

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5382110号
(P5382110)

(45) 発行日 平成26年1月8日(2014.1.8)

(24) 登録日 平成25年10月11日(2013.10.11)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/0245 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 3 2 O C

A 6 1 B 5/11 (2006.01)

A 6 1 B 5/10 3 1 O A

A 6 1 B 5/00 (2006.01)

A 6 1 B 5/00 1 O 1 R

請求項の数 8 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2011-504883 (P2011-504883)
 (86) (22) 出願日 平成22年3月18日(2010.3.18)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2010/054701
 (87) 国際公開番号 W02010/107091
 (87) 国際公開日 平成22年9月23日(2010.9.23)
 審査請求日 平成23年9月21日(2011.9.21)
 (31) 優先権主張番号 0951714
 (32) 優先日 平成21年3月18日(2009.3.18)
 (33) 優先権主張国 フランス (FR)

(73) 特許権者 000000011
 アイシン精機株式会社
 愛知県刈谷市朝日町2丁目1番地
 (74) 代理人 100095407
 弁理士 木村 満
 (72) 発明者 ヴラジック サシャ
 日本国愛知県刈谷市朝日町2丁目1番地
 アイシン精機株式会社内
 (72) 発明者 ボビエ ウィリアム
 日本国愛知県刈谷市朝日町2丁目1番地
 アイシン精機株式会社内

審査官 伊藤 幸仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生物学的パラメータを監視する方法、コンピュータプログラム、および生物学的パラメータの監視装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

座席またはベッドの部材の占有者の心臓の拍動および/または呼吸信号の少なくとも1つの生物学的パラメータを監視する方法であって、部材に結合されて接触による圧力変動を検知可能な1つまたは複数のセンサからの受信信号または各受信信号を、非線形フィルタリングにより処理し、

前記フィルタリングが、以下のタイプの線形の状態推移式により生物学的パラメータをモデル化し、

$$x_{k+1} = A \cdot x_k + v_k$$

ここで、 x_{k+1} が以下のタイプの状態を示すベクトルであり、

【数 1】

$$\hat{\mathbf{x}}_k = \begin{bmatrix} \omega_k \\ a_{k,1} \\ \vdots \\ a_{k,m} \\ \phi_{k,1} \\ \vdots \\ \phi_{k,m} \end{bmatrix}, \mathbf{A} = \begin{bmatrix} 1 & & & & & \\ & 1 & & & & \\ & & \ddots & & & \\ & & & 1 & & \\ & & & & 1 & \\ 1 & & & & & \\ \vdots & & & & & \ddots \\ m & & & & & & 1 \end{bmatrix} \quad 10$$

k がサンプル番号であり、

m が正弦波成分の番号であり、

ω_k がパルスの角速度であり、

$a_{k,m}$ が正弦波成分の振幅であり、

$\phi_{k,m}$ が高調波の瞬間的な位相であり、

v_k がホワイトガウスノイズである、生物学的パラメータを監視する方法。

20

【請求項 2】

前記フィルタリングが、拡張カルマンフィルタまたは個別フィルタ等のベイズ型の再帰的推定量を含む、請求項 1 に記載の生物学的パラメータを監視する方法。

【請求項 3】

前記フィルタリングが、センサまたは複数のセンサのうちの 1 つのセンサの出力信号を以下により生物学的パラメータとしてモデル化し、

【数 2】

$$y(t) = \sum_{i=1}^m a_i(t) \cdot \sin \phi_i(t)$$

30

ここで、

t は、時刻、または計測開始からのサンプル数を示し、

$\phi_1(t) = \omega(t) \cdot t$

$\phi_i(t) = i \cdot \omega(t) \cdot t + \theta_i(t)$ 、 $i = 2 \dots m$ であり、

y(t) は、センサの信号を示し、

$\omega(t)$ は、信号の瞬間的な基本パルス角速度を示し、

m は、正弦関数の数であり、

$a_i(t)$ は、正弦関数の振幅を示し、

$\phi_i(t)$ は、高調波の瞬間的な位相を示し、

$\theta_i(t)$ は、基本パルスと高調波との間の位相差を示す、請求項 1 または 2 に記載の生物学的パラメータを監視する方法。

40

【請求項 4】

前記フィルタリングが、以下のタイプの観察式により生物学的パラメータをモデル化し、

、

【数 3】

$$\hat{\mathbf{y}}_k^- = \mathbf{H}(\hat{\mathbf{x}}_k^-, \mathbf{w}_k) = \sum_{i=1}^m \hat{a}_{i,k} \cdot \sin \hat{\phi}_{i,k} + \mathbf{n}_k$$

ここで、

k がサンプル番号であり、w_k が観測ノイズであり、

【数 4】

$$\hat{\mathbf{y}}_k^-$$

10

は、観測者による信号 y (k) の推定値であり、

H は、状態 x_k を測定値 y_k に関連づける行列であり、

【数 5】

$$\hat{a}_{i,k}$$

および

【数 6】

$$\hat{\phi}_{i,k}$$

20

は、それぞれ、観測者による a_{i , k} および φ_{i , k} の推定値であり、n_k は、観測者により観測されたノイズの分散である、請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の生物学的パラメータを監視する方法。

【請求項 5】

少なくとも 1 つの加速度計が部材に結合されており、

入力における加速度計または少なくとも 1 つの加速度計のうちの 1 つの加速度計の少なくとも 1 つの信号と、出力におけるセンサまたは複数のセンサのうちの 1 つのセンサの信号との間の伝達関数のモデルを決定し、

30

モデルによりノイズ値を推定し、

推定されたノイズ値をセンサの信号から除去する、請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の生物学的パラメータを監視する方法。

【請求項 6】

車両に搭載して利用される、請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の生物学的パラメータを監視する方法。

【請求項 7】

コンピュータまたは計算機での実行時に請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の生物学的パラメータを監視する方法のステップの実行を制御可能なコード命令を含むことを特徴とするコンピュータプログラム。

40

【請求項 8】

座席またはベッドの部材の占有者の心臓の拍動および / または呼吸信号の少なくとも 1 つの生物学的パラメータの監視装置であって、

部材に結合されて、接触による圧力変動を検知可能な少なくとも 1 つのセンサと、

非線形フィルタリングによりセンサまたは各センサからの受信信号または各受信信号の処理手段とを含むことを特徴とし、

前記フィルタリングが、以下のタイプの線形の状態推移式により生物学的パラメータをモデル化し、

$$\mathbf{x}_{k+1} = \mathbf{A} \cdot \mathbf{x}_k + \mathbf{v}_k$$

50

ここで、 x_{k+1} が以下のタイプの状態を示すベクトルであり、

【数 7】

$$\hat{\mathbf{x}}_k = \begin{bmatrix} \omega_k \\ a_{k,1} \\ \vdots \\ a_{k,m} \\ \phi_{k,1} \\ \vdots \\ \phi_{k,m} \end{bmatrix}, \mathbf{A} = \begin{bmatrix} 1 & & & & & \\ & 1 & & & & \\ & & \ddots & & & \\ & & & 1 & & \\ & & & & 1 & \\ 1 & & & & & \\ \vdots & & & & & \ddots \\ m & & & & & & 1 \end{bmatrix} \quad 10$$

k がサンプル番号であり、

m が正弦波成分の番号であり、

ω がパルスの角速度であり、

$a_{k,m}$ が正弦波成分の振幅であり、

$\phi_{k,m}$ が高調波の瞬間的な位相であり、

v_k がホワイトガウスノイズである、生物学的パラメータの監視装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、座席またはベッドの部材の占有者の生物学的パラメータの監視に関する。

