

(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2012-511384

(P2012-511384A)

(43) 公表日 平成24年5月24日(2012.5.24)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 2 1 C	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 0 J	4 C 1 1 7
	A 6 1 B 5/00 1 0 1 R	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2011-540298 (P2011-540298)
 (86) (22) 出願日 平成21年12月7日 (2009.12.7)
 (85) 翻訳文提出日 平成23年6月10日 (2011.6.10)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2009/055535
 (87) 国際公開番号 W02010/067294
 (87) 国際公開日 平成22年6月17日 (2010.6.17)
 (31) 優先権主張番号 08171426.3
 (32) 優先日 平成20年12月12日 (2008.12.12)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (74) 代理人 100135079
 弁理士 宮崎 修

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 バリストカルジオグラム信号の分析方法と装置

(57) 【要約】

バリストカルジオグラム信号を分析して心拍数を決定する方法を提供する。該方法は、バリストカルジオグラム信号中の第1の心拍の最初の時間推定値を決定する段階と、最初の時間推定値を用いて、バリストカルジオグラム信号中の後続の心拍の推定値を繰り返し計算する段階とを有し、計算するステップの各繰り返しは、複数のスコアリング関数の重み付けした和を含む目標関数の評価を含み、バリストカルジオグラム信号中の後続の心拍の推定値を計算するステップの各繰り返しは、その前の計算するステップの繰り返しで見つけた時間推定値後の目標区間に制限される。

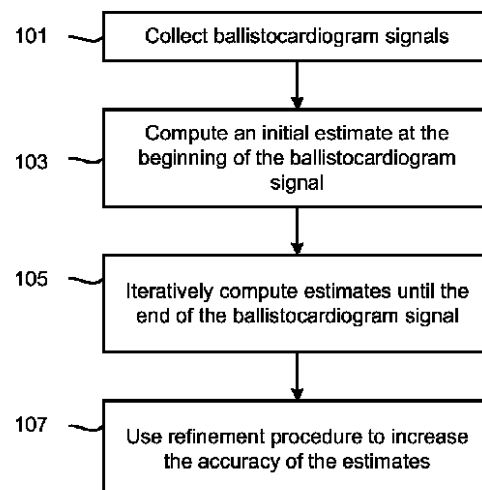


FIG. 2

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

バリストカルジオグラム信号を分析して心拍数を決定する方法であって、
前記バリストカルジオグラム信号中の第 1 の心拍の最初の時間推定値を決定するステップと、

前記最初の時間推定値を用いて、前記バリストカルジオグラム信号中の後続の心拍の推定値を繰り返し計算するステップとを有し、

前記計算するステップの各繰り返しは、複数のスコアリング関数の重み付けした和を含む目標関数の評価を含み、

前記バリストカルジオグラム信号中の後続の心拍の推定値を計算するステップの各繰り返しは、その前の計算するステップの繰り返しで見つけた時間推定値後の目標区間に制限される、方法。

【請求項 2】

目標関数の評価は、心拍に対応する前記目標関数のピークの特定を含む、
請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記スコアリング関数のうちの 1 つは、前記バリストカルジオグラム信号中の高周波成分の発生を反映する、
請求項 1 または 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記バリストカルジオグラム信号中の高周波成分の発生を反映する前記スコアリング関数は、

前記バリストカルジオグラム信号をフィルタして、高周波成分を取りだし、前記フィルタしたバリストカルジオグラム信号を二乗して、

前記フィルタして二乗したバリストカルジオグラム信号をフィルタして、得られた信号を与えること、により決定する、
請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記バリストカルジオグラム信号中の第 1 の心拍の最初の時間推定値を決定するステップは、

前記バリストカルジオグラム信号中の高周波成分の発生を反映する前記スコアリング関数の前記最大点を選択するステップを有する、前記最大点は、前記バリストカルジオグラム信号の始めの区間から選択可能

請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

前記バリストカルジオグラム信号中の第 1 の心拍の最初の時間推定値を決定するステップは、

最初の推定値と、前記バリストカルジオグラム信号中の前記第 2 の心拍の可能性のある時間推定値とについて、前記目的関数を評価するステップと、

前記最初の時間推定値と可能性のある時間推定値を、前記最初の 2 つの心拍について前記目的関数を最大化する値として選択するステップとを有する、
請求項 1 ないし 4 いずれか一項に記載の方法。

【請求項 7】

前記バリストカルジオグラム信号中の第 1 の心拍の最初の時間推定値を決定するステップは、

前記バリストカルジオグラム信号の始めの前記時間値を前記最初の時間推定値として選択するステップを有する、

請求項 1 ないし 4 いずれか一項に記載の方法。

【請求項 8】

計算するステップを複数回繰り返した後、前記方法はさらに前記最初の時間推定値を、

10

20

30

40

50

改良する各目的区間を、前の計算するステップの繰り返しで見つけた時間推定値の周りの小さな近傍の目的区間に限定して、さらに計算するステップを実行することにより改良するステップを有する、
請求項 1 ないし 7 いずれか一項に記載の方法。

【請求項 9】

前記スコアリング関数のうちの 1 つは、前記心拍数の長期的予測を反映する、
請求項 1 ないし 8 いずれか一項に記載の方法。

【請求項 10】

前記心拍数の長期的推定を反映する前記スコアリング関数は、
前の計算するステップの繰り返しで見つけた時間推定に応じた複数の時点で、前記バリストカルジオグラム信号のスペクトログラムを評価することにより決定する、
請求項 9 に記載の方法。

