



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102355850 A

(43) 申请公布日 2012. 02. 15

(21) 申请号 201080012705. 5

(22) 申请日 2010. 03. 18

(30) 优先权数据

0951714 2009. 03. 18 FR

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 09. 19

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2010/054701 2010. 03. 18

(87) PCT申请的公布数据

W02010/107091 JA 2010. 09. 23

(71) 申请人 爱信精机株式会社

地址 日本国爱知县

(72) 发明人 萨沙·弗拉日奇 威廉·博比耶

(74) 专利代理机构 隆天国际知识产权代理有限公司 72003

代理人 聂宁乐 向勇

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006. 01)

A61B 5/11 (2006. 01)

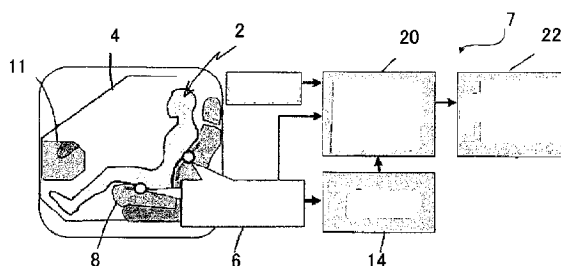
权利要求书 2 页 说明书 15 页 附图 5 页

(54) 发明名称

生物学参数的监视方法及监视装置、计算机程序

(57) 摘要

在本发明的生物学参数的监视方法中,对座位(8)或床的构件的占有者(2)的心脏跳动以及/或呼吸信号的至少一个生物学参数进行监视。通过非线性过滤,对来自一个或多个传感器(6)的一个接收信号或多个接收信号进行处理,所述传感器结合在构件上,能够检测出因接触而产生的压力变动。例如,本方法搭载在车辆上使用。另外根据本发明,在通过计算机或计算器执行的情况下,构成为计算机程序,该计算机程序含有能够控制执行本发明的方法的代码指令。另外,根据本发明,还提供一种生物学参数的监视装置,对座位或床的构件的占有者的心脏跳动以及/或呼吸信号的至少一个生物学参数进行监视。



1. 一种生物学参数的监视方法,对占有座位或床的构件的占有者的心脏跳动以及 / 或呼吸信号中的至少一个生物学参数进行监视,其特征在于,

通过非线性过滤,对来自一个或多个传感器的一个接收信号或多个接收信号进行处理,所述传感器结合在构件上,并能够检测因接触而产生的压力变动。

2. 如权利要求 1 所述的生物学参数的监视方法,其特征在于,

所述过滤,包括扩展卡尔曼滤波器或单个滤波器等的贝叶斯型的循环推定量。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的生物学参数的监视方法,其特征在于,

使用以下类型的线性的状态推导式,

该推导式为, $x_{k+1} = A \cdot x_k + v_k$,

在此, x_{k+1} 是表示以下第一数学式的类型状态的向量,

该第一数学式为,

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

其中, v_k 是高斯白噪声。

4. 如权利要求 1 ~ 3 中任意一项所述的生物学参数的监视方法,其特征在于,

通过以下的第二数学式,对传感器的输出信号或多个传感器中的一个传感器的输出信号进行模型化,

该第二数学式 2 为,

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

在此,

$$\begin{aligned} \phi_1(t) &= \omega(t) \cdot t, \\ \phi_i(t) &= i \cdot \omega(t) \cdot t + \theta_i(t), \quad i=2 \dots m, \end{aligned}$$

$y(t)$ 表示信号,

$\omega(t)$ 表示信号的瞬间的基本脉冲,

m 表示正弦函数的数目,

$a_i(t)$ 表示正弦函数的振幅,

$\phi_i(t)$ 表示高次谐波的瞬间的相位,

$\theta_i(t)$ 表示基本脉冲与高次谐波之间的相位差。

5. 如权利要求 1 ~ 4 中任意一项所述的生物学参数的监视方法,其特征在于,

使用以下第三数学式所示类型的观察式，
该第三数学式为，

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

在此，

$\hat{\mathbf{y}}_k^-$ 是观察者对信号 $y(k)$ 的推定值，

$\mathbf{H}$ 是使状态 $\mathbf{x}_k$ 与测定值 y_k 相关联的矩阵，

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

以及

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

分别是观察者对 $a_{i,k}$ 以及 $\phi_{i,k}$ 的推定值，

$\mathbf{n}_k$ 是观察者所观察到的噪声。

6. 如权利要求 1 ~ 5 中任意一项所述的生物学参数的监视方法，其特征在于，

接收一组传感器中的各传感器的信号，

将该信号投入元素词典，

根据投入的信息来选择若干个传感器，

只利用选择出的传感器来实施监视。

7. 如权利要求 1 ~ 6 中任意一项所述的生物学参数的监视方法，其特征在于，

至少一个加速度计结合在构件上，

决定第一信号与第二信号之间的传递函数的模型，该第一信号是指，输入中的加速度计或至少一个加速度计中的一个加速度计的至少一个信号，该第二信号是指，输出中的传感器或多个传感器中的一个传感器的信号，

利用该模型推定噪声值，

从传感器的信号中除去所推定的噪声值。

8. 如权利要求 1 ~ 7 中任意一项所述的生物学参数的监视方法，其特征在于，

搭载在车辆上来使用。

9. 一种计算机程序，其特征在于，

含有代码指令，在通过计算机或计算器执行该代码指令的情况下，能够控制执行权利要求 1 ~ 8 中任意一项所述的方法的步骤。

10. 一种生物学参数的监视装置，对占有座位或床的构件的占有者的心脏跳动以及 / 或呼吸信号中的至少一个生物学参数进行监视，其特征在于，包括：

至少一个传感器，该传感器结合在构件上，并能够检测因接触而产生的压力变动，

处理单元，通过非线性过滤，对来自一个传感器或多个传感器的一个接收信号或多个接收信号进行处理。

生物学参数的监视方法及监视装置、计算机程序

技术领域

[0001] 本发明涉及对座位或床的构件的占有者的生物学参数进行监视。

背景技术

[0002] 本发明虽无限定,但特别涉及驾驶员或乘客等的车辆占有者的生物学参数的提取以及监视。特别涉及以无束缚的方式且可能的话在全部驾驶条件下提取人的心脏跳动以及呼吸信号。实际上,通过获取这些生物学参数,能够在用于改善道路交通安全的监视系统中使用。特别,谋求减少因困倦或疾病症状而引起的事故件数。

[0003] 例如,在专利文献 1 中,提出了监视座位的占有者的心脏跳动的方法。因此,座位包括压电传感器,分析其信号从而提取心脏跳动信号。但是,从各传感器传递来的信号中含有与所希望的生物学的信号无关的噪声。为了除去该噪声,在上述文献中公开了这样的技术:应用带通滤波器 (passband filter),在信号中,只考虑所包括研究的现象的频带的频率范围。

[0004] 但是,实际上,这种方法无法得到满意的结果。这是由于,实际上,从传感器输出的信号中所的噪声包括全部频率范围。因此,带通滤波器无法通过除去该噪声而隔离所希望的信号。换言之,即使通过带通滤波器限制了一定的频率范围,但残留在该范围内的噪声量仍会导致无法得到所希望的信号。并且,为了监视驾驶员或乘客的生物学参数,有时希望将这种方法搭载在车辆上使用,因车上振动而产生的噪声水平,会导致无法得到满意的效果。现有技术文献。

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献 1:美国专利申请公开第 2008/0103702 号说明书。

发明内容

[0007] 发明要解决的问题

[0008] 因此,本发明的目的在于,对置于强噪声环境中的生物学信号的推定进行改善。

[0009] 用于解决问题的方法

[0010] 因此,根据本发明,提供一种生物学参数的监视方法,对占有座位或床的构件的占有者的心脏跳动以及 / 或呼吸信号中的至少一个生物学参数进行监视,通过非线性过滤,对来自一个或多个传感器的一个接收信号或多个接收信号进行处理,所述传感器结合在构件上,并能够检测因接触而产生的压力变动。

[0011] 这样一来,通过使用非线性过滤,只要所观察的现象作为非线性系统发挥作用,就能够得到良好的结果。因此,通过非线性过滤,在收集到的信号中存在噪声的情况下能够推定出参数,因此能够容易地提取与应该监视的参数相关的信号。

[0012] 优选地,所述过滤,包括扩展卡尔曼滤波器或单个滤波器等的贝叶斯型的循环推定量。

[0013] 通过使用贝叶斯型的工具,对于这种状况特性有效,该情况是指,对无法直接观察

的频率等的值进行假设推定的情况。在存在非线性系统的情况下,如果使用扩展卡尔曼滤波器,则能够对非线性进行模型化而得到特别良好的结果。同样地,为了更良好地识别不是高斯噪声的噪声变动,单个滤波器特别合适。