【背景技術】

【0002】

本発明は、限定的ではないが、特に、運転者であろうと乗員であろうと、車両の占有者の生物学的パラメータの抽出および監視に関する。特に、人の心臓の拍動および呼吸信号を、拘束的でないように、また可能であればあらゆる運転条件で抽出しようとするものである。実際、これらの生物学的パラメータを得ることによって、道路交通安全を改善するための監視システムを利用できるようになる。特に、眠気または病気の症状により引き起こされる事故の件数を減らすことが求められている。

【0003】

例えば、特許文献 1 は、座席の占有者の心臓の拍動を監視する方法を提示している。このため、座席は圧電センサを含み、その信号を分析することによって心臓の拍動信号を抽出する。しかし、各センサから伝達される信号は、所望の生物学的信号と無関係のノイズを含む。このノイズを除去するために、上記文献は、パスバンドフィルタを適用し、信号において、検討されている現象の周波数を含む周波数範囲だけを考慮することを開示している。

【0004】

しかし、実際には、このような方法からは、満足のいく結果を得られない。実際、センサから出る信号に存在するノイズは、全ての周波数範囲を含むからである。そのために、パスバンドフィルタは、このノイズを除去することによって所望の信号を隔離することができない。言い換えると、パスバンドフィルタによって一定の周波数範囲に制限しても、この範囲に残り続けるノイズ量によって、所望の信号を得ることができない。しかも、運転者または乗員の生物学的パラメータを監視するために、このような方法を車両に搭載し

10

20

30

40

50

て利用することを望む場合、車上振動によって生じるノイズレベルによって、満足のいく結果を得ることができない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】米国特許出願公開第2008/0103702号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

従って、本発明の目的は、強いノイズにさらされる環境における生物学的信号の推定を改善することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

このため、本発明によれば、座席またはベッドの部材の占有者の心臓の拍動および/または呼吸信号の少なくとも1つの生物学的パラメータを監視する方法を構成し、本方法では、部材に結合されて接触による圧力変動を検知可能な1つまたは複数のセンサからの受信信号または各受信信号を、非線形フィルタリングにより処理する。

【0008】

このようにして、非線形フィルタリングの使用は、観察する現象が非線形システムとして作用する限り、良好な結果をもたらす。そのため、非線形フィルタリングにより、収集された信号においてノイズの存在下でパラメータを推定することができ、従って、監視すべきパラメータに関する信号を容易に抽出することができる。

【0009】

有利には、フィルタリングが、拡張カルマンフィルタまたは個別フィルタ等のベイズ型の再帰的推定量を含む。

【0010】

ベイズ型のツールの使用は、このような状況で直接観察できない周波数等の値を仮に推定する場合、特に有効である。非線形システムの存在下で拡張カルマンフィルタを使用すると、非線形をモデル化できる場合は特に良好な結果が得られる。同様に、ガウスノイズでないノイズの変動を一段と良好に識別するには、個別フィルタが特に適応していることが分かる。

【0011】

有利には、以下のタイプの線形の状態推移式を使用し、

$$x_{k+1} = A \cdot x_k + v_k$$

ここで、 x_{k+1} が以下のタイプの状態を示すベクトルであり、

10

20

30

【数 1】

$$\hat{\mathbf{x}}_k = \begin{bmatrix} \omega_k \\ a_{k,1} \\ \vdots \\ a_{k,m} \\ \phi_{k,1} \\ \vdots \\ \phi_{k,m} \end{bmatrix}, \quad \mathbf{A} = \begin{bmatrix} 1 & & & & & & \\ & 1 & & & & & \\ & & \ddots & & & & \\ & & & 1 & & & \\ & & & & 1 & & \\ & 1 & & & & 1 & \\ & \vdots & & & & & \ddots \\ m & & & & & & & 1 \end{bmatrix} \quad 10$$

v_k がホワイトガウスノイズである。

【0 0 1 2】

有利には、センサまたは複数のセンサのうちの 1 つのセンサの出力信号を以下によりモデル化し、 20

【数 2】

$$y(t) = \sum_{i=1}^m a_i(t) \cdot \sin \phi_i(t)$$

ここで、

$$\phi_1(t) = \omega(t) \cdot t$$

$$\phi_i(t) = i \cdot \omega(t) \cdot t + \theta_i(t), \quad i = 2 \dots m \text{ であり、} \quad 30$$

$y(t)$ は、信号を示し、

$\omega(t)$ は、信号の瞬間的な基本パルスを示し、

m は、正弦関数の数であり、

$a_i(t)$ は、正弦関数の振幅を示し、

$\phi_i(t)$ は、高調波の瞬間的な位相を示し、

$\theta_i(t)$ は、基本パルスと高調波との間の位相差を示す。

【0 0 1 3】

有利には、以下のタイプの観察式を使用し、

【数 3】

$$\hat{\mathbf{y}}_k^- = \mathbf{H}(\hat{\mathbf{x}}_k^-, \mathbf{w}_k) = \sum_{i=1}^m \hat{a}_{i,k} \cdot \sin \hat{\phi}_{i,k} + \mathbf{n}_k \quad 40$$

ここで、

【数 4】

$$\hat{\mathbf{y}}_k^-$$

は、観察者による信号 $y(k)$ の推定値であり、
 H は、状態 x_k を測定値 y_k に関連づける行列であり、

【数 5】

$$\hat{a}_{i,k}$$

および

【数 6】

$$\hat{\phi}_{i,k}$$

10

は、それぞれ、観察者による $a_{i,k}$ および $\phi_{i,k}$ の推定値であり、
 n_k は、観察者により観察されたノイズである。

【0014】

好適には、

一群のセンサの中の各センサの信号を受信し、

この信号をアトム辞書（仏語で *dic tionnaire d'atomes*）に投入し、

20

投入により幾つかのセンサを選択し、

選択されたセンサだけを用いて監視を実施する。

【0015】

このようにして、アトム辞書への信号の投入により、生物学的パラメータの監視のために最も適切な信号を供給するセンサを、高い信頼性で自動化手段により選択することができる。そのため、この監視方式は、部材の占有者の身体の特徴、その姿勢、姿勢の変化、あるいはまた占有者の動きに、リアルタイムで適応させることができる。それによって、本方法は、オペレータを介在させる必要なしに、空間的かつ時間的に監視の諸条件に同時に適応させることによって生物学的パラメータを監視可能である。従って、本方法は、監視すべき生物学的パラメータに関する最も信頼性の高いデータを得ることを促している。

30

【0016】

さらに、例えば車両に搭載する場合、振動レベルは、本方法の信頼性の大部分が、周囲のノイズを考慮するために前段で実施される処理の種類に依存するように構成される。言い換えると、利用すべき信号から前段で上記ノイズの大部分を単に除去することによって、監視すべき生物学的パラメータを示すデータをそこから適切に抽出できることが多い。この問題は、車両に搭載して行われる監視に制限されるものではない。監視が、例えばベッドを占有する患者に関与する場合、周囲のノイズ（例えば電気器具が発生するノイズ）が、この監視を妨害する可能性があるので、その結果、本方法の信頼性は、ここでも同様に、利用される信号から上記ノイズを除去するために行われる処理の質に依存する。医療用ベッドでは、ベッドが動くときに振動が生じるので、患者の搬送時にこの問題が発生する。

40

【0017】

このため、好適には、少なくとも 1 つの加速度計が部材に結合されており、

入力における加速度計または少なくとも 1 つの加速度計のうちの 1 つの加速度計の少なくとも 1 つの信号と、出力におけるセンサまたは複数のセンサのうちの 1 つのセンサの信号との間の伝達関数のモデルを決定し、