10

【請求項 11】

前記心拍数の長期的推定を反映する前記スコアリング関数は、前記バリストカルジオグラム信号の自己相関関数を評価することにより決定する、
請求項 9 に記載の方法。

【請求項 12】

前記スコアリング関数の 1 つは、心拍間隔の確率的振る舞いに関する情報を反映する、
請求項 1 ないし 11 いずれか一項に記載の方法。

【請求項 13】

心拍間隔の確率的振る舞いに関する情報を反映する前記スコアリング関数は、心拍間隔の確率分布を反映する確率分布を計算することにより決定する、
請求項 12 に記載の方法。

20

【請求項 14】

心拍間隔の確率的振る舞いに関する情報を反映する前記スコアリング関数は、前に検出した心拍のタイミングを考慮することにより決定する、
請求項 12 に記載の方法。

【請求項 15】

後続の心拍の時間推定値と前記バリストカルジオグラム信号とを用いて、前記心拍の自己同一性を改善するステップをさらに有する、
請求項 1 ないし 14 いずれか一項に記載の方法。

30

【請求項 16】

時間推定を用いるステップは、
前記バリストカルジオグラム信号にハイパスフィルタをかけるステップと、
前記時間推定に関連する前記フィルタしたバリストカルジオグラム信号中のピークを特定するステップと、
心拍を、前記バリストカルジオグラム信号中の特定したピークに続く周波数は低いが振幅は大きい波として特定する、
請求項 15 に記載の方法。

【請求項 17】

時間推定を用いるステップは、
時系列中の周期性を検出する方法を用いて、連続する 2 つの心拍間のビート間距離を特定するステップを有する、
請求項 15 に記載の方法。

40

【請求項 18】

コンピュータまたはプロセッサで実行したとき、請求項 1 ないし 17 いずれか一項に記載の方法のステップを実行するように構成された、コンピュータプログラムを含むコンピュータプログラム製品。

【請求項 19】

患者のバリストカルジオグラム信号を測定するデバイスと使用する装置であって、

50

前記デバイスからバリストカルジオグラム信号を受信する手段と、

前記受信したバリストカルジオグラム信号に、請求項 1 - 17 いずれか一項に記載の方法を実行する処理手段とを有する、装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、バリストカルジオグラム信号を分析する方法と装置に関し、特に、バリストカルジオグラム信号中の単一の心拍イベントを検出する方法と装置に関する。

【背景技術】

【0002】

バリストカルジオグラム (BCG) は、血液が心臓により送り出される時の血液の運動量による人体の動きを測定する。

【0003】

BCG は、人体に電極を取り付けたり、ベルトや繊維などの特殊なセンサを身につけなくても、生体信号の測定が可能であるという点で、心電図 (ECG) より有利である。BCG は、睡眠品質、ストレス、または心臓性能を評価するために、脈拍数や脈拍数の変動データを調べるのに、特に有用である。これらは、控えめな BCG モニタリングの性質が非常に重要なアプリケーションである。センサが患者と直接接触することにより、睡眠の質が悪くなることが避けられないからである。

【0004】

現在、バリストカルジオグラム信号を分析して心拍数を決定するアルゴリズムは、例えば信号の自己相関関数を評価することにより、一定のパターンが繰り返すのを検出するスペクトル方法または時間ドメインにおける方法を用いる。これらのアプローチではすべて、複数の心拍をカバーするように、長さが数秒の信号のセグメントを考慮しなければならない。結果として、ある時間にわたる平均心拍を求めるが、正確なビート間情報 (beat-to-beat information) は得られない。

【0005】

バリストカルジオグラム信号からビート間推定をするアルゴリズムが開示されている。しかし、これらは、正しく動作するには大きくて高価なセンサアレイを必要とするもの ("FFT averaging of multichannel BCG signals from bed mattress sensor to improve estimation of heart beat interval" by Kortelainen, J.M. and Virkkala, J., Engineering in Medicine and Biology Society, 2007, EMBS 2007, 29th Annual International Conference of the IEEE, 22-26 August 2007, pages 6685-6688)、あるいは人間によるインターアクションを必要とするもの ("Automatic ballistocardiogram (BCG) Beat Detection Using a Template Matching Approach" by J.H. Shin, B. H. Choi, Y. G. Lim, D.U. Joeng and K.S. Park, Engineering in Medicine and Biology Society, 2008, EMBS 2008, 30th Annual International Conference of the IEEE, 21-24 August 2008)、あるいは異なるセンサモダリティを用いた精度が悪いもの ("Estimation of Respiratory Waveform and Heart Rate Using an Accelerometer" by D. H. Phan, S. Bonnet, R. Guillemaud, E. Castelli, N.Y. Pham Thi, Engineering in Medicine and Biology Society, 2008, EMBS 2008, 30th Annual International Conference of the IEEE, 21-24 August 2008) である。

【0006】

これらのアルゴリズムを上市できるか、これらのアルゴリズムはバリストカルジオグラム信号の患者内の可変性や患者間の可変性を処理できるかについては疑問がある。

【0007】

もちろん、ビート間推定は心電図 (ECG) からのデータを用いる標準的な方法で達成できるが、上記の通り、これらの方法は患者に配線をしなければならず、邪魔になる。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 8 】

