent measurements of the parameter, making two independent measurements of the parameter to produce two measured values of the parameter, calculating the respective differences between the predicted values and the measured values, and combining the two measured values with weights determined by said differences.
- 10 2. A method according to claim 1 in which the steps of prediction, measurement, calculation and combination are repeated continuously, the predicted value for each of the two independent measurements being based on the preceding predicted value and the difference between the preceding predicted value and the preceding measurement.
- 15 3. A method according to claim 2 in which the predicted value for each of the two independent measurements is calculated by using a linear predictive model.
4. A method according to claim 2 in which the predicted value for each of the two independent measurements is calculated by using a non-linear predictive model.
- 20 5. A method according to claim 3 or 4 in which the model is adaptive, and it adapts in dependence upon the amount of process noise in the measurements.
- 25 6. A method according to any one of the preceding claims in which in the step of combining the two measured values the weight of each value varies inversely with the square of the difference between the predicted value and the measurement.

7. A method according to claim 6 in which the two measured values are combined according to the formula:-

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

where M_1 and M_2 are the two measured values, and σ_1 and σ_2 are the differences 5 between the two measured values and their respective predicted values.

8. A method according to any one of the preceding claims in which the predicted values for the respective measurements are based on respective models of the system.

10 9. A method according to claim 8 in which the models of the system include estimates for process noise and sensor noise.

10. A method according to claim 8 or 9 in which the respective models of the system are mutually independent.

15 11. A method according to claim 10 in which the respective models of the system include the same estimates for process noise and sensor noise.

12. A method according to claim 5, 9, 10, or 11 in which the respective models of 20 the system are Kalman filters.

13. A method according to any one of the preceding claims further comprising the step of discarding series of measurements for which the differences between both measured values and their predicted values exceed a predetermined threshold for a 25 predetermined period of time.

14. A method according to any one of the preceding claims in which the parameter is the heart rate.

15. A method according to claim 14 in which the two independent measurements are made from an electrocardiograph and a pulse oximetry waveform.
16. A method according to claim 14 in which the two measurements are made from
5 a multiple lead ECG recording.
17. A method according to any one of the preceding claims in which there are more
than two measurements.
- 10 18. A method according to any one of the preceding claims further comprising the
step of identifying movement artefacts based on the values of the differences between
both measured values and their predicted values.
19. A computer program comprising program code means for executing the method
15 of any one of the preceding claims.
20. Apparatus constructed and arranged to execute the method of any one of claims
1 to 18.

WO 01/97059

PCT/GB01/02544

1/4

Fig.1.

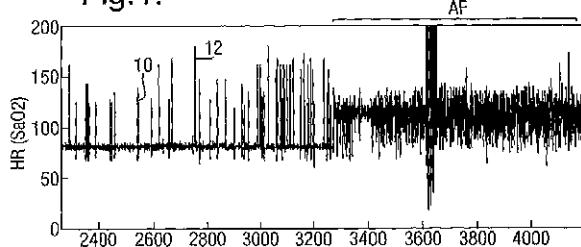


Fig.2.

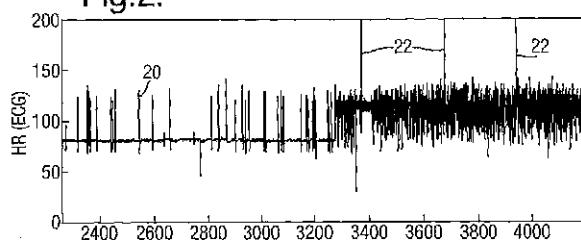
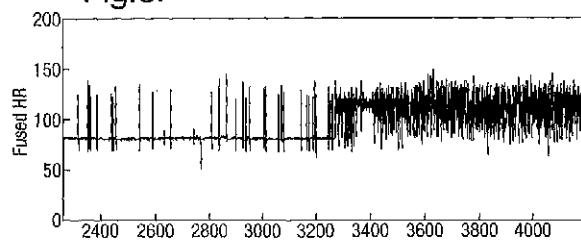


Fig.3.



SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

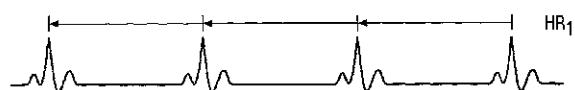
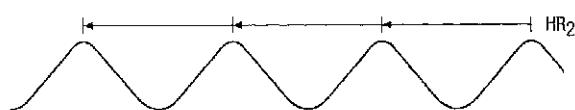
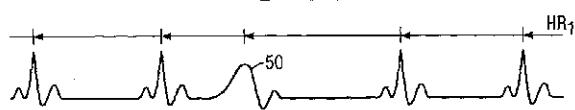
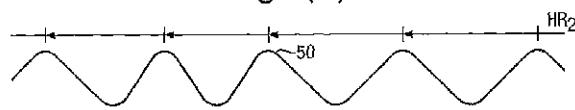
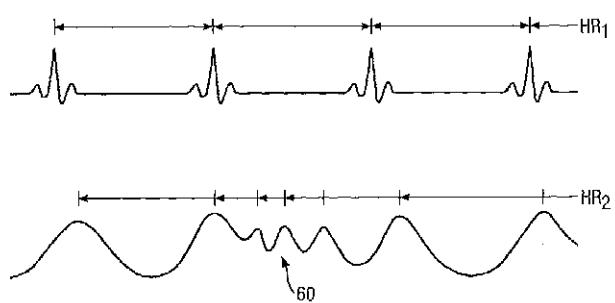
Fig.4(A).**Fig.4(B).****Fig.5(A).****Fig.5(B).**

Fig.6.