モデルによりノイズ値を推定し、

推定されたノイズ値をセンサの信号から除去する。

【0018】

このようにして、この加速度計または各加速度計は、定義上、振動を感知する。そのた

50

め、特に忠実な、周囲のノイズの基準信号を供給することができる。さらに、伝達関数のモデルを決定することによって、ノイズ値を高い信頼性で推定可能である。そのため、利用すべき信号から、そこに含まれる大部分のノイズを除去することができる。従って、これは、この加速度計または各加速度計が読み取る信号を、利用すべき信号から直接取り除くのではなく、すなわち、信号の減算を行うというわけではない。加速度計の信号を用いて、利用すべき信号におけるノイズの影響をモデル化し、このノイズの推定値を、利用すべき信号からより適切に抽出するのである。これによって、特にノイズを含まない利用信号が前段で得られる。まだそこに残っているノイズは、利用すべき１つまたは複数の生物学的パラメータを忠実に示す信号を得る障害とはならない。

【００１９】

10

例えば、本方法は、車両に搭載して利用される。

【００２０】

本発明によれば、また、コンピュータまたは計算機での実行時に、本発明による方法の実行を制御可能なコード命令を含む、コンピュータプログラムを構成する。

【００２１】

本発明によれば、また、記録された形態でこのようなプログラムを含む、データ記録媒体を設ける。

【００２２】

本発明によれば、さらに、ダウンロードのために遠隔通信ネットワークでこのようなプログラムを利用提供するように構成する。

20

【００２３】

さらに、本発明によれば、

座席またはベッドの部材の占有者の心臓の拍動および／または呼吸信号の少なくとも１つの生物学的パラメータの監視装置を構成し、本装置は、

部材に結合されて、接触による圧力変動を検知可能な少なくとも１つのセンサと、

非線形フィルタリングによりセンサまたは各センサからの受信信号または各受信信号の処理手段とを含む。

【００２４】

本発明の他の特徴および長所は、添付図面に関して限定的ではなく例として挙げられた好適な実施形態の以下の説明から、いっそう明らかになるであろう。

30

【図面の簡単な説明】

【００２５】

【図１】本発明による実施形態の装置を示す全体図である。

【図２】本装置に結合される座席の側面図である。

【図３】図２の座席のセンサアレイの１つを示す図である。

【図４】本発明の方法で利用される辞書のアトムを示すグラフである。

【図５】本実施形態における伝達関数のモデル化を示す図である。

【図６】本方法の実行時に、このようにモデル化された伝達関数を考慮することを示す図である。

【図７】伝達関数によるノイズの抽出前とノイズの抽出後の信号の振幅を経時的に示すグラフである。

40

【図８】本方法により推定される心臓の拍動と実際の心臓の拍動とを２つの曲線でそれぞれ示し、また受入可能な許容範囲を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【００２６】

以下、本実施形態では車両４の乗員または運転者である人２の身体から生物学的な情報を抽出するための完全なシステムを構成する、本発明による方法および関連する装置の実施形態について説明する。本発明は、心臓の拍動および／または呼吸律動等の人の生物学的パラメータを監視することをめざしている。この監視は、様々な運転条件において行われ、また、身体の動きに対して確かなものであることが望まれる。これは、上記の生物学

50

的パラメータを得て、これを監視することに関する。特に、運転条件がいかなるものであろうとも、関与する人に対して拘束しないように上記パラメータを得ることが望まれる。実際、心臓の拍動および／または呼吸信号に関する情報の入手により、眠気または幾つかの病気症状による事故を減らして道路交通安全を改善する監視システムが得られる。

【 0 0 2 7 】

最初に、システムの構成と、本方法により実施されるステップとについて大まかに説明する。次いで、こうした構成と本実施形態の幾つの特徴を詳しく説明する。

【 0 0 2 8 】

装置は、人 2 により占有される座席 8 が支持する複数の圧電センサ 6 を含む。これらのセンサは、占有者の姿勢または占有者が行う動きがどのようなものであろうとも、センサにより所望の信号を常に得られるように構成されている。センサは、接触圧の変動を検知可能であり、ここでは圧電センサである。センサは、座席 8 の座部 1 0 と背もたれ部 1 2 の上方の主要面付近に配置され、この面は、占有者 2 に隣接するように設けられている。センサは、また、この面に直接配置することもできる。このようにして、センサは、特に動脈の付近で身体の圧力を受け、特に、身体から生じる圧力変動を受ける。この場合は、フィルムまたはシートからなるセンサに関与する。しかしながら、後述するように、これらのセンサはあらゆるタイプの機械的な振動を感知するので、こうしたセンサの出力では所望の信号を直接観察することができない。

【 0 0 2 9 】

この実施例では、座席 8 が約 6 0 個のセンサを含むが、当然のことながらこの数字は限定的なものではない。座部 1 0 におけるセンサの数は 1 0 個から 7 0 個とし、例えば 4 0 個にすることができる。背もたれ部 1 2 におけるセンサ数は、5 個から 5 0 個であり、例えば 2 0 個にすることができる。本方法の使用中に用いられる基板は、例えば 2 0 個のセンサ、すなわち座部に 1 5 個、背もたれ部に 5 個のセンサを含む。従って、基板は、例えば、座席に存在するセンサの約 3 0 % を含む。

【 0 0 3 0 】

センサの信号処理は、アナログ部分とデジタル部分とを使用する。

【 0 0 3 1 】

アナログ部分は、センサ 6 の出力信号の振幅の収集ステップと編成ステップとを含む。アナログ出力の各々はデジタル化され、次いで、座席 8 における身体 2 の位置に応じて幾つかのセンサだけが自動的に選択される。これらのセンサから送られる信号は、その後、処理されて融合される。センサのこのような選択ステップおよび融合ステップは、身体の動きに適切に従ってこれを予測するように、本方法の実施時に複数回にわたって実施される。ここで、車両の乗員と運転者の動きが、一般には同じタイプではないことに留意する。乗員の動きは、よりランダムであるが、数は運転者の動きよりも少ない。運転者の動きに対しては、そもそも、車両における 4 個の駆動輪の存在、手の動き、加速、制動、ギヤチェンジのための脚の位置等の特徴を考慮しなければならない。

【 0 0 3 2 】

図 1 では、センサの信号を選択して融合させる役割を果たす装置をブロック 1 4 で示した。このブロックは、身体の動きを検知して、この動きを追跡し、予測することができる。特に、上記ブロックは、生物学的パラメータを得るために有効な信号を最も供給可能なセンサを選択することができる。このブロックは、1 つの動きを正確に検知し、1 つの動きを予測して、選択すべき候補センサのリストを得ることができる。そのため、本方法は、占有者の動きにかかわらず変動なしに連続的に実施される。ブロックは、また、慣性物体だけが部材に置かれているかどうか判断して、そうした場合には何の処理も行わないようにすることができる。

【 0 0 3 3 】

座席 8 には、さらに、特に車両による振動ノイズ等の周囲のノイズに対する基準センサとして作用する加速度計 1 6 が設けられる。これらの加速度計センサ 1 6 の各々は、互いに垂直な 3 つの方向、すなわち水平方向 X、Y および垂直方向 Z においてノイズを感知す

10

20

30

40

50

る。本方法の範囲では、加速度計 16 と各々の圧電センサ 6 との間で伝達関数を推定することにより、その後、これらのセンサの出力ノイズを低減することができる。伝達関数は、車両の現行の運転条件と身体の動きとを追跡するのに必要であることが判明する都度、推定し直される。そのため、ブロック 20 は、加速度計と圧電センサとの間の伝達関数を推定するために経時的に変化する、ダイナミックモデルを作成する役割を果たす。このように推定される上記の伝達関数によって、ノイズに関する様々な値を予測し、その後、圧電センサの信号により伝達されるノイズを低減することができる。この段階で使用されるモデルは、線形であっても非線形であってもよい。これは、センサ 6 により供給される信号のノイズを低減する第 1 のステップである。