既述の通り、単一のセンサでキャプチャしたバリストカルジオグラム信号に基づいて心拍数を計算する技術水準の方法では、数秒の時間にわたる心拍推定しか求めることができない。睡眠ストレス、睡眠時無呼吸症候群、心不全などの分野への応用には、ビート間ベースの心拍数の変動に関する情報が必要である。すなわち、ある時間にわたる平均推定では不十分である。さらに、現在の方法は、正確な推定のためにはこの時間内で心拍が一定であることを要する。このため、異所性収縮や欠脈などの不整脈があると、心拍数の推定が乱れたり、単純に無視されたりする。したがって、脈拍数の変動の低周波数部分しか検出できない。

【 発明の概要 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 9 】

本発明の第1の態様による方法は、バリストカルジオグラム信号を分析して心拍数を決定する方法であって、前記バリストカルジオグラム信号中の第1の心拍の最初の時間推定値を決定する段階と、前記最初の時間推定値を用いて、前記バリストカルジオグラム信号中の後続の心拍の推定値を繰り返し計算する段階とを有し、前記計算するステップの各繰り返しは、複数のスコアリング関数の重み付けした和を含む目標関数の評価を含み、前記バリストカルジオグラム信号中の後続の心拍の推定値を計算するステップの各繰り返しは、その前の計算するステップの繰り返しで見つけた時間推定値後の目標区間に制限される。

【 0 0 1 0 】

本発明の第2の態様によるコンピュータプログラム製品は、コンピュータまたはプロセッサで実行したとき、上記の方法のステップを実行するように構成された、コンピュータプログラムを含むコンピュータプログラム製品である。

【 0 0 1 1 】

本発明の第3の態様による装置は、患者のバリストカルジオグラム信号を測定するデバイスと使用する装置であって、前記装置は、前記デバイスからバリストカルジオグラム信号を受信する手段と、前記受信したバリストカルジオグラム信号に上記の方法を実行する処理手段とを有する。

【 0 0 1 2 】

先行技術と対比して、本発明による方法と装置は、ビート間間隔をECGの場合と同様に計算する。それゆえ、上記のアプリケーションの必要性を満たすことができる。また、必要な信号を選ぶのに、単一のセンサのみを必要とする。高価なマルチセンサ機器や専門家による管理は必要ない。本方法とシステムは、一般的に非常に複雑なBCG信号に対してロバストに機能する。特徴的なイベント、長期的予測、及び心臓周期の長さに関するアプリアリな情報を用いるからである。このように、本方法と装置は、信号がマイナーな動きアーティファクトにより損なわれ、一方で不整脈のような不規則パターンを特定するくらい感度が高い状況进行处理するにも十分にロバスト(robust)である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 3 】

添付した図面を参照して、一例としてここに本発明を説明する。

【 図 1 】 典型的なバリストカルジオグラム信号を示す図である。

【 図 2 】 本発明による方法を示すフローチャートである。

【 図 3 】 図 2 のステップ 1 0 5 を詳細に示す図である。

【 図 4 】 高周波成分に特徴的なスコアリング関数を示すグラフである。

【 図 5 】 バリストカルジオグラム信号のスペクトログラムである。

【 図 6 】 長期的予測をするためのスコアリング関数例を示すグラフである。

【 図 7 】 アプリアリな心拍の長さの確率密度関数のためのスコアリング関数例を示すグラフである。

【 図 8 】 合成関数とその最大値を示すグラフである。

10

20

30

40

50

【図 9】図 2 のステップ 105 の結果を示すグラフである。

【図 10】図 2 のステップ 105 の結果とステップ 107 の改善した推定を示すグラフである。

【0014】

〔発明の詳細な説明〕

図 1 は、ベッドや台に寝ている患者の胸部の下においた薄膜状センサを用いて取得した典型的なバリストカルジオグラム (BCG) を示す。BCG は、呼吸による動きと、心拍数に関連する周期的なビートのパターンとを記録する。

【0015】

図から分かるように、BCG は、患者の呼吸に関連する支配的な (約 4 秒の) 低周波数成分と、心臓の機械的な動きによる、周波数が高く小さい変動とを含む。

【0016】

言うまでもなく、このような明瞭な BCG 信号を得るためには、患者は安静にしていなければならない。大きな動きがあると、BCG 信号では支配的な動きアーティファクトとなり、BCG 信号の分析を妨げることとなる。

【0017】

BCG 信号を処理する最初のステップは、BCG 信号を、その他の動きや変動 (perturbations) が心拍数や呼吸速度 (breathing rate) を邪魔する小区間 (sub-intervals) と、推定が可能なエリアとに分割することである。この種の分割は信号のエネルギーレベルの評価により可能である。

【0018】

さらに、呼吸による貢献と、心臓の機械的な動きによる貢献とは、フィルタを用いて分離できる。例えば、次数が 3、低周波カットオフが 0.04 ないし 0.08 Hz、高周波カットオフが 0.50 ないし 0.70 Hz のバターワースフィルタを用いたバンドパスフィルタリングにより、呼吸成分を得られる。心拍成分は、ハイパスフィルタ (例えば、次数が 2、カットオフ周波数が 0.8 - 1.2 Hz の範囲にあるバターワースフィルタ) を用いたフィルタリングにより得られる。以下に説明する方法は心拍成分を利用する。

【0019】

本発明による方法を図 2 のフローチャートを参照して簡単に説明する。

【0020】

ステップ 101 において、BCG により信号を収集する。

【0021】

バリストカルジオグラム信号の始めから第 1 の心拍発生時間の初期値をステップ 103 で計算する。この推定の計算は、以下にもっと詳しく説明するが、バリストカルジオグラム信号の終わりに到達するまで時間的に進みながら心拍の推定を繰り返し計算する (ステップ 105 に示した) 繰り返し手順の開始点となる。ステップ 105 で実行する手順は、図 3 を参照してもっと詳しく説明する。