WO 01/97059

PCT/GB01/02544

4/4

Fig.7.

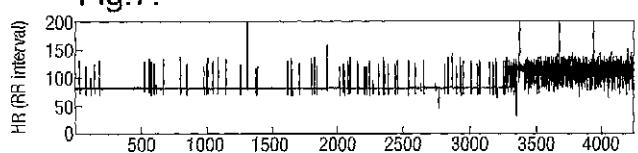


Fig.8.

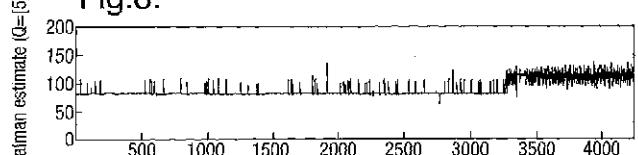


Fig.9.

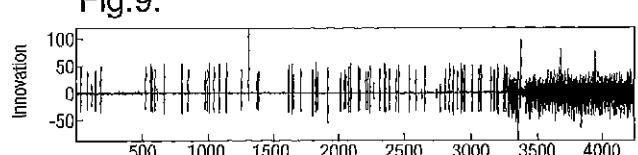
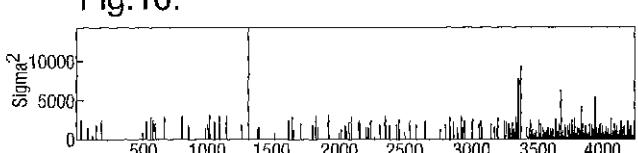


Fig.10.



SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

【国際公開パンフレット（コレクトバージョン）】

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

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
20 December 2001 (20.12.2001)

PCT

(40) International Publication Number
WO 01/097059 A3(51) International Patent Classification⁵: A61B 5/00, G06F 17/00, 19/00

(52) International Application Number: PCT/GB01/02542

(22) International Filing Date: 8 June 2001 (08.06.2001)

(25) Filing Language: English

(26) Publication Language: English

(30) Priority Data: 0014855.1, 6 June 2000 (16.06.2000) GB

(71) APPLICANT (for all designated States except US): ISIS INNOVATION LIMITED (GB/GB); Ewer House, Ewer Place, Sonningtown, Oxford OX2 7SG (GB);

(72) Inventor(s) and

(75) Inventor/Applicants (for US only): TARASENKO, Linnel (GB/GB); Department of Engineering Science, University of Oxford, Parks Road, Oxford OX1 3PJ (GB); TOWNSEND, Neil, William (GB/GB); Department of Engineering Science, University of Oxford, Parks Road, Oxford OX1 3PJ (GB); PRICE, James, David (GB/GB); 98 Abingdon Road, Oldxford, Oxford OX1 4PA (GB).

(74) Agents: NICHOLLS, Michael, John et al.; J A. Kemp & Co., 14 South Square, Gray's Inn, London WC1R 5LX (GB).

(81) Designated States (national): AT, 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, FL, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KL, KG, KR, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MN, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TI, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA.

(84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TI, TM), European patent (AT, BE, CL, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IL, LU, MC, NL, PL, SE, TR), OAPI patent (BE, BJ, CI, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

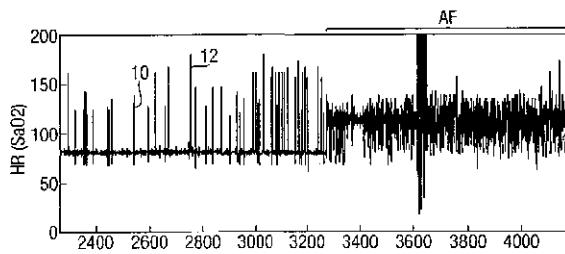
(59) Date of publication of the international search report: 13 March 2003

(Continued on next page)

(54) Title: COMBINING MEASUREMENTS FROM DIFFERENT SENSORS



WO 01/097059 A3



(57) Abstract: A method for combining physiological measurements from two or more independent measurement channels, particularly physiological measurements such as heart rate. Independent measurements of heart rate, for instance by ECG and pulse oximetry, can be combined to derive an improved measurement eliminating artefacts on one channel. A model of the process generating the physiological parameter, e.g. the heart rate, is constructed and is run independently for each channel to generate predictions of the parameter. The model may be a Kalman filter. The measured values are compared with the predicted values and the differences is used as an indication of the confidence in the measurement, the higher the difference the lower the confidence. The measurements from the two channels are combined using weights calculated from the respective differences.