[0014] 优选地,使用以下类型的线性的状态推导式,

[0015] 该推导式为, $x_{k+1} = A \cdot x_k + v_k$,

[0016] 在此, x_{k+1} 是表示以下第一数学式的类型状态的向量,

[0017] 该第一数学式为, [数学式 1] :

$$[0018] \quad \hat{\mathbf{x}}_k = \begin{bmatrix} \omega_k \\ a_{k,1} \\ \vdots \\ a_{k,m} \\ \phi_{k,1} \\ \vdots \\ \phi_{k,m} \end{bmatrix}, \mathbf{A} = \begin{bmatrix} 1 & & & & & & \\ & 1 & & & & & \\ & & \ddots & & & & \\ & & & 1 & & & \\ & & & & 1 & & \\ 1 & & & & & 1 & \\ \vdots & & & & & & \ddots \\ m & & & & & & & 1 \end{bmatrix}$$

[0019] 其中, v_k 是高斯白噪声。

[0020] 通过以下的第二数学式,对传感器的输出信号或多个传感器中的一个传感器的输出信号进行模型化

[0021] 该第二数学式 2 为, [数学式 2] :

$$[0022] \quad y(t) = \sum_{i=1}^m a_i(t) \cdot \sin \phi_i(t)$$

[0023] 在此,

[0024]

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

[0025]

$$\phi_i(t) = i \cdot \omega(t) \cdot t + \theta_i(t), \quad i=2 \dots m,$$

[0026] $y(t)$ 表示信号,

[0027] $\omega(t)$ 表示信号的瞬间的基本脉冲,

[0028] m 表示正弦函数的数目,

[0029] $a_i(t)$ 表示正弦函数的振幅,

[0030] $\phi_i(t)$ 表示高次谐波的瞬间的相位,

[0031] $\theta_i(t)$ 表示基本脉冲与高次谐波之间的相位差。

[0032] 使用以下第三数学式所示类型的观察式,

[0033] 该第三数学式为, [数学式 3] :

$$[0034] \quad \hat{\mathbf{y}}_k = \mathbf{H}(\hat{\mathbf{x}}_k, \mathbf{w}_k) = \sum_{i=1}^m \hat{a}_{i,k} \cdot \sin \hat{\phi}_{i,k} + \mathbf{n}_k$$

[0035] 在此，

[0036] 第四数学式 [数学式 4]：

[0037] $\hat{y}_k$ 是观察者对信号 $y(k)$ 的推定值，

[0038] H 是使状态 x_k 与测定值 y_k 相关联的矩阵，

[0039] 并且，第五数学式 [数学式 5]：

[0040]

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

[0041] 以及

[0042] 第六数学式 [数学式 6]：

[0043]

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

[0044] 分别是观察者对 $a_{i,k}$ 以及 $\phi_{i,k}$ 的推定值，

[0045] n_k 是观察者所观察到的噪声。

[0046] 优选地，接收一组传感器中的各传感器的信号，

[0047] 将该信号投入元素词典（法语 dictionnaire d'atomes），

[0048] 根据投入的信息来选择若干个传感器，

[0049] 只利用选择出的传感器来实施监视。

[0050] 这样一来，通过向元素词典投入信号，能够高可靠性地自动由单元选择为了监视生物学参数而供给最恰当信号的传感器。因此，该监视方式能够实时地适应构件的占有者的身体的特征、姿势、姿势的变化或占有者的动作。因此，在本方法中，无需操作员操作，就能够在同时适应空间及时间上的各个监视条件的情况下监视生物学参数。因此，本方法能够获取与应该监视的生物学参数相关的可靠性最高的数据。

[0051] 进而，例如在安装于车辆上的情况下，将振动水平构成为，使本方法的可靠性的大部分依赖于为了考虑周围噪声而在前段实施的处理的种类。换言之，在前段就从应该使用的信号中只除去上述噪声的大部分，因此能够更多地恰当提取表示应该监视的生物学参数的数据。这种问题并不限定于安装在车辆上进行的监视。例如，在对占用床的患者进行监视的情况下，周围的噪声（例如电器所产生的噪声）有可能妨碍该监视，其结果，本方法的可靠性，在此也同样依赖于为了从所使用的信号中除去上述噪声而进行的处理的质量。对于医疗用床，运送患者而挪动床时会产生振动，此时会有这种问题。

[0052] 因此，优选至少一个加速度计结合在构件上，

[0053] 决定第一信号与第二信号之间的传递函数的模型，该第一信号是指，输入中的加速度计或至少一个加速度计中的一个加速度计的至少一个信号，该第二信号是指，输出中的传感器或多个传感器中的一个传感器的信号，

[0054] 利用该模型推定噪声值，

[0055] 从传感器的信号中除去所推定的噪声值。

[0056] 这样一来，该加速度计或各加速度计在定义上是特别感知振动的构件。因此，能够特别可靠的提供周围噪声的基准信号。进而，通过决定传递函数的模型，能够高可靠性地推

定噪声值。因此,能够从应该使用的信号中除去该信号中大部分的噪声。因此,这并非将由该加速度计或各加速度计读取的信号,从应该使用的信号中直接除去,即,并非执行信号的减法运算。而是利用加速度计的信号,对应该使用的信号中的噪声的影响进行模型化,从信号中更恰当地提取该噪声的推定值。由此,特别能够在前段得到不含噪声的使用信号。尚残留的噪声不会妨碍得到可靠表示应该使用的一个或多个生物学参数的信号。

[0057] 例如,本方法搭载在车辆上来使用。

[0058] 根据本发明,另外构成一种计算机程序,含有代码指令,在通过计算机或计算器执行该代码指令的情况下,能够控制执行本发明的方法。

[0059] 根据本发明,另外,构成为以存储的方式含有这种程序的数据存储介质。

[0060] 根据本发明,进而能够通过下载而利用远程通信网络使用提供这种程序。

[0061] 进而,根据本发明,提供一种生物学参数的监视装置,对占有座位或床的构件的占有者的心脏跳动以及 / 或呼吸信号中的至少一个生物学参数进行监视,包括:

[0062] 至少一个传感器,该传感器结合在构件上,并能够检测出因接触而产生的压力变动,

[0063] 处理单元,其通过非线性过滤,对来自一个传感器或多个传感器的一个接收信号或多个接收信号进行处理。

[0064] 对于本发明的他的特征以及优点,不受附图限制,通过举例下述的优选实施方式的说明,能够更加清楚。

附图说明

[0065] 图 1 是表示本发明的实施方式的装置的整体图。

[0066] 图 2 是表示与本装置结合的座位的侧视图。

[0067] 图 3 是表示图 2 的座位的传感器阵列之一的图。

[0068] 图 4 是表示本发明的方法所使用的词典的元素 (atom) 的曲线图。

[0069] 图 5 是表示本实施方式中的传递函数的模型化的图。

[0070] 图 6 是表示实施本方法时,考虑到这样模型化的传递函数的图。

[0071] 图 7 是按时间表示传递函数的噪声提取前与噪声提取后的信号振幅的曲线图。

[0072] 图 8 分别以两条曲线表示通过本方法推定的心脏跳动与实际的心脏跳动,并且表示能够接受的容许范围。

具体实施方式

[0073] 下面,说明本发明的方法以及关联的装置的实施方式,在本实施方式中,本发明构成用于从作为车辆 4 的乘客或驾驶员的人 2 的身体中提取生物学信息的完整系统。本发明的目的在于,监视心脏跳动以及 / 或呼吸律动等的人的生物学参数。该监视是在各种驾驶条件下进行的,而且希望针对身体动作是确切的。这关系到取得上述生物学参数并对其进行监视。特别,无论在何种驾驶条件下,都能够对所参与的人无束缚地取得上述参数。实际上能够实现这样的监视系统,该监视系统通过取得心脏跳动以及 / 或呼吸信号所相关的信息,能够减少因困倦或若干个疾病症状引起的事故,进而改善道路交通安全。

[0074] 首先,概略说明系统的结构和本方法所实施的步骤。接着,详细说明这样的结构和

本实施方式的若干个特征。

[0075] 装置包括由人 2 占有的座位 8 所支撑的多个压电传感器 6。这些传感器,无论占有者的姿势如何或占有者进行何种动作,都一直能够通过传感器获取所希望的信号。传感器能够检测接触压力的变动,在此为压电传感器。传感器配置在座位 8 的座部 10 和靠背部 12 上方的主要面附近,该面设为与占有者 2 相邻。另外,传感器也能够直接配置在该面上。这样一来,传感器特别能够在动胫附近接受身体的压力,特别能够接受身体所产生的压力变动。此时,可以使用由薄膜或薄板构成的传感器。但是,如后述,这些传感器全部都是感知(检测)机械振动的类型,在这样的传感器的输出中,无法直接观察所希望的信号。

[0076] 在该实施例,座位 8 含有约 60 个传感器,但当然并不限于此数目。座部 10 中的传感器的数目可以是 10 个到 70 个,例如可以是 40 个。靠背部 12 中的传感器数可以是 5 个到 50 个,例如可以是 20 个。本方法所使用的基板中例如含有 20 个传感器,即,座部含有 15 个,靠背部含有 5 个。因此,基板所含的传感器的个数例如为座位上传感器个数的 30%。

[0077] 传感器的信号处理利用模拟部分和数字部分。

[0078] 模拟部分包括传感器 6 的输出信号的振幅的收集步骤和组成步骤。对模拟输出的各信息进行数字化,接着根据座位 8 中的身体 2 的位置,自动只选择若干个传感器。从这些传感器传送来的信号,在之后被处理及融合(united)。在实施本方法时,为了恰当地随着身体动作而进行预测,传感器的这种选择步骤以及融合步骤被实施多次。在此,要留意车辆的乘客与驾驶员的动作类型通常不相同。乘客的动作更随意,但次数比驾驶员的动作少。对于驾驶员的动作,在此基础上,必须还要考虑到车辆中的 4 个驱动轮的存在、手的动作、加速、制动、用于换挡的脚的位置等特征。