【0034】

一方で、このノイズ低減ステップは、幾つかの場合には不十分であると判明する場合がある。このため、ブロック 20 は、また、心臓の鼓動および/または呼吸信号等の生物学的パラメータをさらに正確に得られる第 2 の推定・追跡ステップを含む。このステップは、運転条件（身体の動き、都市部での運転、高速運転および高速道路での運転）がいかなるものであろうとも、生物学的パラメータの変動をいっそう適切に追跡することができる。この第 2 のステップは、非線形システムに適応するように構成される。このステップは、あらゆるノイズ変動をよりよく識別するように、拡張カルマンフィルタまたは個別フィルタを含むことができる。このような非線形処理ステップは、経時的に変化する振動環境で心臓の鼓動および呼吸律動等の非線形モデルに由来するパラメータを抽出および監視するのにまさに適している。

【0035】

2 つのフィルタリングステップの後で、ブロック 22 は、所望の信号を得て、これを監視し、その変化を予測することができる。

【0036】

本発明は、あらゆるタイプの車両に適している。しかし、本発明は車両に制限されるものではない。そのため、座席またはベッド、例えば患者のパラメータを監視するための医療用ベッド等の、他のタイプの部材で利用可能である。

【0037】

利用される方法は自己適応型である。

【0038】

次に、本方法の幾つかの特徴について詳しく説明する。ここでは、車両の運転者の生物学的パラメータを監視するものと仮定する。

【0039】

1. 圧電センサの選択および融合

図 1 から 3 を参照すると、座席 8 は、ここでは、座部 10 と背もたれ部 12 とにそれぞれ配置された 2 個のセンサアレイ 6 を含む。これらのアレイの各々は、この場合には、複数の行と複数の列を含む。例えば、図 3 に示したように、アレイは、5 個の行と 5 個の列を含んで碁盤状のセンサを形成する。各アレイのセンサは、ほぼ同一平面にある。センサは、装置の他の部分に適切に電気接続され、これらのセンサにより読み取られる信号を手段 14 および 20 に伝達する。

【0040】

ブロック 14 は、利用可能な幾つかのセンサだけを選択する役割を果たす。これは、例えば座部 10 で 2 個のセンサ、背もたれ部 12 で 2 個のセンサを選択することに関する。しかし、この数は場合に応じて減らしたり増やしたりすることができる。

【0041】

車両のエンジンは切れていると仮定する。運転者および乗員は車両に入る。イグニッションキーまたは同等部材によりスイッチが入れると、手段 14、20、22 を含む本発明による装置 7 は、本方法の使用を命令する。装置 7 の処理部材および計算部材は、例えばダッシュボード 11 に収容される。

【0042】

本方法の利用が開始されると、装置 7 は、基本的に座部と背もたれ部のセンサの中から選択されたセンサ 6 の、デフォルトによる基板を作動させる。この基板はメモリを有する。こうしたデフォルトによる基板は、本方法の基本調整の一部をなす。

【 0 0 4 3 】

座席 8 に人 2 の身体があると、幾つかのセンサ 6 から信号が送信される。手段 1 4 は、これらの信号を分析することによって、様々な状況、特に身体 2 の特徴と座席におけるその姿勢とを考慮して、基板を調節することが好ましいかどうか推定する。手段 1 4 は、また、人の代わりに部材に物体が存在しているかどうかについて分析する。もしそうであれば、いかなる追加的な処理も行われない。

【 0 0 4 4 】

このため、手段 1 4 は、基本的に最も利用できる信号を供給するセンサ 6 を識別する。信号を全く供給しないセンサについては考慮しない。高い圧力信号を供給するセンサの信号についてもまた考慮しない。これは、本方法では特に圧力変動を調べるからである。したがって、人 2 の臀部の下に配置されるセンサは、人の胴体の大部分の重量を受け、情報的には比較的乏しい信号を供給する。これらは、一般には考慮されない。この段階では、手段 1 4 に対して最も関連性のある基板、この場合には、わずかな動き、すなわち、わずかな圧力変動を最も感知するセンサを備えた基板を得なければならない。そのため、幾つかのセンサを付加し、または除去することによって、基本となる基板を適応させる。このように適応された基板において、本方法の後段でセンサの選択が行われることになるのである。

【 0 0 4 5 】

本方法の後段では、ゆっくりした身体の動きまたは小さい振幅の動きが検出されるたびに、ブロック 1 4 が、それに関連可能な新しいセンサを選択するように構成される。すばやい身体の動きまたは大きな振幅が検知されると、ブロック 1 4 は、センサの基板を完全に新しくして、いっそう適切に状況に適応させられるようにする。

【 0 0 4 6 】

次に、所定のセンサ基板の存在下で、最も適切なセンサ、すなわち、生物学的パラメータに関連する所望の信号を含む可能性が最も高いセンサをブロックがどのように選択するかについて説明する。

【 0 0 4 7 】

a . 信号の選択

ここでは、時間 - 周波数の同時分析を実施する。そのため、高い周波数精度を提供するアトム分解を用いて重量を推定し、追跡すべき成分の位置を突き止めることができる。これは、一種のウェーブレットパケットによる拡張である。

【 0 0 4 8 】

そのため、1 個のセンサの信号を、ここでは、拡張関数 $f_{m,n}$ の線形結合として示した。

【数 7】

$$x_n = \sum_{m=1}^M \alpha_m f_{m,n}$$

【 0 0 4 9 】

この信号 x は、行列の記法で次のように表すことができる。

$x = F \alpha$ 、ここで $F = [f_1, f_2, \dots, f_M]$

【 0 0 5 0 】

信号 x は、ここでは列ベクトル ($N \times 1$ フォルマント)、 α は、拡張係数 ($N \times 1$) の列ベクトル、 F は、列が拡張関数 $f_{m,n}$ である $N \times M$ の行列である。拡張係数と様々な関数との 1 つの線形結合によって 1 つの信号モデルを供給する。コンパクトな複数のモデ

10

20

30

40

50

ルは、信号に対して大きな相関関係がある拡張関数を含む傾向がある。

【 0 0 5 1 】

広範な時間 - 周波数挙動に適合するアトム辞書を用意し、アトム辞書の幾つかの適切なアトム等を選んで信号を分解することができる。この辞書は以下のように構成される。

【 0 0 5 2 】

圧電センサのパルス応答は、基本周波数オフセットを伴う減衰正弦波形であることが知られている。そこで、全ての位相をカバーできるようにするために、 g_y が余弦波形、 h_y が正弦波形であるとき、ベクトル $D = (g_y, h_y)$ 系から辞書を構成すれば、非常に適応する辞書が得られる。

【 0 0 5 3 】

このようにして、辞書は、考えられる様々な周波数（ただし、本発明の監視範囲に制限される周波数）の正弦波形および余弦波形から構成される。この場合に最も強い周波数は 20 ヘルツであるので、この実施例では、単一の呼吸信号に対して、0.2 ヘルツから 3 ヘルツの間にある周波数範囲を用いることが好ましい。呼吸信号と心律動とを合わせた 2 つの信号に対しては、0.7 から 20 ヘルツに及ぶ範囲を使用し、いずれの場合も 1 ピッチは 0.1 ヘルツとする。

【 0 0 5 4 】

十分な周波数解像度を得るために、辞書の各アトムはハニング窓により加重され、これによって特にエッジ効果を回避できる。そのため、

【数 8】

$$\begin{cases} h_y = w \cdot \sin 2\pi y k \\ g_y = w \cdot \cos 2\pi y k \end{cases}$$