【0022】

ステップ 105 の結果は、バリストカルジオグラム信号の心拍区間への第 1 のセグメント化である。

【0023】

ステップ 107 において、ステップ 105 で求めた事前知識 (foreknowledge) を用いて最終的な心拍区間の長さを計算する改善手順を実行する。この手続は、以下に詳しく説明する。

【0024】

最初に、図 3 を参照して、ステップ 103 をもっと詳細に説明する。

【0025】

心拍イベントが発生すると、次の心拍が一定の時間内に続くことが知られている。それゆえ、好ましい実施形態では、次の心拍を探す区間を生理的に合理的な値に制限することにより、この特性特性を利用する。このように、心拍推定 t_n について、次の心拍 t_{n+1}

10

20

30

40

50

t_1 は区間 $[t_n + t_{min}, t_n + t_{max}]$ 内になければならない。 t_{min} と t_{max} の値としては、(心拍数が毎分約 120 拍を表す) 約 0.5 秒ないし (心拍数が毎分約 30 拍を表す) 2 秒がよいだろう。当業者には言うまでもないことだが、これとは別の生理的にありうる値を選択することもできる。

【0026】

好ましくは、3つのスコアリング関数 (t) 、 $\mu(t)$ 、 (t) を生成し (ステップ 123、125、127)、好ましくは特徴的な高周波成分の発生 (スコアリング関数 (t)) と心拍数の長期的振る舞い ($\mu(t)$) と心拍の長さの確率分布 ((t)) にそれぞれ関する基準に関する t_{n+1} の推定がどのくらいよいか評価する。

【0027】

ステップ 129 において、これらのスコアリング関数による最もよい推定が推定 t_{n+1} となり、 t_{n+2} の計算の基礎となる。 t_{n+2} のサーチ区間は $[t_{n+1} + t_{min}, t_{n+1} + t_{max}]$ で与えられ、スコアリング関数 (t) 、 $\mu(t)$ 、 (t) が更新される。

【0028】

この繰り返し手順を反復して、本方法は、パリストカルジオグラム信号の始めの初期値から開始して、パリストカルジオグラム信号の終わりになるまで、時間軸に沿ってパリストカルジオグラム信号を左から右に処理する。

【0029】

次に、心拍推定 t_n が与えられたときに、スコアリング関数 (t) 、 $\mu(t)$ 、 (t) をいかに計算するかと、スコアリング関数 (t) 、 $\mu(t)$ 、 (t) を用いて次の繰り返しステップ t_{n+1} をいかに計算するか、説明する。

【0030】

特徴的高周波成分 (t) :

パリストカルジオグラム信号をバンドパスフィルタにかけて、高周波コンテンツを取り出す。得られた信号を二乗してローパスフィルタにかけると、支配的なピークを有する新しい信号が得られる。高周波成分は処理前の信号 (raw signal) にあったものである。これは、本願の出願人が本願と同時に提出した特許出願「Method and apparatus for the analysis of ballistocardiogram signals」でもっと詳しく説明した。この方法で生成した信号は、パリストカルジオグラム信号全体の特徴的高周波成分の発生のスコアリング関数であり、区間 $[t_n + t_{min}, t_n + t_{max}]$ に制限すると、繰り返しにおけるこのステップの (t) となる。図 4 は、バンドパスフィルタで 20 ないし 40 Hz の周波数コンテンツを取り出し、ローパスフィルタのカットオフ周波数が 3.5 Hz であるときのスコアリング関数 (t) の例を示す。

【0031】

長期予測 $\mu(t)$:

周波数が十分に集中した時間・周波数分布が関数 $\mu(t)$ の計算の開始点である。

【0032】

スペクトログラムの絶対値を二乗すると、

【0033】

【数 1】

$$S(t,f) = \left| \int_{-\infty}^{\infty} BCG(s)h(s-t)e^{-ifs} ds \right|^2 \quad (1)$$

ここで、 $BCG(s)$ は記録したパリストカルジオグラム信号を表し、 $h(s)$ は長さが 1.5 秒のハニング窓を表す。

【0034】

10

20

30

40

【数 2】

$$h(s) = \frac{1}{2} \left(1 - \cos \left(\frac{2\pi(s-7.5)}{15} \right) \right) \quad (2)$$

スペクトログラムは時刻 t における周波数 f の周波数コンテンツを測るものである。 t_n と、時刻 t における心拍イベントとにより、心拍数 $(t - t_n)^{-1}$ が画定される。これが心拍数の正しい周波数と一致するなら、スペクトログラムの値は $S(t, (t - t_n)^{-1})$ で大きな値を示し、それ以外では小さい値となる。そのため、スコアリング関数 $\mu(t)$ を次の通りとする、

【0035】

【数 3】

$$\mu(t) = S(t, (t - t_n)^{-1}), \text{ for } t \in [t_n + t_{\min}, t_n + t_{\max}] \quad (3)$$

バリストカルジオグラム信号のスペクトログラムの一部を図 5 に示す。ここで、明るい部分はスペクトログラムのエネルギー値が高い部分であり、曲線は関数 t^{-1} ($t - t_n$)⁻¹ である。

【0036】

図 6 は、スペクトログラムを用いた長期予測用のスコアリング関数 $\mu(t)$ を示す。図 5 中の曲線の関数値が、図 6 のスコアリング関数の計算に用いられる。