[0079] 在图 1 中,用部件(block,模块)14 表示发挥选择并融合传感器信号的功能的装置。该部件能够检测身体动作,追踪该动作,并进行预测(该动作)。特别,上述部件能够选择出为了获取生物学参数而最能够提供有效信号的传感器。该部件能够正确检测出一个动作,预测一个动作,获取应该选择的候选传感器的列表。因此,能够与占有者的动作无关地,无变动地连续实施本方法。另外,部件能够判断是否只有惯性物体置于构件上,此时不进行任何处理。

[0080] 在座位 8 上特别还设有加速度计 16,该加速度计 16 针对因车辆产生的振动噪声等的周围噪声,发挥基准传感器的作用。这些加速度计传感器 16 分别能够在相互垂直的三个方向上感知噪声,即能够在水平方向 X、Y 以及垂直方向 Z 上感知噪声。在本方法的范围中,在加速度计 16 与各压电传感器 6 之间推定(设置)传递函数,由此,之后能够降低这些传感器的输出噪声。每次在需要追踪车辆的当前驾驶条件与身体动作时,推定修正传递函数。因此,部件 20 发挥生成动态模型(dynamic model)的功能,为了推定加速度计与压电传感器之间的传递函数,该动态模型(dynamic model)按时间而发生变化。通过这样推定的上述传递函数,能够预测与噪声相关的各种值,然后,能够降低从压电传感器的信号传递来的噪声。该阶段所使用的模型既可以是线性,也可以是非线性。这是降低从传感器 6 供给的信号的噪声的第一步骤。

[0081] 另一方面,该噪声降低步骤有时在若干个情况下(降噪)不充分。因此,部件 20 另外还包括第二推定及追踪步骤,在该第二推定及追踪步骤中,进一步正确地获取心脏跳动以及/或呼吸信号等的生物学参数。在该步骤中,无论是何种驾驶条件(身体动作、在都市

中的驾驶、高速驾驶以及高速公路中的驾驶),都能够更恰当地追踪生物学参数的变动。该第二步骤适应于非线性系统。在该步骤中,为了更好地识别全部噪声变动,可以包括扩展卡尔曼滤波器(Extended Kalman Filter)或单个滤波器。在这种非线性处理步骤中,能够在按时间变化的振动环境中,正确地提取以及监视根据心脏跳动以及呼吸律动等的非线性模型得到的参数。

[0082] 在两个过滤步骤(滤波步骤)后,部件 22 能够获取并监视所希望的信号,预测其变化。

[0083] 本发明适于全部类型的车辆。但是,本发明并不仅限于车辆。因此,也可以用于座位或床等其他类型构件,例如用于监视患者参数的医疗用床等。

[0084] 所使用的方法是自适应式。

[0085] 接着,详细说明本方法的若干个特征。在此,假设对车辆的驾驶员的生物学参数进行监视。

[0086] 1. 压电传感器的选择以及融合

[0087] 参照图 1~3,在此,座位 8 包括分别配置在座部 10 和靠背部 12 中的 2 个传感器阵列 6。此时,这些阵列分别包括多个行和多个列。例如,如图 3 所示,阵列包括 5 个行和 5 个列,形成为围棋盘状的传感器。各阵列的传感器大致在同一平面上。传感器与装置的其他部分恰当地电连接,将从这些传感器中读取的信号传递至单元 14 以及单元 20。

[0088] 部件 14 发挥只选择能够使用的若干个传感器的功能。这关系到,例如在座部 10 选择 2 个传感器,在靠背部 12 选择 2 个传感器。但是,该数目可因情况而增减。

[0089] 假设车辆的发动机未起动。驾驶员以及乘客进入车辆。如果通过点火钥匙(ignition key)或同等构件操作开关,则含有单元 14、20、22 的本发明的装置 7 命令使用本方法。装置 7 的处理构件以及计算构件例如收纳在仪表板 11 内。

[0090] 如果开始使用本方法,则装置 7 基本上使从座部和靠背部的传感器的中选择出的传感器 6 的缺省(default)的基板工作。该基板具有存储器。这样缺省的基板成为本方法的基本调整的一部分。

[0091] 如果座位 8 上存在人 2 的身体,则从若干个传感器 6 发送信号。单元 14 对这些信号进行分析,由此考虑各种状况,特别考虑身体 2 的特征与座位中的其姿势,推定是否优选调节基板。另外,单元 14 分析是否由物体取代人而存在于构件上。如果是,则不进行任何追加的处理。

[0092] 因此,单元 14 能够识别出用于供给基本上最能使用的信号的传感器 6 的信号。而不考虑完全不供给信号的传感器。也不考虑供给高压信号的传感器的信号。这是由于在本方法中特别检测了压力变动。因此,配置在人 2 臀部下的传感器承受人躯体的大部分重量,来供给信息比较缺乏的信号。这些通常都不考虑。在该阶段中,与单元 14 最具关联性的基板必须是最能感知轻微动作的传感器的基板,即,是最能感知轻微压力变动的传感器的基板。因此,通过添加或除去若干个传感器,来适应成为基本的基板。在这样适应的基板中,在本方法的后程选择传感器。

[0093] 在本方法的后程,每次检测出缓慢的身体动作或小振幅(幅度)动作时,部件 14 选择能够与其关联的新传感器。如果检测出迅速的身体动作或大振幅动作,则部件 14 完全更新传感器的基板,从而更恰当地适应该状况。

[0094] 接着,说明在存在规定传感器基板的状态下选择最恰当的传感器的方法,即,说明部件如何选择含有与生物学参数关联的所希望的信号的可能性最高的传感器。

[0095] a. 信号的选择

[0096] 在此,同时分析时间-频率。因此,能够利用提供高的频率精度的元素(atom)分解来推定重量,查明应该追踪的成分的位置。这是一种基于小波包(wavelet packet)的扩展。

[0097] 因此,在此将1个传感器的信号表示为扩展函数 $f_{m,n}$ 的线性结合。

[0098] [数学式 7]

$$[0099] \quad x_n = \sum_{m=1}^M \alpha_m f_{m,n}$$

[0100] 该信号 x 能够通过矩阵的记法而表示为如下形式。

[0101] $x = F\alpha$ 、在此 $F = [f_1, f_2, \dots, f_M]$

[0102] 在此,信号 x 是列向量($N \times 1$ 主要单元(formant)), α 是扩展系数($N \times 1$)的列向量, F 是列为扩展函数 $f_{m,n}$ 的 $N \times M$ 的矩阵。通过扩展系数与各种函数的一个线性结合,来提供一个信号模型。紧凑的多个模型倾向于含有与信号之间具有较大相关关系的扩展函数。

[0103] 准备适合广泛(wide-ranging)的时间-频率变动(behavior)的元素词典,能够选择元素词典的若干个恰当的元素等来分解信号。该词典如下构成。

[0104] 已知压电传感器的脉冲应答是随着基本频率偏移而衰减的正弦波形。因此,为了能够覆盖全部相位,在 g_y 为余弦波形、 h_y 为正弦波形时,由向量 $D = (g_y, h_y)$ 系来构成词典,则能够得到非常适应(适合)的词典。

[0105] 这样一来,词典由所考虑的各种频率(但是,是本发明的监视范围所限制的频率)的正弦波形以及余弦波形构成。在该情况下,最强频率是20赫兹,因此在该实施例,针对单一的呼吸信号,优选使用0.2赫兹到3赫兹之间的频率范围。针对使呼吸信号与心跳一致的两个信号,使用0.7到20赫兹的范围,在任何情况下1个间距(pitch)都为0.1赫兹。

[0106] 为了得到充分的频率解像度(分辨率),词典的各元素被汉宁窗(hanning window)加权(weighted),由此特别能够回避边缘效应。因此,

[0107] [数学式 8]

$$[0108] \quad \begin{cases} h_y = w \cdot \sin 2\pi y k \\ g_y = w \cdot \cos 2\pi y k \end{cases}$$

[0109] 在此

[0110] [数学式 9]

$$[0111] \quad w = \frac{1}{2} (1 - \cos(2\pi(1:m)/m + 1))$$

[0112] 在此, m 表示元素的长度。实际上,该长度对于频率解像度来说是重要的值。在没有这样加权的条件下,元素在词典中有可能具有不同的持续时间。

[0113] 因此,词典由加权后的 N 个正弦元素和加权后的 N 个余弦元素构成。因此,这些元

素通过类推而形成能够视为与小波包相同的小型（即，由所限定的、即非零的有限数目的地点构成的）支持信号。

[0114] 因此，在图 4 中示出了词典的元素之一，该词典元素恰好包括针对一个频率的一个正弦元素与一个余弦元素的连接。以时间为横轴，以振幅为纵轴，来表示信号。在此，在横轴上能够在采样 0 个地点与 2000 个地点之间测定元素的长度，选择时间来作为采样数（依赖于采样频率）。

