



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106510716 B

(45)授权公告日 2019.09.20

(21)申请号 201610976312.5

(22)申请日 2016.11.07

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106510716 A

(43)申请公布日 2017.03.22

(73)专利权人 广州视源电子科技股份有限公司
地址 510530 广东省广州市黄埔区云埔四路6号

(72)发明人 胡静

(74)专利代理机构 北京清亦华知识产权代理事务所(普通合伙) 11201

代理人 何世磊

(51)Int.Cl.

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 105722457 A,2016.06.29,全文.

US 2014/0276175 A1,2014.09.18,全文.

US 2011/0066037 A1,2011.03.17,全文.

CN 101953685 A,2011.01.26,全文.

CN 104720808 A,2015.06.24,全文.

CN 104398252 A,2015.03.11,全文.

Varanini M.Adaptive filtering of ECG signal for deriving respiratory activity.《Computers in Cardiology》.1990,621-624.

席涛.USB心电采集系统的研制及从心电图提取呼吸信号的方法探讨.《中国优秀硕士学位论文全文数据库》.2005,第7-68页.

席涛,杨国胜,汤池,焦腾.基于自适应滤波的心电图中呼吸信号的提取方法.《第四军医大学学报》.2005,852-854.

审查员 张瑞娟

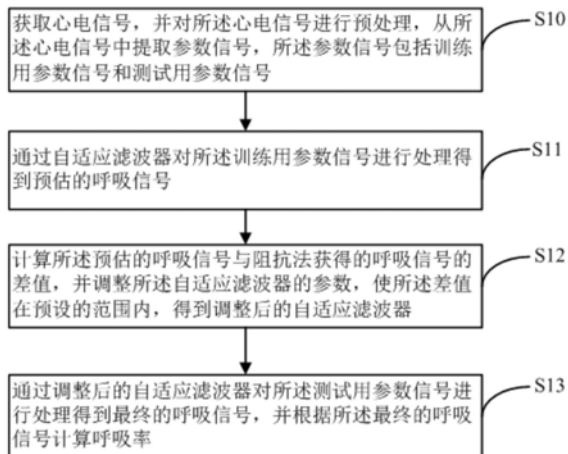
权利要求书3页 说明书8页 附图4页

(54)发明名称

一种基于心电信号计算呼吸率的方法及装置

(57)摘要

本发明提供了一种基于心电信号计算呼吸率的方法和装置,该方法包括步骤:获取心电信号并进行预处理,从所述心电信号中提取参数信号,参数信号包括训练用参数信号和测试用参数信号;自适应滤波器对训练用参数信号进行处理得到预估的呼吸信号;计算所述预估的呼吸信号与阻抗法获得的呼吸信号的差值,并调整所述自适应滤波器的参数,使所述差值在预设的范围内;通过调整参数后的自适应滤波器对所述测试用参数信号进行处理得到最终的呼吸信号,并计算呼吸率.本发明通过自适应滤波器的自适应调整,得到满足呼吸信号的纯净度要求的自适应滤波器的模型,通过调整后的自适应滤波器,将心电信号上的呼吸频率信号解调出来,实现对受试者呼吸行为的监测。



1. 一种基于心电信号计算呼吸率的方法,其特征在于,包括:

获取心电信号并进行预处理,从所述心电信号中提取参数信号,所述参数信号包括训练用参数信号和测试用参数信号;

通过自适应滤波器对所述训练用参数信号进行处理得到预估的呼吸信号;

计算所述预估的呼吸信号与阻抗法获得的呼吸信号的差值,并调整所述自适应滤波器的参数,使所述差值在预设的范围内;

通过调整参数后的所述自适应滤波器对所述测试用参数信号进行处理得到最终的呼吸信号,并根据所述最终的呼吸信号计算呼吸率;

其中,所述根据所述最终的呼吸信号计算呼吸率的步骤包括:

寻找所述最终的呼吸信号的波峰或者波谷;