【0037】

$\mu(t)$ を決定する別の方法は、自己相関関数 (ACF) などの周期性決定方法の利用である。ここで、自己相関は、

【0038】

【数 4】

$$\mu(t) = \int_{t_n - \epsilon}^{t_n + \epsilon} BCG(s) BCG(s+t) ds, \text{ for } t \in [t_n + t_{\min}, t_n + t_{\max}] \quad (4)$$

により計算する。ここで、BCG はバリストカルジオグラム信号であり、 2ϵ は分析窓の長さであり、一般的には 5 ないし 20 秒の範囲にある。

【0039】

確率分布関数 $\sigma(t)$:

連続した 2 つの心拍間の間隔 (interval lengths) はガウス分布に従う。そのため、好ましい実施形態では、スコアリング関数 $\mu(t)$ を次式とする。

【0040】

【数 5】

$$\sigma(t) = \frac{1}{s\sqrt{2\pi}} \exp \left(-\frac{1}{2} \left(\frac{t-m}{s} \right)^2 \right) \quad (5)$$

好ましい実施形態では、平均 m と分散 s の値はそれぞれ $m = 0.92$ 、 $s = 0.4$ である。

【0041】

別の実施形態では、前に検出した心拍の履歴を考慮して m と s を決めてもよい。あるいは、過去の心拍間隔に関する情報を用いて次の心拍間隔を予測する、当業者には知られた確率モデルを用いることもできる。

【0042】

10

20

30

40

50

確率分布スコアリング関数 (t) の例を図 7 に示す。

【0043】

3つの関数の重み付けをうまく制御するため、最大ノルムに対してスコアリング関数を規格化するか、適当なアフィン写像により関数の範囲を $[0, 1]$ 区間に写像するとよい。次に、ステップ 129 において、 $(t) + \mu(t) + (t)$ を $t \in [t_n + t_{\min}, t_n + t_{\max}]$ に関して最大化する。ここで、 μ 、 ν はスカラーである。この多目的最適化問題を解決するため、この式の主要なピークを見つけなければならない。好ましくは、上記の和にローパスフィルタをかけてから、最大値を検索することにより、このピークを検出する。この様子を図 8 に示した。こうして発見したピークが心拍数 t_{n+1} の次の推定となる。前述の通り、この推定から、信号の終わりに至るまで繰り返しを続ける。

10

【0044】

言うまでもなく、ステップ 123、125、及び 127 は、単独で用いると、誤差を生じ易い。例えば、個々の心拍に対するステップ 123 における高周波検索は、動きアーティファクトがあると（すなわち、患者が動き過ぎると）うまく機能しない。別の場合には、ステップ 125 における平均心拍数の計算は、例えば不整脈を適切に考慮していなかったり、まったく無視しているため、問題がある。最後に、ステップ 127 の確率的アプローチは、履歴データを手に入れる場合にのみ有利である。

【0045】

それゆえ、各ステップ 123、125、及び 127 の出力をステップ 129 で 1 つの関数に合成して、パルスベースで心拍数のロバストな推定を行うために、この関数を最大化する。

20

【0046】

再び図 2 を参照して、ここでステップ 103 を詳細に説明する。

【0047】

図 2 の方法は、任意の開始点から始めて、少し繰り返すだけで安定し、正確な心拍数の推定を求めることができる。

【0048】

あるいは、高周波成分は信号の始めに限定されているので、開始点をスコアリング関数の最大点とすることもできる。スコアリング関数を制限する区間は、 $[0s, 1.5s]$ であってもよい。

30

【0049】

さらに別の実施形態では、開始点 t_1 の推定と次の繰り返しステップ t_2 の推定を同時に計算して、 t_1 が心拍セグメントのある開始点を表し、 t_2 が終了点を表すようにしてもよい。 $[0s, 1.5s]$ の範囲にある各 t_1 について、 $Q(t_1, t_2) = (t_2) + \mu(t_2) + (t_2)$ を定義する。 $t_2 \in [t_1 + t_{\min}, t_1 + t_{\max}]$ である。言い換えると、 $Q(t_1, t_2)$ は、上記の繰り返し方法に用いる同じスコアリング関数について、 t_1 と t_2 の選択がよいか測るものである。 Q を最大化する t_1 、 t_2 は、最初の 2 つの心拍の時点 t_1 、 t_2 を最もよく推定するものである。

40

【0050】

さらに別の実施形態では、上記の 2 つの方法のうち一方を用いて、予備的な開始点を計算してから、繰り返し点 t_m (例えば、 $m = 15$) まで何回か通常の繰り返しを行う。しかし、そこから、アルゴリズムは「後ろ向きに」動く。すなわち、検索区間として、 $[t_m + t_{\min}, t_m + t_{\max}]$ ではなく $[t_m - t_{\max}, t_m - t_{\min}]$ を選択する。心拍推定値の繰り返し計算を、信号の始めに至るまで、「後ろ向きに」続ける。「後ろ向き」の推定の最後の結果が開始点 t_1 となる。これは、本アルゴリズムは、開始点の選択が悪くても、数回の繰り返しの後に正しい推定値を与えることを用いている。

【0051】

ステップ 103 と 105 を実行すると、パリストカルジオグラム信号の最初のセグメント化が得られる。各セグメントは、基本的には、1 つの心拍のみの特徴的パターンを含ん