[0115] 进而，对各组元素计算标准化（normalization）系数。

[0116] [数学式 10]

$$[0117] \quad \begin{cases} \phi_{1,y} = \langle h_y, g_y \rangle \\ \phi_{2,y} = \frac{1}{1 - \phi_{1,y}^2} \end{cases}$$

[0118] 由此，能够对原本具有不同重量以及长度的元素进行比较。

[0119] 这样一来，能够得到构成标准正交化基底（normal orthogonalized base）的词典。

[0120] 从基板的各传感器供给的信号 f （即，其脉冲应答），被投入到元素词典的各组中，如下计算值。

[0121] $\sup |C(f, g_y, h_y)|$

[0122] 在此， $C(f, g_y, h_y)$ 是距离函数。在该例中，选择以下的距离函数。

[0123]

$$C(f, g_y, h_y) = \phi_{2,y} \cdot (\langle f, g_y \rangle^2 + \langle f, h_y \rangle^2 - 2\phi_{1,y} \langle f, g_y \rangle \cdot \langle f, h_y \rangle)$$

[0124] 通过该距离函数，能够正确查明人类身体与系统同时产生的成分（身体的重量与车辆振动的共振）的位置。因此，在传感器传递来的信号同时含有系统参数和人类生物学参数的情况下，视为传感器合格。在只含有系统参数的情况下，不合格。

[0125] 此时，将针对信号计算出的值按从大到小的顺序分类，生成合格传感器的列表。预先决定自然整数的数 p ，考虑该列表中的最前（最初）的 p 个值。与这些值对应的的最前的 p 个传感器是所选择的传感器。

[0126] b. 动作的预测

[0127] 在本方法中，恰当地保存所关联的信号集合（占有者的生物学参数），因此能够预测人类身体动作。因此，在该例中使用以下的方法（approach）。

[0128] 由所供给的信号开始变动的基板的传感器，来检测出产生了身体动作。在图 3 中，假设靠背部中的基板的传感器是根据这些基准 (i, j) 、 $(i+1, j+1)$ 以及 $(i, j+2)$ 来进行识别的传感器。

[0129] 单元 14 利用这些传感器来识别动作，该单元通过插值法，能够预测图 3 中箭头 24 所示的该动作的方向。因此，在进行这样动作的期间内，单元 14 预测今后的动作，在动作的中途，针对选择了传感器的基板添加特定传感器，该特定传感器能够在动作的前进路线上并且在今后的动作期间供给有利信号。在图 3 中，与传感器 $(i, j+2)$ 相同行的 2 个传感器

(i+2, j+2)、(i+1, j+2) 相当于上述特定传感器。因此,单元 14 能够尽早考虑到从这些传感器供给的可预见的信号。然后,如果确认到在这些传感器的位置上识别出动作,则将这些传感器保持在基板上。与此相对,如果预测有误,在多个传感器中的至少一个传感器没有检测出任何动作,此时从基板上去除该传感器。

[0130] 2. 传递函数的识别和推定

[0131] 为了发挥车辆中的振动噪声的基准的功能,使用多个加速度计 16。只要车上振动不是向单一方向传播,例如只要不是只向垂直方向传播,则优选使用 3 轴或 3D 加速度计。进而,优选至少使用 2 个加速度计。

[0132] 有时,为了得到可靠性高的模型,确定这些加速度计的位置是重要的。例如,在座位的座部 10 的结构体中,将一个加速度计 16 配置在该座部的下部,从而,该加速度计能够在座位下感知占有者的振动。在该实施例,将第二加速度计配置在靠背部 12 的顶部。这是由于,确认了座位的该部分相对于座部而保持一定的独立性进行振动。

[0133] 能够根据所决定的压电传感器 6 以及加速度计 16 的位置,将之后实施的传递函数的模型化设为线性或非线性。无论如何,此时都要返回到原步骤中推定这样模型化的参数。进而,为了使模型正确适应各种状况,特别使模型正确适应驾驶条件,在本方法的实施中再三推定修正上述参数。

[0134] 针对所选择的各压电传感器 6,对其传递函数进行模型化。因此,如图 5 所示,对传递函数输入全部加速度计 16 的输出信号。此时,涉及由座部的加速度计 16 供给的分别与 X、Y 以及 Z 方向的振动对应的 3 个信号,以及由靠背部的加速度计 16 供给的 3 个类似的信号。传递函数输出由所考虑的(被选择的)压电传感器 6 供给的信号 s。为此,在图 5 中,示出了传递函数的模型化的原理。这涉及函数 11 与其参数的识别,输入由 2 个加速度计供给的 x、y、z 信号,输出由所考虑的(被选择的)压电传感器供给的信号 s。这样一来,能够实现对由压电传感器供给的信号中的振动所固有的影响的模型化。

[0135] 此时,单元 20 首先从多个类型的模型的列表的中,为了获得传递函数而根据情况决定最佳类型的模型。此时,该列表表示如下:

[0136] 基于表示状态的模型化,

[0137] ARMA(Autoregressive moving average model,自回归滑动平均模型)、

[0138] ARX(AutoRegressive eXogenous model:自回归模型)、

[0139] NLARX。

[0140] 基于各类型模型的模型化的试验之后,基本上考虑最佳类型的模型。

[0141] 接着,如图 6 所示,利用这样识别的模型,根据由加速度计供给的瞬间的信号,来动态地决定噪声值。输入加速度计的 6 个信号值。输出基于压电传感器的信号侧单一噪声的推定值。此时,在减法器 13 的位置,从由该压电传感器 6 供给的信号中减去该推定值。由此,在该减法运算后,能够得到已除去受振动噪声影响的大部分后的信号。

[0142] 在本实施方式中,单元 20 缺省使用 ARX(AutoRegressive eXogenous:自回归)类型的外部自回归模型。这意味着,在根据列表中其他类型的任何模型都无法获得更好结果的情况下,使用该类型的模型。否则,使用能够提供最佳结果的模型。该模型的结构表示如下。

[0143] [数学式 11]

$$[0144] \quad A(q) \cdot y(t) = \sum_1^{N_i} B_i(q) \cdot u_i(t - n_{ki}) + e(t)$$

[0145] 在此,

[0146] $A(q)$ 是具有 N_A 个系数的多项式。

[0147] $y(t)$ 是电传感器的输出信号。

[0148] $B_i(q)$ 是具有 N_B 个系数的多项式。

[0149] $u_i(t)$ ($i = 1 \cdots N_i$) 是由加速度计供给的输入信号。

[0150] n_{ki} 是输入中的单位延迟数。

[0151] $e(t)$ 是该模型的出错信号。

[0152] 自由系数 N_c 的总数表示如下。

$$[0153] \quad N_c = N_A + N_i \cdot N_B$$

[0154] 多项式的系数是通过对出错预测协方差矩阵的轨迹 (trace) 进行最小化而推定出的。如上述,随着驾驶条件的变化,而时时更新这样的参数推定。如果在各采样步骤中推定了模型的参数,则能够计算出压电传感器内的预测噪声 (即,推定噪声)。此时,如图 6 所示,从压电传感器的输出中除去这样的推定噪声。

[0155] 在图 7 中,用细线表示减法运算前的压电传感器 6 的信号 15,用粗线表示减法运算后的信号 17。特别,可知纵坐标的信号的振幅 (单位:伏特 (volts)) 在减法运算后显著减少,明显表现出与心脏跳动对应的波峰。

[0156] 3. 生物学参数的提取

[0157] 在这样除去噪声的步骤后,需要通过单元 20 提取心跳 (heartbeat) 与呼吸信号。这回归到对无法直接观察频率的参数进行推定的处理上。因此,定位为贝叶斯推定 (bayes estimation) 是特别有效的。进而,由于所研究的系统是非线性的,因此能够使用扩展卡尔曼滤波器。为了能够更密切地识别不是高斯噪声 (Gauss noise) 的噪声变动,也可以使用单个滤波器。

[0158] 例如,下面表示利用扩展卡尔曼滤波器进行心脏跳动的推定以及监视。

[0159] 在此提出了这样的方案:将响应于血压的压电传感器信号,模型化为具有缓慢变化的振幅要素以及相位要素的正弦波形的高次谐波成分的和。

[0160] [数学式 12]

$$[0161] \quad y(t) = \sum_{i=1}^m a_i(t) \cdot \sin \phi_i(t)$$

[0162] 在此, $\phi_1(t) = \omega(t) \cdot t$,

[0163]

$$\phi_i(t) = i \cdot \omega(t) \cdot t + \theta_i(t), \quad i=2 \cdots m,$$

[0164] $\omega(t)$ 表示与心脏跳动相关联的信号的基本脉冲。

[0165] M 是正弦波形成分的数目,

[0166] $a_i(t)$ 表示正弦波形成分的振幅,

[0167] $\phi_i(t)$ 、 $i=2 \cdots m$ 表示高次谐波的瞬间的相位,

[0168] $\theta_i(t)$ 表示基本脉冲与高次谐波之间的相位差。

[0169] 根据该式,提出了表示以下状态的向量。

[0170] [数学式 13]

$$[0171] \quad \hat{\mathbf{x}}_k = \begin{bmatrix} \omega_k \\ a_{k,1} \\ \vdots \\ a_{k,m} \\ \phi_{k,1} \\ \vdots \\ \phi_{k,m} \end{bmatrix}$$