ここで

【数 9】

$$w = \frac{1}{2} (1 - \cos(2\pi(1:m) / (m+1)))$$

ここで、 m はアトムの長さを示す。実際には、この長さは、周波数解像度に対して重要な値である。こうした加重がない場合、アトムは、辞書において異なる持続時間を有する可能性がある。

【 0 0 5 5 】

したがって、辞書は、加重された N 個の正弦アトムと加重された N 個の余弦アトムとからなる。そのため、これらのアトムは、類推によってウェーブレットパケットと同一視可能な小型（すなわち限定された、すなわちゼロでない有限数の地点からなる）サポート信号を形成する。

【 0 0 5 6 】

従って、図 4 では、1 つの周波数に対する 1 つの正弦アトムと 1 つの余弦アトムとの連結をまさに含む、辞書のアトムの 1 つを示した。信号は、時間を横軸で、振幅を縦軸で示している。アトムの長さは、ここでは、横軸においてサンプル 0 個の地点と 2000 個の地点との間で測定可能であり、時間はサンプル数（サンプリング周波数に依存する）として選択される。

【 0 0 5 7 】

さらに、各組のアトムに対して正規化係数を計算する。

10

20

30

40

【数 10】

$$\begin{cases} \phi_{1,\gamma} = \langle h_\gamma, g_\gamma \rangle \\ \phi_{2,\gamma} = \frac{1}{1 - \phi_{1,\gamma}^2} \end{cases}$$

10

【0058】

これにより、もともと異なる重量および長さを有するアトムを比較することができる。

【0059】

このようにして、正規直交基底を構成する辞書が得られる。

【0060】

基板の各センサから供給される信号 f （すなわちそのパルス応答）は、アトム辞書の各組に投入され、次のように値を計算する。

$$\sup |C(f, g_\gamma, h_\gamma)|$$

ここで、 $C(f, g_\gamma, h_\gamma)$ は距離関数である。この例では、次の距離関数を選択する。

20

$$C(f, g_\gamma, h_\gamma) = \phi_{2,\gamma} \cdot (\langle f, g_\gamma \rangle^2 + \langle f, h_\gamma \rangle^2 - 2\phi_{1,\gamma} \langle f, g_\gamma \rangle \cdot \langle f, h_\gamma \rangle)$$

【0061】

この距離関数により、人間の身体とシステムとが同時に発生する成分（身体の重量と車両の振動とによる共振）の位置を正確に突き止められるようになる。そのため、センサにより伝達される信号がシステムのパラメータと人間の生物学的パラメータとを同時に含む場合、センサは適格であるとみなされる。システムのパラメータしか含んでいない場合は、適格ではない。

【0062】

その場合、信号に対して計算される値が大きい順に分類を行って、適格センサのリストを作成する。自然整数の数 p を予め決定し、このリストの最初の p 個の値を考慮する。これらの値に対応する最初の p 個のセンサが、選択されたセンサである。

30

【0063】

b. 動きの予測

本方法は、関連する信号の集合（占有者の生物学的パラメータ）を適切に保持するために、人間の身体の動きを予測することができる。そのため、この例では以下のアプローチを用いる。

【0064】

身体の動きの発生は、供給される信号が変動し始める基板のセンサで検知される。図3では、背もたれ部における基板のセンサが、それらの基準 (i, j) 、 $(i+1, j+1)$ 、および $(i, j+2)$ により識別されるセンサであると仮定する。

40

【0065】

手段14は、これらのセンサにより動きを識別し、この同じ手段が、補間によって、図3では矢印24により示されたこの動きの方向を予測することができる。そのため、こうした動きが行われる間、手段14は、今後の動きを予測し、動きの最中に、選択されたセンサの基板に対して、動きの進路にあって今後の動きの間に有利な信号を供給可能なセンサを付加する。図3で、センサ $(i, j+2)$ と同じ行にある2個のセンサ $(i+2, j+2)$ 、 $(i+1, j+2)$ がそれにあたる。従って、手段14は、これらのセンサから供給される見込みの信号をできるだけ早く考慮することができる。その後、これらのセンサの位置で動きが認識されることが確認されると、これらのセンサは基板に保持される。

50

それに対して、予測が誤りであって、センサのうちの少なくとも１つに対していかなる動きも検知されない場合、このセンサは基板から取り除かれる。

【 0 0 6 6 】

２．伝達関数の識別と推定

車両における振動ノイズの基準の役割を果たすために、複数の加速度計 １ ６ が使用される。車上振動が単一方向に及ぼされるのでない限り、例えば単に垂直方向に及ぼされるだけでない限り、好適には、３軸または３Ｄ加速度計を用いる。さらに、少なくとも２個の加速度計を使用することが好ましい。

【 0 0 6 7 】

これらの加速度計の位置を特定することが、信頼性の高いモデルを得るために重要であると判明する場合がある。例えば、一方の加速度計 １ ６ を座席の座部 １ ０ の構造体でこの座部の下部に配置することによって、この加速度計が、座席の下で占有者の振動を感知するようにする。この実施例では、第 ２ の加速度計を背もたれ部 １ ２ の頂部に置いている。これは、座席のこの部分は、座部に対して一定の独立性を保って振動し得ることが確認されているからである。

【 0 0 6 8 】

圧電センサ ６ および加速度計 １ ６ の位置決定に応じて、その後に実施される伝達関数のモデル化を線形または非線形とすることができる。いずれにしても、こうしたモデル化のパラメータは、この場合、再帰的手順により推定される。さらに、上記パラメータは、様々な状況、特に運転条件にモデルが正確に適応するように、本方法の実施中にしばしば推定し直される。

【 0 0 6 9 】

選択された圧電センサ ６ の各々に対して伝達関数をモデル化する。そのため、図 ５ に示したように、この伝達関数は、入力で、全ての加速度計 １ ６ の出力信号を有する。この場合には、座部の加速度計 １ ６ により供給されるそれぞれ X、Y、および Z 方向の振動に対応する３個の信号と、背もたれ部の加速度計 １ ６ により供給される３個の類似した信号とに関する。伝達関数は、出力で、考慮された圧電センサ ６ により供給される信号 s を有する。そのため図 ５ では、伝達関数のモデル化の原理を示した。これは、関数 １ １ と、そのパラメータの識別に関与するものであり、入力では、２個の加速度計により供給された x、y、z 信号を有し、出力では、考慮された圧電センサにより供給される信号 s を供給する。このようにして、圧電センサにより供給される信号における振動の固有の影響のモデル化が得られる。

【 0 0 7 0 】

この場合、手段 ２ ０ は、まず、複数のタイプのモデルのリストの中から、伝達関数を得るために最も適したタイプのモデルを状況に応じて決定する。このリストは、この場合は、次の通りである：

状態を示すことによるモデル化、

A R M A、

A R X、

N L A R X。

【 0 0 7 1 】

各タイプのモデルによるモデル化の試みの後で、基本的に最も適したタイプのモデルを考慮する。

【 0 0 7 2 】

次いで、図 ６ に示したように、このように識別されたモデルを用いて、加速度計により供給される瞬間的な信号に応じてノイズ値をダイナミックに決定する。入力は、加速度計の ６ 個の信号値である。出力は、圧電センサの信号側の単一ノイズによる推定値である。その場合、この推定値は、減算器 １ ３ の位置で、当該圧電センサ ６ から供給される信号から差し引かれる。それにより、この減算後、振動ノイズの影響の大部分が除去された信号が得られる。