50

でいる。最終的に、このセグメント化を用いて改善方法の初期値を求め、これらの改善方法が正確な心拍イベントの時点や心拍間隔を求める。

【0052】

一実施形態では、ステップ103と105により見つけた推定値に近い、バリストカルジオグラム信号中の特徴 (characteristic features) を見つけることにより、改善推定値を計算できる。好ましくはハイパスフィルタで処理したバリストカルジオグラム信号において、ステップ103、105で見つかった点の後には、周波数が低い振幅は比較的大きい波が続く。ステップ103、105で見つかった点の小さい近傍にある局大値を検出することにより、心拍イベントをより正確に特定 (localization) できる。心拍を特定してから、ビート間隔を計算する。

10

【0053】

さらに別の実施形態では、時系列における周期性を検出するために、自己相関 (ACF) その他の方法を用いて、連続する2つの心拍間のビート間隔を求める。この場合、ステップ103と105により、間隔に関するラフな情報が得られているが、ACFが最大値になる時間遅れ t を求めなければならない (すなわち、 t のすべての値を評価するわけではない)。 t の意味のある区間だけに限定するのは、ACFによる心拍数のビート間推定を可能とするために必要である。これにより、理論的に可能性のある t の検索空間全体を考慮する問題が解消される。ACFは、心拍イベントに関連しない偽の最大を頻繁に示す。

20

【0054】

セグメント化手順の結果を図9に示す。図9には、(ハイパスフィルタ後の)バリストカルジオグラム信号を、特定したセグメントと、ECG信号で求めた心拍イベント (x印で示した) とともに示した。セグメント結果後、次の0.12秒以内に信号の最大値をマークすると、図10に示したように、特徴的イベントがロバストに見つかる。

【0055】

(改善なしと改善ありの)ビート間隔推定値と、ECGとの比較を次の表1に示す。

【0056】

【表1】

ECG	1.040	1.020	0.980	0.968	1.032	1.012	0.956	0.912	0.940
BCG (no r)	1.020	1.016	1.008	0.972	0.996	1.008	0.988	0.956	0.920
BCG (r)	1.040	1.028	0.976	0.964	1.028	1.012	0.960	0.916	0.940

30

当業者には、本方法の多数の意味のある構成と変形が理解できるだろう。ステップ129の目的関数に含まれる3つのスコアリング関数は、本方法を異なる必要性に合わせるため、異なる重み付けができる。これは、スカラー、 α 、 β を適当に選択することにより行える。例えば、規則的な心臓リズムが期待できる時は、ステップ125の長期的予測に重きをおくと、心拍推定値のロバスト性が増大する。一方、不整脈が検出された時は、ステップ123の高周波成分にフォーカスした方がよい。ステップ129の多目的関数の目的関数 $t_{max} - t_{min}$ は、推定値と計算時間に明らかに影響し、適切に選択すべきである。

40

【0057】

好ましい実施形態では、スカラーは次の値を有する： $\alpha = 1$ 、 $\beta = 0.6$ 、及び $\gamma = 0.4$ 。これにより、よい汎用心拍推定ができる。目標間隔 (すなわち、 $t_{max} - t_{min}$) は計算時間を節約するため約1.2秒とすべきである。

【0058】

別の実施形態では、本方法を不整脈のある患者に利用する場合、例えば、スカラーは次の値としてもよい： $\alpha = 1$ 、 $\beta = 0$ (長期予測を実質的に無効にするか、もしくは無視す

50

る)、及び $\mu = 0.2$ 不整脈を正しく特定するために、目標間隔は一般的な場合よりも少し長く設定できる(すなわち、 $t_{max} - t_{min} = 2$)。

【0059】

別のスコアリング関数にそれぞれスカラーをかけたものを加えることにより、多目的関数 $f(t) + \mu g(t) + h(t)$ を拡張するのは、より多くの情報源を利用するときに便利である。

【0060】

また、本方法は、長期的予測と計算に必要な時間だけ遅れるが、(ほぼ)リアルタイムで心拍を推定するために用いることもできる。

【0061】

上記の方法により、パリストカルジオグラム信号からビート間隔を取得することもできる。上記の方法を用いたビート間推定により、心不全管理、不整脈検出、心房細動の診断や管理など様々なアプリケーションで標準的なECG装置を置き換えることもできる。さらに、パルス間分析により、正確に心拍数変動を計算できるようになる。これは睡眠及びストレスの分析に必要である。不整脈検出をできるという潜在的な能力のため、ローアキュイティモニタリング(low acuity monitoring)のために、専門病院においてBCG法は受け入れられつつある。これは注目すべきことである。集中治療室(ICU)のベッド数は限られており、一般病棟用の簡易で低費用のモニタリングソリューションが望まれているからである。

【0062】

結局、上記のアルゴリズムにより、場合によっては他のセンサモダリティに付随して、心原性失神に起因する転倒を予測して、回避することができる。

【0063】

本発明は、養護施設、病院、自宅介護監視に用いることができる。どの場合にも、ECGに対するBCGの一般的な利点は、患者に電極などを取り付けなくても、目立たずに患者をモニタできることにある。

【0064】

本発明を方法またはアルゴリズムにより説明したが、言うまでもなく、本発明をBCGシステム(すなわち、BCG信号を測定する装置と結合したコンピュータ装置)、またはスタンドアロンのコンピュータシステム、またはプログラムとして実施することができる。言うまでもなく、BCGシステムは、本発明の装置に、パリストカルジオグラム信号をアナログ形式またはデジタル形式で供給でき、本発明の装置はこの信号を受信するように適宜構成できる。例えば、BCGシステムは本装置にパリストカルジオグラム信号をアナログ形式で供給し、本装置は、その適宜プログラムされたデジタルシグナルプロセッサに、パリストカルジオグラム信号をデジタル化した信号を供給するアンチエイリアスフィルタ(anti-alias filter)とアナログ・デジタル・コンバータを有する。あるいは、BCGシステムは、アナログ・デジタルコンバータを実装し、パリストカルジオグラム信号をデジタル形式で本装置に(そして、具体的には本装置のデジタルシグナルプロセッサに)供給してもよい。本装置は、BCGシステムへの有線または無線の接続などの適当な手段により、パリストカルジオグラム信号を受信できる。