[0172] 根据所附加的高斯白噪声,按下述那样对正弦成分的振幅 $a_{k,i}$ 的按时间变化(经时变化规律)进行模型化。

$$[0173] \quad a_{k+1,i} = a_{k,i} + v_{k,i}^a$$

[0174] 另外,根据所附加的高斯白噪声,按下述那样对瞬间的基本脉冲 ω_k 的按时间变化(经时变化规律)进行模型化。

$$[0175] \quad \omega_{k+1} = \omega_k + v_k^\omega$$

[0176] 对于基本脉冲与高次谐波成分之间的相位差 $\theta_i(t)$,也同样地按下试获取瞬间的相位 $\phi_{k,i}(t)$ 的按时间变化。

[0177]

$$\phi_{k+1,i} = i \cdot \omega_k + \phi_{k,i} + v_{k,i}^\phi$$

[0178] 这种选择意味着, ω_k 表示为实际脉冲与信号采样频率的比率。其结果,表示状态推移的数学式是线性的,由下式给出。

[0179] [数学式 14]

$$[0180] \quad \mathbf{x}_{k+1} = \mathbf{F}(\mathbf{x}_k, \mathbf{v}_k) = \begin{bmatrix} \omega_k \\ a_{k,1} \\ \vdots \\ a_{k,m} \\ 1 \cdot \omega_k + \phi_{k,1} \\ \vdots \\ m \cdot \omega_k + \phi_{k,m} \end{bmatrix} + \mathbf{v}_k$$

[0181] 这也可以写成下式。

$$[0182] \quad \mathbf{x}_{k+1} = \mathbf{A} \cdot \mathbf{x}_k + \mathbf{v}_k \quad (1)$$

[0183] 在此,

[0184] [数学式 15]

[0185]

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

[0186] 噪声 v_k 的成分的方差推定,会影响到所推定的参数(脉冲、振幅成分以及相位成分)的变化速度和算法的收敛速度。

[0187] 如果考虑式(1),则由下式给出表示基本预想的观察的数学式。

[0188] [数学式 16]

$$[0189] \quad \hat{\mathbf{y}}_k^- = \mathbf{H}(\hat{\mathbf{x}}_k^-, \mathbf{w}_k) = \sum_{i=1}^m \hat{a}_{i,k} \cdot \sin \hat{\phi}_{i,k} + \mathbf{n}_k \quad (3)$$

[0190] 表示观察的数学式是非线性的,这印证了应该使用扩展卡尔曼滤波器。观察噪声的方差 n_k 与利用压电信号观察的噪声的方差相关联。

[0191] 按下述方式执行扩展卡尔曼滤波器的算法。

[0192] 初期化步骤:

[0193] [数学式 17]

$$[0194] \quad \hat{\mathbf{x}}_0 = \mathbf{E}[\mathbf{x}_0]$$

$$[0195] \quad \mathbf{P}_{\mathbf{x}_0} = \mathbf{E}[(\mathbf{x}_0 - \hat{\mathbf{x}}_0) \cdot (\mathbf{x}_0 - \hat{\mathbf{x}}_0)^T]$$

[0196] 在 $k \in \{1, \dots, \infty\}$ 的情况下,扩展卡尔曼滤波器的预想式如下。

[0197] [数学式 18]

$$[0198] \quad \hat{\mathbf{x}}_k^- = \mathbf{F}(\hat{\mathbf{x}}_{k-1}, \bar{\mathbf{v}})$$

$$[0199] \quad \mathbf{P}_{\mathbf{x}_k}^- = \mathbf{A}_{k-1} \cdot \mathbf{P}_{\mathbf{x}_{k-1}} \cdot \mathbf{A}_{k-1}^T + \mathbf{W}_k \cdot \mathbf{Q}^w \cdot \mathbf{W}_k^T$$

[0200] 更新的数学式如下。

[0201] [数学式 19]

$$[0202] \quad \mathbf{K}_k = \mathbf{P}_{\mathbf{x}_k}^- \cdot \mathbf{C}_k^T \cdot (\mathbf{C}_k \cdot \mathbf{P}_{\mathbf{x}_{k-1}}^- \cdot \mathbf{C}_k^T + \mathbf{V}_k \cdot \mathbf{R}^v \cdot \mathbf{V}_k^T)^{-1}$$

$$[0203] \quad \hat{\mathbf{x}}_k = \hat{\mathbf{x}}_k^- + \mathbf{K}_k \cdot (\mathbf{y}_k - \mathbf{H}(\hat{\mathbf{x}}_k^-, \mathbf{w}_k))$$

[0204] $\mathbf{P}_{\mathbf{x}_k} = \mathbf{C}_k^T \cdot (\mathbf{I} - \mathbf{K}_k \cdot \mathbf{C}_k) \cdot \mathbf{P}_{\mathbf{x}_k}^-$

[0205] 在此

[0206] [数学式 20]

[0207] $\mathbf{A}_k \triangleq \left. \frac{\partial \mathbf{F}(\mathbf{x}, \bar{\mathbf{v}})}{\partial \mathbf{x}} \right|_{\hat{\mathbf{x}}_k}, \mathbf{W}_k \triangleq \left. \frac{\partial \mathbf{F}(\hat{\mathbf{x}}_k^-, \mathbf{v})}{\partial \mathbf{v}} \right|_{\bar{\mathbf{v}}},$

[0208] $\mathbf{C}_k \triangleq \left. \frac{\partial \mathbf{H}(\mathbf{x}, \bar{\mathbf{n}})}{\partial \mathbf{x}} \right|_{\hat{\mathbf{x}}_k}, \mathbf{V}_k \triangleq \left. \frac{\partial \mathbf{H}(\hat{\mathbf{x}}_k^-, \mathbf{n})}{\partial \mathbf{n}} \right|_{\bar{\mathbf{n}}}$

[0209] 另外,在此 $\mathbf{Q}^w$ 与 $\mathbf{R}^n$ 分别是 $\mathbf{v}_k$ 与 $\mathbf{n}_k$ 的协方差矩阵, $\mathbf{I}$ 是单位矩阵。

[0210] 因此,这是扩展卡尔曼滤波器所相关的标准算法。

[0211] 在本发明的情况下,该算法适应如下。假设噪声

[0212] [数学式 21]

[0213] $\bar{\mathbf{v}} = \mathbf{E} [\mathbf{v}]$

[0214] 以及

[0215] [数学式 22]

[0216] $\bar{\mathbf{n}} = \mathbf{E}[\mathbf{n}]$

[0217] 的值等于零。

[0218] 可知表示状态推移的式 (1) 是线性的,因此有如下数学式。

[0219] [数学式 23]

[0220] $\mathbf{A}_k \triangleq \left. \frac{\partial \mathbf{F}(\mathbf{x}, \bar{\mathbf{v}})}{\partial \mathbf{x}} \right|_{\hat{\mathbf{x}}_k} = \mathbf{A} \quad (4)$

[0221] 在此, $\mathbf{A}$ 是通过式 (2) 得得到。

[0222] 考虑式 (1) 与 (3),则有如下数学式。

[0223] [数学式 24]

[0224] $\mathbf{W}_k \triangleq \left. \frac{\partial \mathbf{F}(\hat{\mathbf{x}}_k^-, \mathbf{v})}{\partial \mathbf{v}} \right|_{\bar{\mathbf{v}}} = \mathbf{I}^{2 \cdot m+1}$

[0225] 以及

[0226] [数学式 25]

[0227] $\mathbf{V}_k \triangleq \left. \frac{\partial \mathbf{H}(\hat{\mathbf{x}}_k^-, \mathbf{n})}{\partial \mathbf{n}} \right|_{\bar{\mathbf{n}}} = \mathbf{I} \quad (5)$

[0228] 最后式 (3) 如下。

[0229] [数学式 26]

$$[0230] \quad \mathbf{C}_k = \frac{\Delta \partial \mathbf{H}(\mathbf{x}, \bar{\mathbf{n}})}{\partial \mathbf{x}} \bigg|_{\hat{\mathbf{x}}_k} = \begin{bmatrix} 0 & \sin \hat{\phi}_{k,1}^- & \dots & \sin \hat{\phi}_{k,m}^- \end{bmatrix}$$

$$[0231] \quad \hat{a}_{k,1}^- \cdot \cos \hat{\phi}_{k,1}^- \quad \dots \quad \hat{a}_{k,m}^- \cdot \cos \hat{\phi}_{k,m}^- \quad (6)$$

[0232] 为了同时对压电传感器的多个信号进行操作,能够进一步增大状态向量以及观察向量的大小。例如,通过使用传感器的2个信号,则状态向量、状态推移矩阵、以及表示观察的线性矩阵表示如下。

[0233] [数学式 27]