【 0 0 7 3 】

本実施形態では、手段 2 0 は、デフォルトにより、A R X タイプの外部自己回帰モデルを使用している。これは、リストの他のタイプのモデルのどれからも、よりよい結果が得られない場合に、このタイプのモデルが使用されることを意味する。そうでない場合、最も良い結果を提供するモデルが使用される。このモデルの構造は次の通りである。

【 数 1 1 】

$$A(q) \cdot y(t) = \sum_{i=1}^{N_i} B_i(q) \cdot u_i(t - n_{ki}) + e(t)$$

10

ここで、

$A(q)$ は、 N_A 個の係数を有する多項式である。

$y(t)$ は、圧電センサの出力信号である。

$B_i(q)$ は、 N_B 個の係数を有する多項式である。

$u_i(t)$ ($i = 1 \dots N_i$) は、加速度計により供給される入力信号である。

n_{ki} は、入力における単位遅延数である。

$e(t)$ は、このモデルのエラー信号である。

【 0 0 7 4 】

自由係数 N_C の総数は、次のようになる。

20

$$N_C = N_A + N_i \cdot N_B$$

【 0 0 7 5 】

多項式の係数は、エラー予測共分散行列のトレースを最小化することにより推定される。先に述べたように、パラメータのこうした推定は、運転条件の変化につれて時々更新される。各サンプリングステップでモデルのパラメータが推定されると、圧電センサ内の予測ノイズ（すなわち推定ノイズ）を計算できる。その場合、こうした推定ノイズは、図 6 に示したように圧電センサの出力で除去される。

【 0 0 7 6 】

図 7 では、減算前の圧電センサ 6 の信号 1 5 を細線で、減算後の信号 1 7 を太線で示した。特に、縦座標の信号の振幅（単位：ボルト）が、減算後に著しく減少し、心臓の拍動に対応するピークがはっきりと現れていることが分かる。

30

【 0 0 7 7 】

3 . 生物学的パラメータの抽出

こうしたノイズ除去ステップの後、手段 2 0 により、心律動と呼吸信号を抽出することが必要である。これは、周波数を直接観察できないパラメータを推定することに帰する。従って、ベイズ推定に位置づけることが特に有効である。さらに、検討されたシステムは非線形であるので、拡張カルマンフィルタを用いることができる。ガウスノイズではないノイズ変動をより密接に認識するために個別フィルタを用いてもよい。

【 0 0 7 8 】

例として、以下に、心臓の拍動の推定および監視のための拡張カルマンフィルタの利用を示す。

40

【 0 0 7 9 】

ここでは、血圧に応答する圧電センサ信号を、ゆっくり変化する振幅要素および位相要素を有する正弦波形の高調波成分の和としてモデル化することを提案する。

【 数 1 2 】

$$y(t) = \sum_{i=1}^m a_i(t) \cdot \sin \phi_i(t)$$

50

ここで、 $\varphi_1(t) = \omega(t) \cdot t$

$\varphi_i(t) = i \cdot \omega(t) \cdot t + \theta_i(t)$ 、 $i = 2 \dots m$ であり

$\omega(t)$ は、心臓の拍動に関連する信号の基本パルスを示す。

m は、正弦波形成分の数であり、

$a_i(t)$ は、正弦波形成分の振幅を示し、

$\varphi_i(t)$ 、 $i = 2 \dots m$ は、高調波の瞬間的な位相を示し、

$\theta_i(t)$ は、基本パルスと高調波との間の位相差を示す。

【0080】

この式から、以下の状態を示すベクトルを提案する。

【数13】

$$\hat{\mathbf{x}}_k = \begin{bmatrix} \omega_k \\ a_{k,1} \\ \vdots \\ a_{k,m} \\ \phi_{k,1} \\ \vdots \\ \phi_{k,m} \end{bmatrix}$$

10

20

【0081】

正弦成分の振幅 $a_{k,i}$ の経時的な変化は、付加的なホワイトガウスノイズにより次のようにモデル化される。

$$a_{k+1,i} = a_{k,i} + v_{k,i}^a$$

【0082】

瞬間的な基本パルス ω_k の経時的な変化もまた、付加的なホワイトガウスノイズによりモデル化される。

$$\omega_{k+1} = \omega_k + v_k^\omega$$

【0083】

基本パルスと高調波成分との間の位相差 $\theta_i(t)$ に対しても同様であり、瞬間的な位相 $\varphi_{k,i}(t)$ の経時的な変化は次式により得られる。

$$\varphi_{k+1,i} = i \cdot \omega_k + \varphi_{k,i} + v_{k,i}^\varphi$$

【0084】

このような選択は、 ω_k が、実際のパルスと信号のサンプリング周波数との比率として表されることを意味する。その結果、状態推移を示す式は線形であり、次式によって与えられる。

30

40

【数 1 4】

$$\mathbf{x}_{k+1} = \mathbf{F}(\mathbf{x}_k, \mathbf{v}_k) = \begin{bmatrix} \omega_k \\ a_{k,1} \\ \vdots \\ a_{k,m} \\ 1 \cdot \omega_k + \phi_{k,1} \\ \vdots \\ m \cdot \omega_k + \phi_{k,m} \end{bmatrix} + \mathbf{v}_k \quad (10)$$

【0085】

これは、次のように書くこともできる。

$$\mathbf{x}_{k+1} = \mathbf{A} \cdot \mathbf{x}_k + \mathbf{v}_k \quad (1)$$

ここで、

【数 1 5】

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} 1 & & & & & \\ & 1 & & & & \\ & & \ddots & & & \\ & & & 1 & & \\ & 1 & & & 1 & \\ & \vdots & & & & \ddots \\ m & & & & & & 1 \end{bmatrix} \quad (2) \quad (30)$$

【0086】

ノイズ $\mathbf{v}_k$ の成分の分散の推定は、推定されるパラメータ（パルス、振幅成分および位相成分）の変化速度とアルゴリズムの収束速度とに影響を及ぼすことになる。

【0087】

式(1)を考慮すると、基本的に予想される観測を示す式は、次式により与えられる。

【数 1 6】

$$\hat{\mathbf{y}}_k^- = \mathbf{H}(\hat{\mathbf{x}}_k^-, \mathbf{w}_k) = \sum_{i=1}^m \hat{a}_{i,k} \cdot \sin \hat{\phi}_{i,k} + \mathbf{n}_k \quad (3)$$

【0088】

観測を示す式は非線形であり、これにより、拡張カルマンフィルタの使用が裏付けられる。観測ノイズの分散 $\mathbf{n}_k$ は、圧電信号で観測されるノイズの分散に関連する。

【 0 0 8 9 】

拡張カルマンフィルタのアルゴリズムは、次のように実行される。

【 0 0 9 0 】

初期化ステップ：

【 数 1 7 】

$$\hat{\mathbf{x}}_0 = \mathbf{E}[\mathbf{x}_0]$$

$$\mathbf{P}_{\mathbf{x}_0} = \mathbf{E}[(\mathbf{x}_0 - \hat{\mathbf{x}}_0) \cdot (\mathbf{x}_0 - \hat{\mathbf{x}}_0)^T]$$

10

【 0 0 9 1 】

$k \in \{1, \dots, \infty\}$ の場合、拡張カルマンフィルタの予想式は次の通りである。

【 数 1 8 】

$$\hat{\mathbf{x}}_k^- = \mathbf{F}(\hat{\mathbf{x}}_{k-1}, \bar{\mathbf{v}})$$

$$\mathbf{P}_{\mathbf{x}_k}^- = \mathbf{A}_{k-1} \cdot \mathbf{P}_{\mathbf{x}_{k-1}} \cdot \mathbf{A}_{k-1}^T + \mathbf{W}_k \cdot \mathbf{Q}^w \cdot \mathbf{W}_k^T$$