【0065】

本発明を、図面と上記の説明に詳しく示し説明したが、かかる例示と説明は例であり限定ではなく、本発明は開示した実施形態には限定されない。

【0066】

請求項に記載した発明を実施する際、図面、本開示、及び添付した特許請求の範囲を研究して、開示した実施形態のパリエーションを、当業者は理解して実施することができるであろう。請求項において、「有する(comprising)」という用語は他の要素やステップを排除するものではなく、「1つの("a" or "an")」という表現は複数ある場合を排除するものではない。

【0067】

10

20

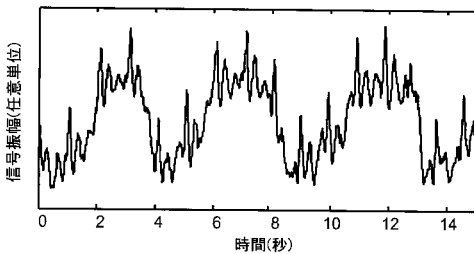
30

40

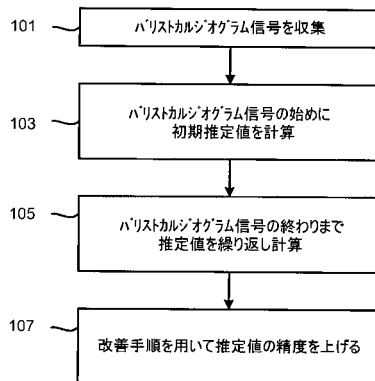
50

単一のプロセッサまたはその他のアイテムが請求項に記載した複数のユニットの機能を満たすこともできる。相異なる従属クレームに手段が記載されているからといって、その手段を組み合わせることで有利に使用することができないということではない。請求項に含まれる参照符号は、その請求項の範囲を限定するものと解してはならない。コンピュータプログラムは、光記憶媒体や他のハードウェアとともに、またはその一部として供給される固体媒体などの適切な媒体に記憶/配布することができ、インターネットや有線または無線の電気通信システムなどを介して他の形式で配信することもできる。