[0234]

$$[0235] \quad \hat{\mathbf{x}}_k = \begin{bmatrix} \omega_k \\ a_{k,1,1} \\ \vdots \\ a_{k,1,m} \\ a_{k,2,1} \\ \vdots \\ a_{k,2,m} \\ \phi_{k,1,1} \\ \vdots \\ \phi_{k,1,m} \\ \phi_{k,2,1} \\ \vdots \\ \phi_{k,2,m} \end{bmatrix}, \mathbf{A} = \begin{bmatrix} 1 & & & & & & & & & & \\ & 1 & & & & & & & & & \\ & & \ddots & & & & & & & & \\ & & & 1 & & & & & & & \\ & & & & 1 & & & & & & \\ & & & & & \ddots & & & & & \\ & & & & & & 1 & & & & \\ & & & & & & & 1 & & & \\ & & & & & & & & \ddots & & \\ & & & & & & & & & 1 & \\ & & & & & & & & & & 1 \end{bmatrix},$$

$$\mathbf{C}_k = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ \sin \hat{\phi}_{k,1,1}^- & \\ \sin \hat{\phi}_{k,1,m}^- & \\ \hat{a}_{k,1,1}^- \cdot \cos \hat{\phi}_{k,1,1}^- & \\ \hat{a}_{k,1,m}^- \cdot \cos \hat{\phi}_{k,1,m}^- & \\ \sin \hat{\phi}_{k,2,1}^- & \\ \sin \hat{\phi}_{k,2,m}^- & \\ \hat{a}_{k,2,1}^- \cdot \cos \hat{\phi}_{k,2,1}^- & \\ \hat{a}_{k,2,m}^- \cdot \cos \hat{\phi}_{k,2,m}^- & \end{bmatrix}^T \quad (7)$$

[0236] 在该处理中,为了发现心脏跳动(以及/或呼吸信号),能够对一个或多个压电传感器进行处理。表示状态的该模型只是举出的一例,并非限定。

[0237] 图8举例表示上述处理的结果。利用曲线30表示实际心脏跳动信号,利用曲线32表示通过本发明的方法推定出的心脏跳动信号,利用曲线34和36表示实际信号的振幅中的上下5%的公差阈值。在这些曲线中,用纵坐标表示与横坐标所示的时间(单位:秒)对应的每分钟的跳动数。可知,实际的信号与通过本发明的方法推定出的信号之间的偏差,频繁落于实际信号的上下5%的公差范围内。这与实际行驶条件(都市的驾驶、高速公路的驾驶等)下实施测试的结果相关。

[0238] 单元14、20、22包括微处理器等的计算单元,例如,包括具有一个或多个存储器等的一个或多个计算机。本发明的方法能够通过存储在硬盘、闪存器、CD或DVD光盘等的数据存储介质中计算机程序来自动实施。计算机程序包括能够在计算机执行程序时控制实施本发明的方法的代码指令。这种程序可以通过下载得到,例如,为了下载更新程序版本,利用远程通信网络提供该程序。

[0239] 当然,本发明能够在不脱离其范围的前提下实施多种修正。

[0240] 以上,记载了连续实施选择步骤1、利用传递函数的噪声除去步骤2以及非线性过滤步骤3的例子。如图8所示,通过这种连续,能够获得极好的结果。但是,特别在没有那么多噪音的环境下,在能够接收到结果的前提下,可以只利用这些步骤中的任意一个步骤,或其中任意的两个步骤。

[0241] 在第一步骤中,能够分别对各频率范围关联有固有的元素词典,因此,此时能够使用两个元素词典。

[0242] 本申请基于2009年3月18日申请的法国专利申请第0951714号。本说明书中参照写入了法国专利申请第0951714号的全部说明书、权利要求书以及附图。