20

更新される式は次のようになる。

【 数 1 9 】

$$\mathbf{K}_k = \mathbf{P}_{\mathbf{x}_k}^- \cdot \mathbf{C}_k^T \cdot (\mathbf{C}_k \cdot \mathbf{P}_{\mathbf{x}_{k-1}}^- \cdot \mathbf{C}_k^T + \mathbf{V}_k \cdot \mathbf{R}^v \cdot \mathbf{V}_k^T)^{-1}$$

$$\hat{\mathbf{x}}_k = \hat{\mathbf{x}}_k^- + \mathbf{K}_k \cdot (\mathbf{y}_k - \mathbf{H}(\hat{\mathbf{x}}_k^-, \mathbf{w}_k))$$

$$\mathbf{P}_{\mathbf{x}_k} = \mathbf{C}_k^T \cdot (\mathbf{I} - \mathbf{K}_k \cdot \mathbf{C}_k) \cdot \mathbf{P}_{\mathbf{x}_k}^-$$

30

ここで

【 数 2 0 】

$$\mathbf{A}_k \triangleq \left. \frac{\partial \mathbf{F}(\mathbf{x}, \bar{\mathbf{v}})}{\partial \mathbf{x}} \right|_{\hat{\mathbf{x}}_k}, \quad \mathbf{W}_k \triangleq \left. \frac{\partial \mathbf{F}(\hat{\mathbf{x}}_k^-, \mathbf{v})}{\partial \mathbf{v}} \right|_{\bar{\mathbf{v}}},$$

$$\mathbf{C}_k \triangleq \left. \frac{\partial \mathbf{H}(\mathbf{x}, \bar{\mathbf{n}})}{\partial \mathbf{x}} \right|_{\hat{\mathbf{x}}_k}, \quad \mathbf{V}_k \triangleq \left. \frac{\partial \mathbf{H}(\hat{\mathbf{x}}_k^-, \mathbf{n})}{\partial \mathbf{n}} \right|_{\bar{\mathbf{n}}}$$

40

また、ここで、 $\mathbf{Q}^w$ と $\mathbf{R}^v$ は、それぞれ $\mathbf{v}_k$ と $\mathbf{n}_k$ の共分散行列であり、 $\mathbf{I}$ は、単位行列である。

【 0 0 9 2 】

従って、これは、拡張カルマンフィルタに関する標準アルゴリズムである。

【 0 0 9 3 】

本発明の場合、このアルゴリズムは次のように適応される。ノイズ

【数 2 1】

$$\bar{\mathbf{v}} = E[\mathbf{v}]$$

および

【数 2 2】

$$\bar{\mathbf{n}} = E[\mathbf{n}]$$

10

の値はゼロに等しいと仮定する。

【0 0 9 4】

状態推移を示す式 (1) は線形であることが分かっているので、次のようになる。

【数 2 3】

$$\mathbf{A}_k \stackrel{\Delta}{=} \left. \frac{\partial \mathbf{F}(\mathbf{x}, \bar{\mathbf{v}})}{\partial \mathbf{x}} \right|_{\hat{\mathbf{x}}_k} = \mathbf{A} \quad (4)$$

20

ここで、a は、式 (2) で得られる。

【0 0 9 5】

式 (1) と (3) を考慮すると、次のようになる。

【数 2 4】

$$\mathbf{W}_k \stackrel{\Delta}{=} \left. \frac{\partial \mathbf{F}(\hat{\mathbf{x}}_k^-, \mathbf{v})}{\partial \mathbf{v}} \right|_{\bar{\mathbf{v}}} = \mathbf{I}^{2 \cdot m + 1}$$

30

および

【数 2 5】

$$\mathbf{V}_k \stackrel{\Delta}{=} \left. \frac{\partial \mathbf{H}(\hat{\mathbf{x}}_k^-, \mathbf{n})}{\partial \mathbf{n}} \right|_{\bar{\mathbf{n}}} = 1 \quad (5)$$

【0 0 9 6】

最後に、式 (3) は、次の通りになる。

【数 2 6】

40

$$\mathbf{C}_k \stackrel{\Delta}{=} \left. \frac{\partial \mathbf{H}(\mathbf{x}, \bar{\mathbf{n}})}{\partial \mathbf{x}} \right|_{\hat{\mathbf{x}}_k} = \begin{bmatrix} 0 & \sin \hat{\phi}_{k,1}^- & \dots & \sin \hat{\phi}_{k,m}^- \\ \hat{a}_{k,1}^- \cdot \cos \hat{\phi}_{k,1}^- & \dots & \hat{a}_{k,m}^- \cdot \cos \hat{\phi}_{k,m}^- \end{bmatrix} \quad (6)$$

【0 0 9 7】

圧電センサの複数の信号を同時に操作するために、状態ベクトルおよび観察ベクトルの

50

【数 2 7】

【 0 0 9 8 】

50

【 0 0 9 9 】

上記処理の結果を例として図 8 に示す。曲線 3 0 により実際の心臓の拍動信号を示し、曲線 3 2 により、本発明の方法により推定された心臓の拍動信号を、曲線 3 4 と 3 6 により、実際の信号の振幅における上下 5 % の公差閾値を示した。これらの曲線は、横座標で示した時間（単位：秒）に応じた毎分の鼓動数を縦座標で示している。実際の信号と、本発明の方法により推定された信号との間のずれが、実際の信号の上下 5 % の公差範囲に頻繁に含まれていることが分かる。これは、実際の走行条件（都市部の運転、高速道路での運転など）で実施されたテストの結果に関するものである。

【 0 1 0 0 】

手段 1 4、2 0、2 2 は、マイクロプロセッサ等の計算手段を含み、例えば、1 つまたは複数のメモリ等を有する 1 つまたは複数のコンピュータを含む。本発明による方法は、ハードディスク、フラッシュメモリ、CD または DVD ディスク等のデータ記録媒体に記録されたコンピュータプログラムにより自動的に実施可能である。コンピュータプログラムは、コンピュータでの実行時に本発明による方法の実施を制御可能なコード命令を含む。このようなプログラムは、そのダウンロード、例えば、更新プログラムバージョンのダウンロードのために、遠隔通信ネットワークで利用提供するように構成することができる。

10

【 0 1 0 1 】

もちろん、本発明は、その範囲を逸脱することなく多数の修正を実施可能である。

【 0 1 0 2 】

以上、選択ステップ 1、伝達関数によるノイズ除去ステップ 2、および非線形フィルタリングステップ 3 が連続して実施される例について記載した。図 8 で裏付けられるように、このような連続から、きわめて良好な結果を得られる。しかし、特に、それほど騒音がない環境では、受入可能な結果を得ながら、これらのステップのうちの任意の 1 つだけを利用し、さらには、そのうちの任意の 2 つだけを利用することもできる。

20

【 0 1 0 3 】

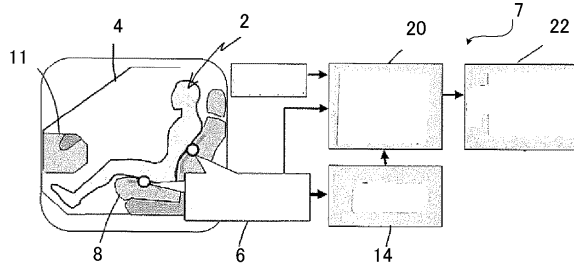
第 1 のステップでは、周波数範囲の各々に対して固有のアトム辞書を関連づけることができ、従って、この場合には 2 つのアトム辞書を使用可能である。