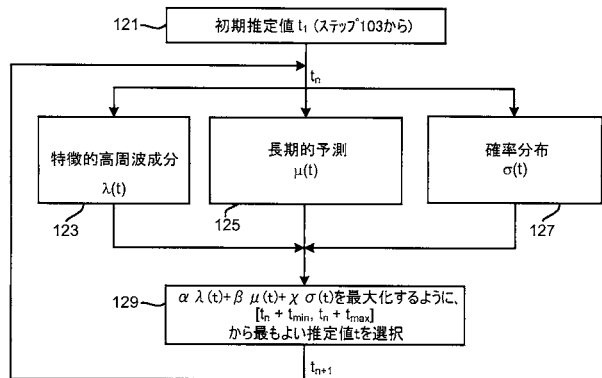
【 図 1 】



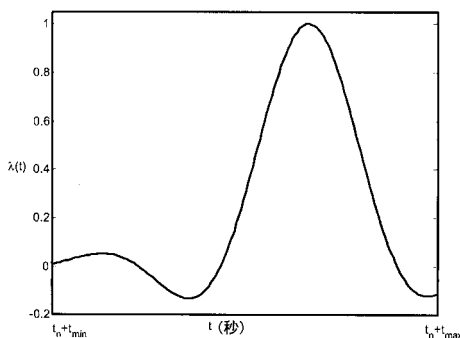
【 図 2 】



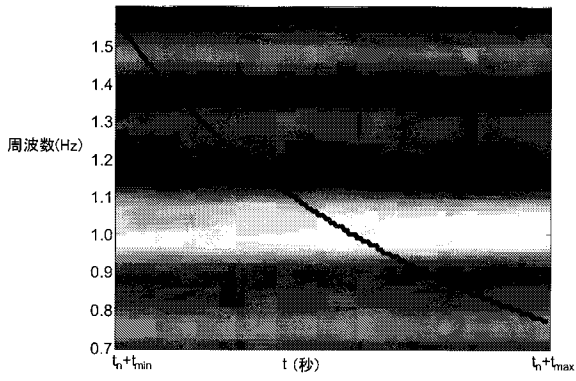
【 図 3 】



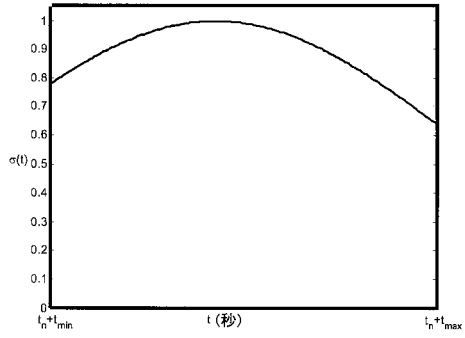
【 図 4 】



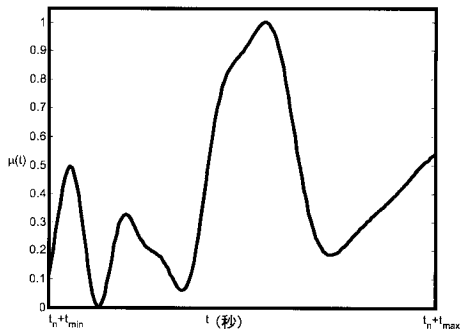
【 図 5 】



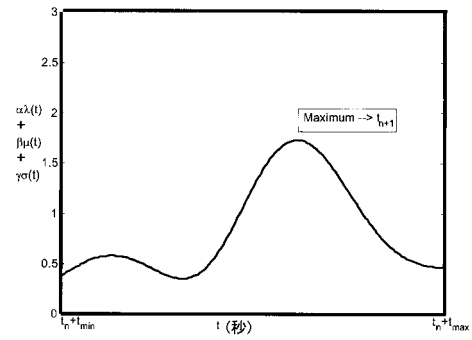
【 図 7 】



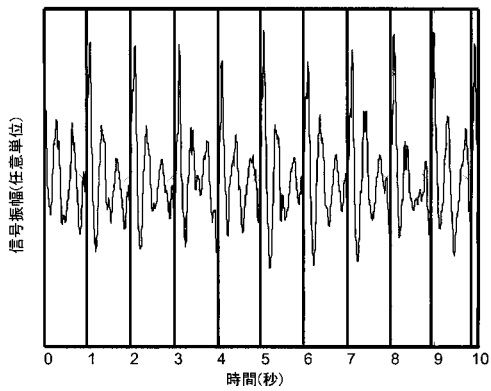
【 図 6 】



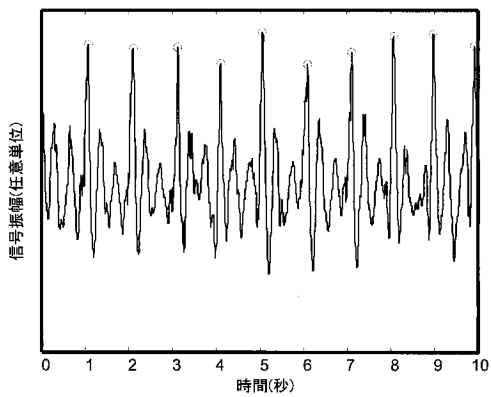
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2009/055535

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B5/11 A61B5/024		
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) A61B		
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, COMPENDEX, INSPEC, EMBASE, BIOSIS		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	KORTELAINEN J M ET AL: "FFT averaging of multichannel BCG signals from bed mattress sensor to improve estimation of heart beat interval" ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 2007. EMBS 2007. 29TH ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE, IEEE, PISCATAWAY, NJ, USA, 22 August 2007 (2007-08-22), pages 6685-6688, XP031337773 ISBN: 978-1-4244-0787-3 cited in the application the whole document	1-19
A	WO 2008/095318 A1 (HEART FORCE MEDICAL INC [CA]; MACQUARRIE DAVID [CA]; KAMINSKA BOZENA []) 14 August 2008 (2008-08-14) page 19, line 9 - page 24, line 16	1-19
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.
* Special categories of cited documents:		
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance		"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
"E" earlier document but published on or after the international filing date		"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
"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)		"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.
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		"&" document member of the same patent family
"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	Date of mailing of the international search report	
5 March 2010	19/03/2010	
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer Hooper, Martin	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/IB2009/055535

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2008095318 A1	14-08-2008	CA 2640337 A1	14-08-2008
		EP 2111151 A1	28-10-2009
		US 2008194975 A1	14-08-2008

フロントページの続き

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

(72) 発明者 フリードリヒ, ダーフィット
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
4 4

(72) 発明者 オベール, グザヴィエ エル エム アー
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
4 4

(72) 発明者 ブラウアーズ, アンドレーアス
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
4 4

(72) 発明者 フューア, ハルトムート
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
4 4

(72) 発明者 シュタドルタナー, クルト
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
4 4

F ターム(参考) 4C017 AA09 AA10 AC20 BC07 BC14 BC21
4C117 XA01 XB01 XC02 XE13

专利名称(译)	用于分析心冲击描记图信号的方法和设备		
公开(公告)号	JP2012511384A	公开(公告)日	2012-05-24
申请号	JP2011540298	申请日	2009-12-07
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	フリードリヒダーフィット オペールグザヴィエエルエムアー ブラウアーズアンドレーアス フューアハルトムート シュタドルタナークルト		
发明人	フリードリヒ,ダーフィット オペール,グザヴィエ エル エム アー ブラウアーズ,アンドレーアス フューア,ハルトムート シュタドルタナー,クルト		
IPC分类号	A61B5/0245 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/1102 A61B5/024 A61B5/7207		
FI分类号	A61B5/02.321.C A61B5/02.310.J A61B5/00.101.R		
F-TERM分类号	4C017/AA09 4C017/AA10 4C017/AC20 4C017/BC07 4C017/BC14 4C017/BC21 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XC02 4C117/XE13		
代理人(译)	伊藤忠彦 宫崎修		
优先权	2008171426 2008-12-12 EP		
其他公开文献	JP5416218B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种用于分析心冲击描记图信号以确定心率的方法。该方法包括以下步骤：确定镇流器卡图信号中的第一心跳的初始时间估计，以及使用初始时间估计估计镇流器卡图信号中的后续心率估计。计算步骤的每次迭代包括对目标函数的评估，该目标函数包括多个评分函数的加权和并计算镇流器卡图信号中的后续心跳的估计要执行的步骤的每次迭代限于在计算步骤的先前迭代中找到的时间估计之后的目标部分。