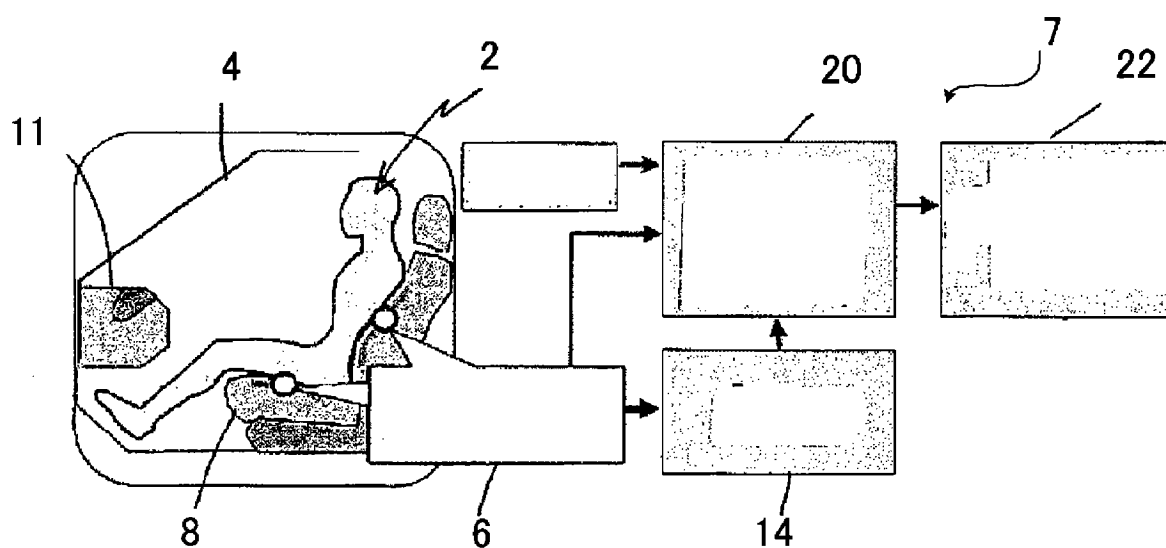


图 1

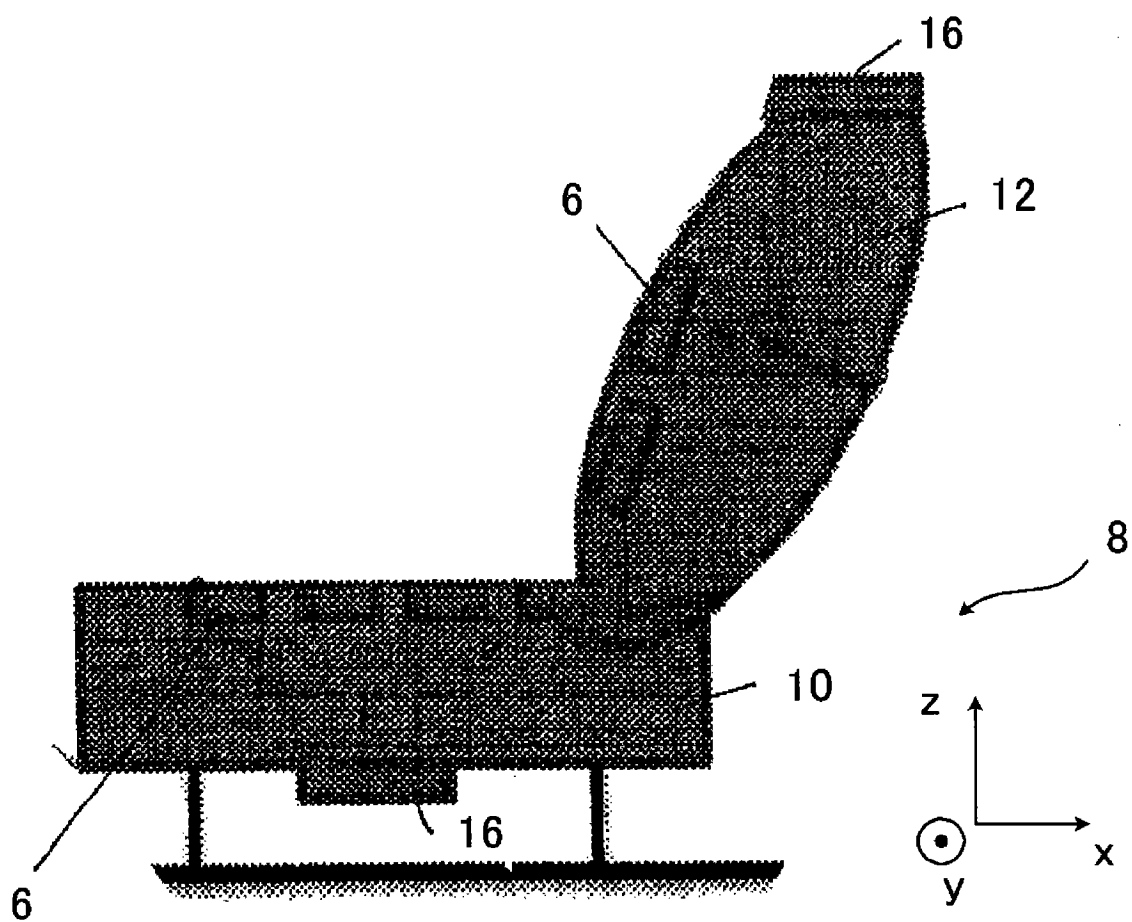


图 2

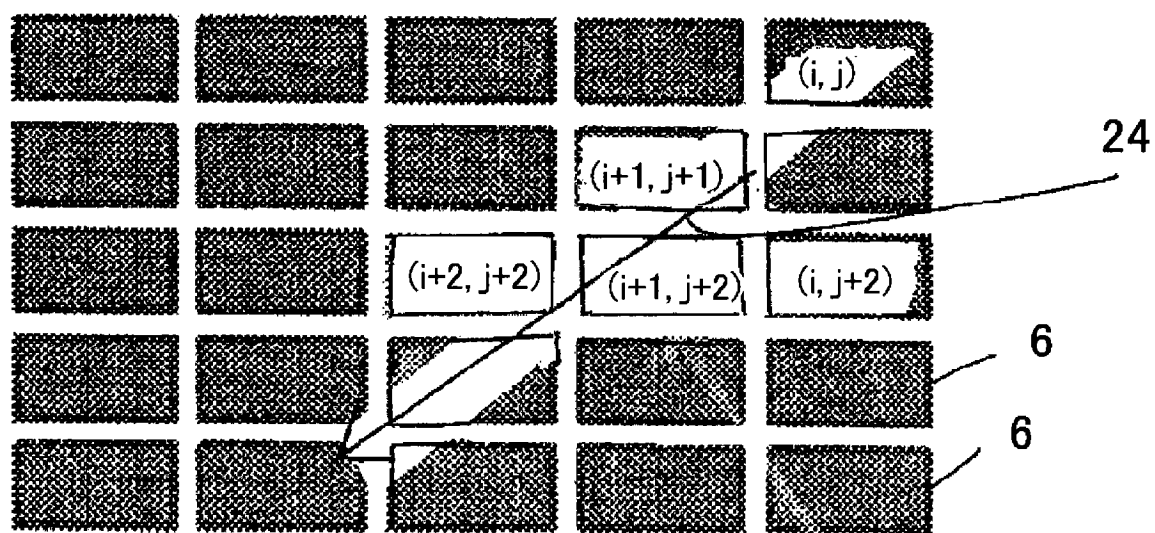


图 3

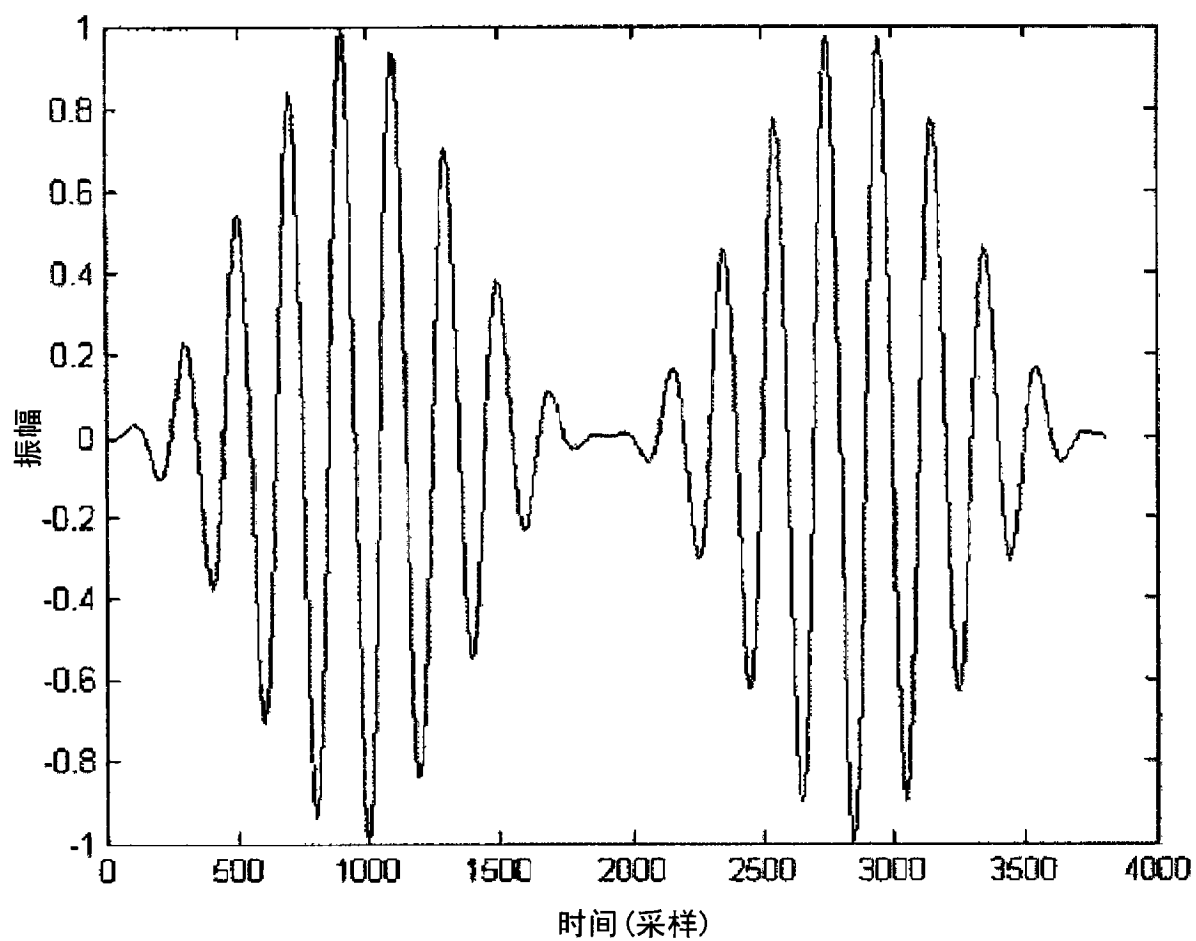


图 4

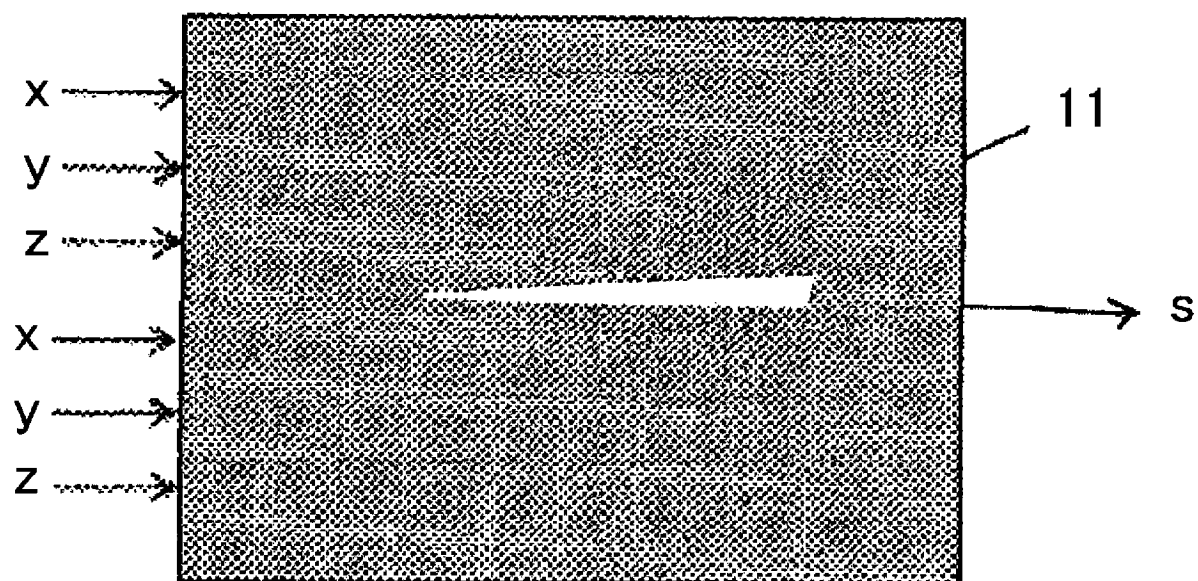


图 5

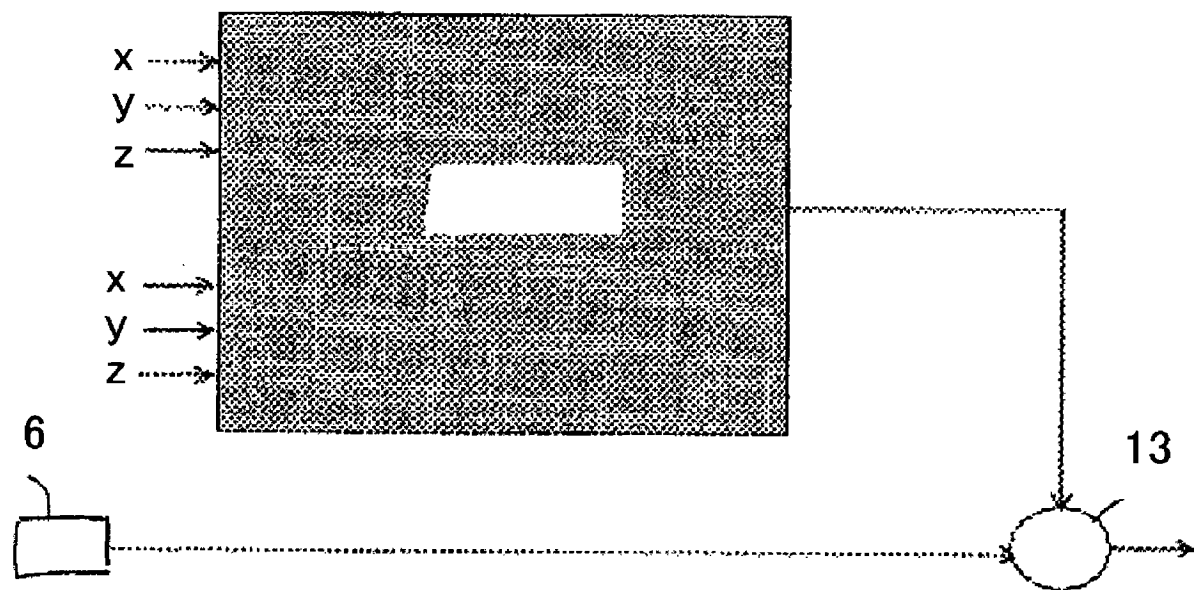


图 6

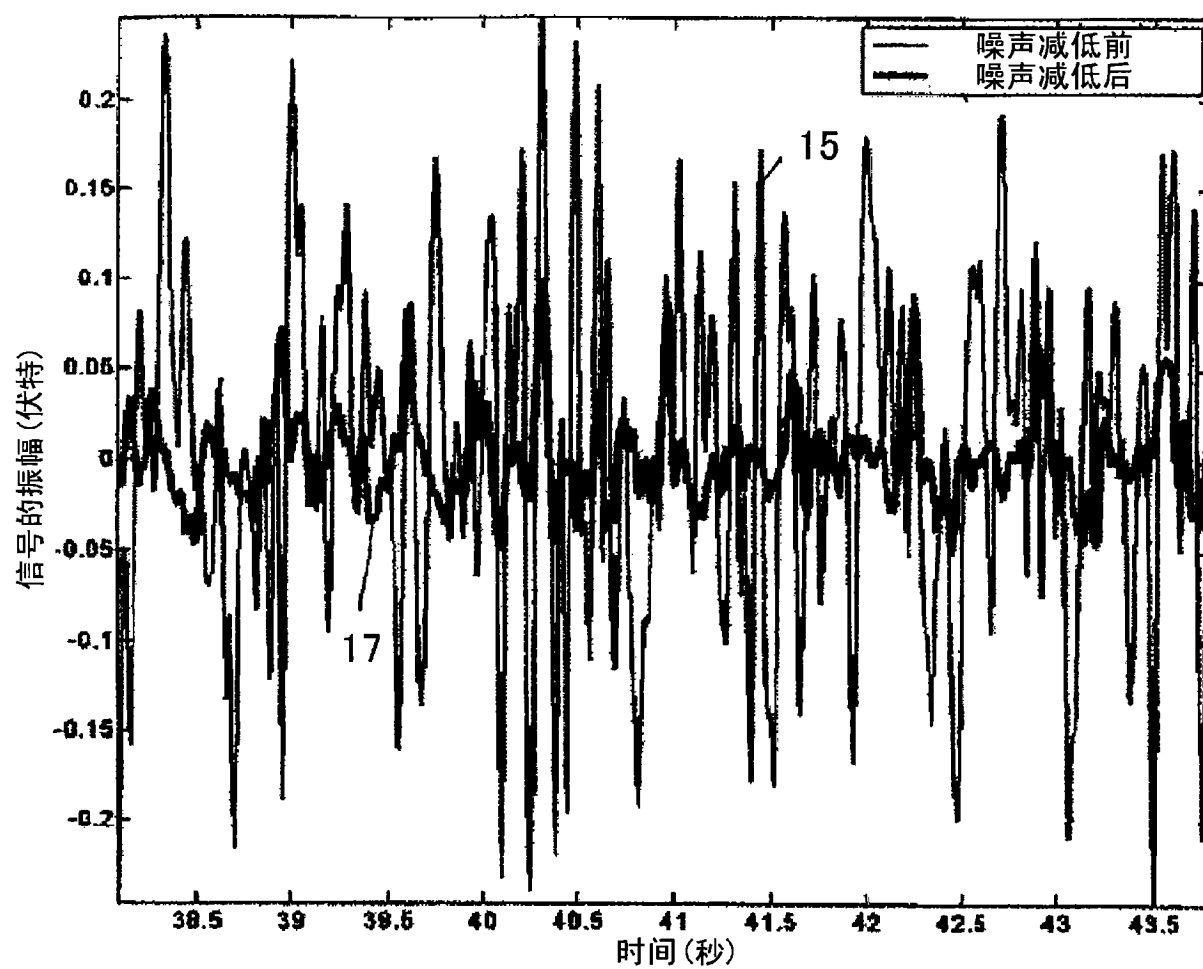


图 7

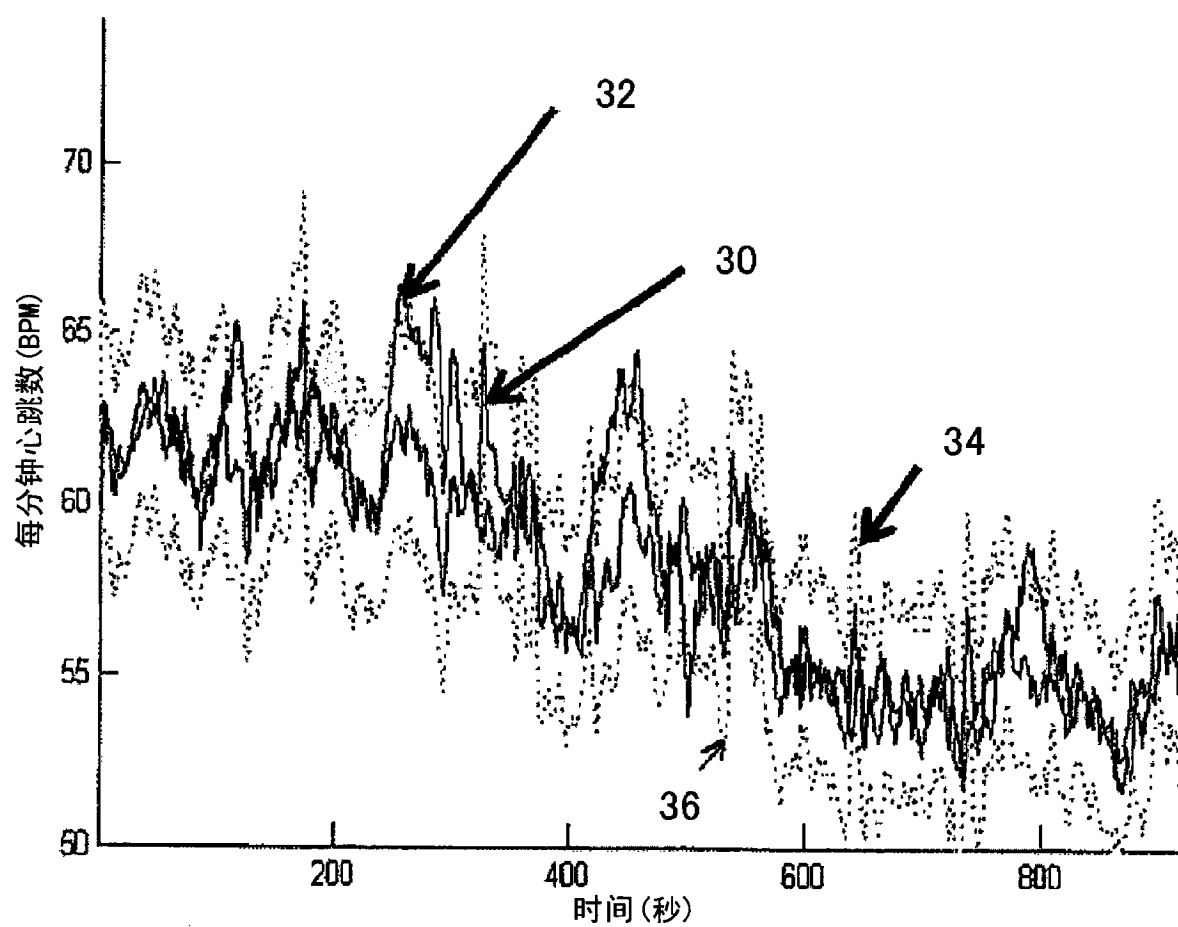


图 8

专利名称(译)	生物学参数的监视方法及监视装置、计算机程序		
公开(公告)号	CN102355850A	公开(公告)日	2012-02-15
申请号	CN201080012705.5	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	萨沙弗拉日奇 威廉博比耶		
发明人	萨沙·弗拉日奇 威廉·博比耶		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/1102 A61B5/6887 A61B5/6893 A61B2503/22 A61B2560/0242 A61B2562/0247 A61B2562/046 B60K28/06 B60W2540/22 B60W2540/221		
代理人(译)	向勇		
优先权	2009051714 2009-03-18 FR		
其他公开文献	CN102355850B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在本发明的生物学参数的监视方法中，对座位(8)或床的构件的占有者(2)的心脏跳动以及/或呼吸信号的至少一个生物学参数进行监视。通过非线性过滤，对来自一个或多个传感器(6)的一个接收信号或多个接收信号进行处理，所述传感器结合在构件上，能够检测出因接触而产生的压力变动。例如，本方法搭载在车辆上使用。另外根据本发明，在通过计算机或计算器执行的情况下，构成为计算机程序，该计算机程序含有能够控制执行本发明的方法的代码指令。另外，根据本发明，还提供一种生物学参数的监视装置，对座位或床的构件的占有者的心脏跳动以及/或呼吸信号的至少一个生物学参数进行监视。