WO 01/097059 A3 

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.

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Intern. Application No. PCT/GB 01/02544
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B/00 G06F17/00 G06F19/00		
According to International Patent Classification (IPC) or in both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61N 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 practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data, PAJ, INSPEC, IBM-TDB, BIOSIS		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 626 140 A (EBRAHIM MEHBOOB H ET AL) 6 May 1997 (1997-05-06) abstract	1-3,5, 8-20
Y	column 1, line 5-39 column 2, line 10-55 column 3, line 20 -column 4, line 46 column 6, line 38-63 column 7, line 13 -column 11, line 2 column 15, line 58-62 claims 24-36 figures 1,3,4	4,6,7
Y	WO 94 23495 A (UNIV AUSTRALIAN :MOORE JOHN BARATT (AU); KRISHNAMURTHY VIKRAM (AU) 13 October 1994 (1994-10-13) page 3, line 24 -page 4, line 13	4
		-/-
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C.		<input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.
* Special categories of cited documents:		
** document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance		
*# document published on or after the International filing date which is not published on or before the priority date		
*L document which raises doubts on novelty of claim(s) or which is cited to establish the publication date of another document or other special reason (as specified)		
*O document referring to a oral disclosure, use, exhibition or sale		
*P document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the International search 16 December 2002		Date of mailing of the International search report 27/12/2002
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.O. Box 8010, Ferdinandstrasse 2 D-8037 Munich, Germany Tel. (+49-89) 304-3010, Fax: 304-3016		Authorized officer: Godzina, P

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Internat. Application No. PCT/GB 01/02544
C(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 00 27281 A (LUCENT MEDICAL SYSTEMS INC) 18 May 2000 (2000-05-18) abstract page 17, line 19 -page 18, line 2 figure 7A	6,7
X	US 5 853 364 A (YORKEY THOMAS J ET AL) 29 December 1998 (1998-12-29) abstract column 1, line 15-20 column 2, line 63 -column 4, line 67 column 8, line 61 -column 12, line 17 column 13, line 7-28 claims 1,14,20,21,27,40 figures 1A,B	1,8,12, 14-17, 19,20
X	US 4 949 710 A (DAVIS CHARLES L ET AL) 21 August 1990 (1990-08-21) abstract column 1, line 44-50 column 2, line 20 -column 3, line 6 claims 1,6 figure 1	1,2,8, 12,13, 17-20

PCT/GB01/02544 (continuation of second-level) (May 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT				Intern:	Application No:
Information on patent family members				PCT/GB 01/02544	
Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date		
US 5626140	A 06-05-1997	NONE			
WO 9423495	A 13-10-1994	AU 6420094 A 24-10-1994 WO 9423495 A1 13-10-1994			
WO 0027281	A 18-05-2000	US 6263230 B1 17-07-2001 AU 1331300 A 29-05-2000 EP 1126787 A1 29-08-2001 JP 2002529133 T 10-09-2002 WO 0027281 A1 18-05-2000			
US 5853364	A 29-12-1998	US 2002137994 A1 26-09-2002 US 6083172 A 04-07-2000 US 6411833 B1 25-06-2002			
US 4949710	A 21-08-1990	NONE			

Form PCT/ISA/210 (patent family) - (ver. 1 July 1992)

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,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,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,PL,PT,RO,RU,SD,SE,SG,SI,SK,SL,TJ,TM,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VN,YU,ZA

(72)発明者 タウンセンド,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 ブライス,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,アビィンドン ロード 98

F ターム(参考) 4C017 AA02 AA12 AA19 BC07 BC11 BC17 FF30

4C027 AA02 BB05 CC02 GG09 GG18 KK03 KK05

4C038 KK01 KM01 KX02

专利名称(译)	来自不同传感器的测量组合		
公开(公告)号	JP2004503315A	公开(公告)日	2004-02-05
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		
[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 A61B5/0245 A61B5/0452 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		
F-TERM分类号	4C017/AA02 4C017/AA12 4C017/AA19 4C017/BC07 4C017/BC11 4C017/BC17 4C017/FF30 4C027/AA02 4C027/BB05 4C027/CC02 4C027/GG09 4C027/GG18 4C027/KK03 4C027/KK05 4C038/KK01 4C038/KM01 4C038/KX02		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2000014855 2000-06-16 GB		
其他公开文献	JP4741168B2		
外部链接	Espacenet		

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值，尤其是诸如心率之类的生理测量值的方法。可以结合使用心电图和脉搏血氧饱和度等方法对心率进行独立测量，以消除单通道伪影并改善测量结果。为每个通道构建产生生理参数（例如心率）的过程的模型，并独立运行以产生参数估计。该模型可以是卡尔曼滤波器。将测量值与预测值进行比较，并且将差异用作测量可信度的指标。差异越大，可靠性越差。来自两个通道的测量值使用根据它们各自的差异计算得出的权重进行合并。[选型图]图1