【 0 1 0 4 】

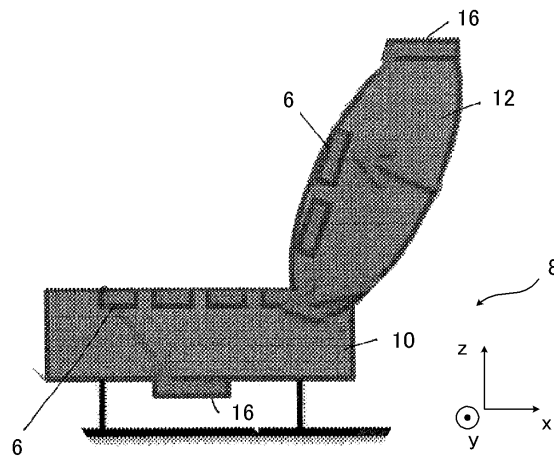
本出願は、2009 年 3 月 18 日に出願された仏国特許出願第 0 9 5 1 7 1 4 号に基づく。本明細書中に仏国特許出願第 0 9 5 1 7 1 4 号の明細書、特許請求の範囲、図面全体を参照として取り込むものとする。

30

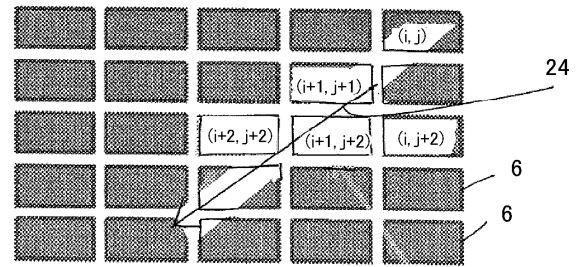
【図 1】



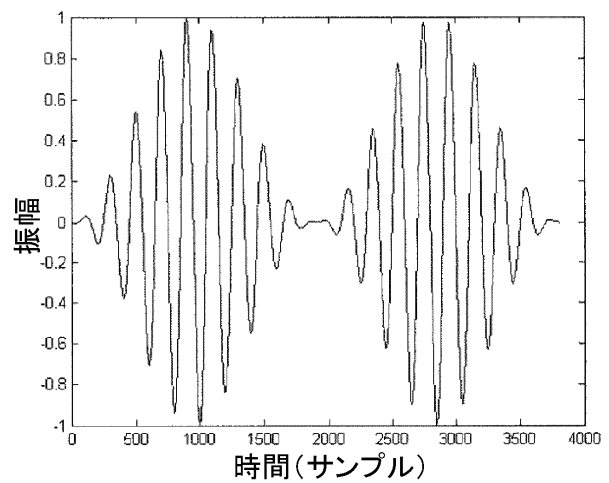
【図 2】



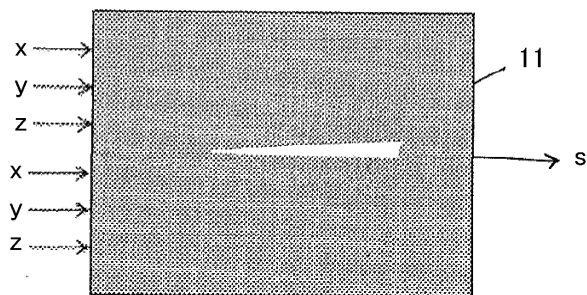
【図 3】



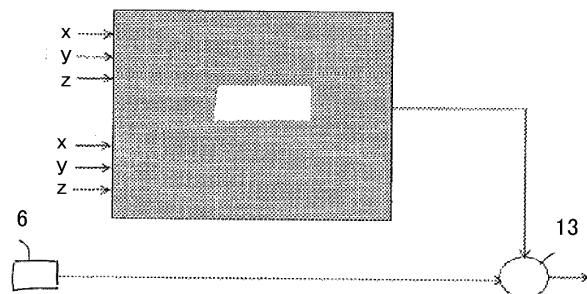
【図 4】



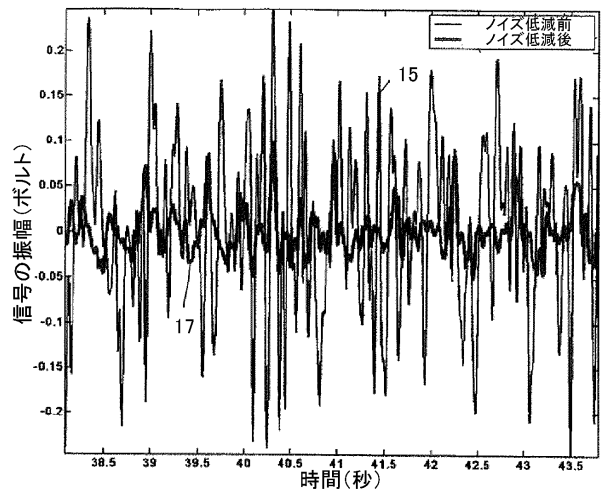
【図 5】



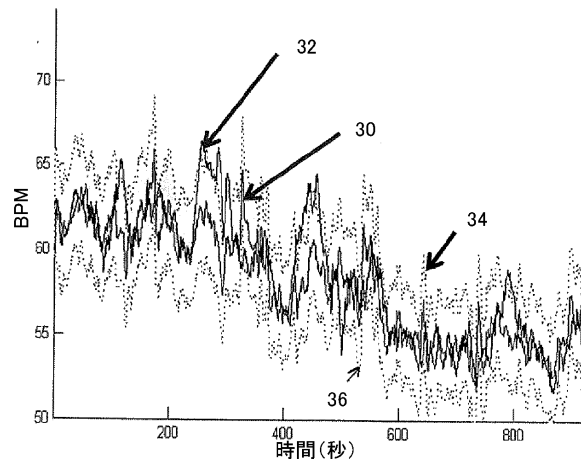
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2008-110032(JP,A)
特開2005-161039(JP,A)
特開平04-005950(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B	5 / 0 0
A 6 1 B	5 / 0 2 4 5
A 6 1 B	5 / 1 1

专利名称(译)	用于监测生物参数的方法，计算机程序和用于生物参数的监测装置		
公开(公告)号	JP5382110B2	公开(公告)日	2014-01-08
申请号	JP2011504883	申请日	2010-03-18
[标]申请(专利权)人(译)	爱信精机株式会社		
申请(专利权)人(译)	爱信精机株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	爱信精机株式会社		
[标]发明人	ヴラジックサシャ ボビエウィリアム		
发明人	ヴラジック サシャ ボビエ ウィリアム		
IPC分类号	A61B5/0245 A61B5/11 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/1102 A61B5/6887 A61B5/6893 A61B2503/22 A61B2560/0242 A61B2562/0247 A61B2562/046 B60K28/06 B60W2540/22 B60W2540/221		
FI分类号	A61B5/02.320.C A61B5/10.310.A A61B5/00.101.R		
代理人(译)	木村充		
优先权	2009051714 2009-03-18 FR		
其他公开文献	JPWO2010107091A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在一种监测座椅（8）或床构件的乘员（2）的心跳和/或呼吸信号的至少一个生物参数的方法中，所述生物参数耦合到所述构件并且能够检测由于接触引起的压力变化来自一个或多个传感器（6）的所接收信号或每个接收信号通过非线性滤波处理。例如，该方法可以用在车辆上。本发明还构成了一种计算机程序，包括能够在计算机或计算机上运行时控制根据本发明的方法的执行的代码指令。此外，根据本发明，提供了一种用于监测座椅或床构件的乘员的心脏的搏动和/或呼吸信号的至少一个生物参数的装置。

【数 2】

$$y(t) = \sum_{i=1}^m a_i(t) \cdot \sin \phi_i(t)$$