计算所述波峰或波谷的周期并换算为呼吸率。

2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述自适应滤波器对所述参数信号进行处理的步骤包括:

根据预设的模糊规则对所述参数信号进行模糊推理,得到所述模糊规则的第一后件;

通过正交基函数对所述参数信号进行函数扩展,得到所述模糊规则的第二后件;

根据所述第一后件和第二后件,确定所述自适应滤波器的输出信号。

3. 如权利要求2所述的方法,其特征在于,所述根据预设的模糊规则对所述参数信号进行模糊推理,得到所述模糊规则的第一后件的步骤包括:

计算所述参数信号在自适应滤波器的每个神经元节点的模糊子集的隶属度;

根据所述隶属度计算每条模糊规则的激励强度;

对所述激励强度进行归一化处理,得到所述模糊规则的第一后件。

4. 如权利要求3所述的方法,其特征在于,所述隶属度的计算公式为:

$$O_j^{(1)} = \sum_{l=1}^r \mu_{lj}(x_l)$$

$$\text{其中, } \mu_{lj}(x_l) = \exp\left[-\frac{(x_l - c_{lj})^2}{\sigma_j^2}\right];$$

上述公式中, $O_j^{(1)}$ 表示输入信号向量在第j个神经元节点的隶属度, $l=1,2,\dots,r$ 表示输入信号变量的个数, $j=1,2,\dots,n$ 表示隶属度函数的个数, $\mu_{lj}(x_l)$ 表示第l个输入信号变量 x_l 在第j个神经元节点的隶属度函数, c_{lj} 表示第l个参考输入信号在第j个神经元节点的隶属度函数的中心, σ_j^2 表示第j个神经元节点的隶属度函数的宽度。

5. 如权利要求3所述的方法,其特征在于,所述激励强度的计算公式为:

$$O_j^{(2)} = \exp\left[-\frac{\sum_{l=1}^r (x_l - c_{lj})^2}{\sigma_j^2}\right] = \exp\left[-\frac{\|(x_l - c_{lj})\|^2}{\sigma_j^2}\right]$$

其中, $O_j^{(2)}$ 为第j条模糊规则的激励强度, c_{lj} 表示第l个参考输入信号在第j个神经元节

点的隶属度函数的中心, σ_j^2 表示第j个神经元节点的隶属度函数的宽度。

6. 如权利要求3所述的方法,其特征在于,所述第一后件的计算公式为:

$$O_j^{(3)} = \frac{O_j^{(2)}}{\sum_{j=1}^n O_j^{(2)}}$$

其中, $O_j^{(2)}$ 为第j条模糊规则的激励强度, $O_j^{(3)}$ 为第j条模糊规则的第一后件, n为模糊规则的数量。

7. 如权利要求2或3所述的方法,其特征在于,所述正交基函数为:

$$T = [T_1 \ T_2 \ \dots \ T_M]^T = \begin{bmatrix} 1 \\ Ch_1(x_1) \\ Ch_2(x_1) \\ \vdots \\ Ch_1(x_r) \\ Ch_2(x_r) \\ \vdots \end{bmatrix}$$

所述第二后件的计算公式为:

$$\begin{aligned} w_j &= \alpha_{1j} T_1 + \alpha_{2j} T_2 + \dots + \alpha_{Mj} T_M \\ &= \sum_{i=1}^M \alpha_{ij} T_i \end{aligned}$$

其中, $Ch_m(x_1)$ 为输出向量中第1个元素的第m个切比雪夫正交多项式, T为转置操作, M为所述正交基函数的个数, w_j 为第j条模糊规则的第二后件, $\alpha_{1j}, \alpha_{2j}, \dots, \alpha_{Mj}$ 为第j条模糊规则的后件参数集, M为所述正交基函数的个数。

8. 如权利要求2或3所述的方法,其特征在于,所述根据所述第一后件和第二后件,确定所述自适应滤波器输出的信号的步骤包括:

根据如下公式确定所述自适应滤波器输出的信号: $y = \sum_{j=1}^n O_j^{(3)} w_j$

其中, y为所述自适应滤波器输出的信号, $O_j^{(3)}$ 为第j条模糊规则的第一后件, w_j 为第j条模糊规则的第二后件。

9. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述获取心电信号并进行预处理,得到参数信号的步骤包括:

获取心电信号并进行工频滤波,得到滤波信号;

提取所述滤波信号中的RR间期序列信号和RW幅值序列信号。

10. 一种基于心电信号计算呼吸率的装置,其特征在于,包括:

心电信号处理模块,用于获取心电信号并进行预处理,从所述心电信号中提取参数信号,所述参数信号包括训练用参数信号和测试用参数信号;

预估呼吸信号获取模块,用于通过自适应滤波器对所述训练用参数信号对应进行处理得到预估的呼吸信号;

调整模块,计算预估的呼吸信号与参考呼吸信号的差值,并调整所述自适应滤波器的参数,使所述差值在预设的范围内,得到调整后的自适应滤波器;

最终呼吸信号获取模块,用于通过调整后的所述自适应滤波器对所述测试用参数信号进行处理得到最终的呼吸信号;

呼吸率计算模块,用于寻找最终的呼吸信号的波峰或者波谷、计算所述波峰或波谷的周期并换算为呼吸率。

11.如权利要求10所述的装置,其特征在于,所述自适应滤波器包括:

模糊推理模块,用于根据预设的模糊规则对所述参数信号进行模糊推理,得到所述模糊规则的第一后件;

函数扩展模块,用于通过正交基函数对所述参数信号进行函数扩展,得到所述模糊规则的第二后件;

信号确定模块,用于根据所述第一后件和第二后件,确定所述自适应滤波器的输出信号。

一种基于心电信号计算呼吸率的方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及心电信号处理领域,特别是涉及一种基于心电信号计算呼吸率的方法及装置。

背景技术

[0002] 目前用于计算呼吸率的方法主要有:阻抗容积法,用高频恒流源测量胸部阻抗的变化来提取呼吸信息;传感器法,使用温度、压力、湿度和气流传感器作为鼻孔传感器;电容法,当呼吸时导致电容值产生相应的变化;呼吸音法,通过拾取呼吸音识别呼吸;超声法,利用超声波产生多谱勒现象,检测出呼吸频率。使用这些方法不但需要增加信号采集部件,而且受到运动和环境的影响,不适合用于日常监护。

[0003] 大量临床资料显示,呼吸运动会引起心电图的变化。通过心电图,我们可以观察到在呼吸周期内由胸部运动和心脏位置变化所引起的心电波形峰峰值的改变。这是由于呼吸周期内,描述心脏电波主要传播方向的心脏电轴旋转造成QRS波群形态发生了变化。从心电信号中提取呼吸信号(ECG-Derived Respiration, EDR)的方法不需要专用传感器和硬件模块检测呼吸信号,只需要用心电监护仪获取心电信号,避免了上述两种检测方法对人体的束缚,使动态呼吸检测成为可能。

[0004] 然而现有技术中,从心电信号提取呼吸信号的技术并不成熟,仍存在一些问题。例如通过心电信号提取呼吸信号的过程中由于心电、呼吸信号的非线性、随机性和非平稳等特性,造成呼吸信号的丢失和交叉干扰的问题,使计算得到的呼吸率不准确,而且系统的鲁棒性差。

发明内容

[0005] 鉴于上述状况,有必要针对现有技术中呼吸率计算不准确的问题,提供一种基于心电信号计算呼吸率的方法及装置。

[0006] 本发明实施例提供了一种基于心电信号计算呼吸率的方法,包括:

[0007] 获取心电信号并进行预处理,从所述心电信号中提取参数信号,所述参数信号包括训练用参数信号和测试用参数信号;

[0008] 通过自适应滤波器对所述训练用参数信号进行处理得到预估的呼吸信号;

[0009] 计算所述预估的呼吸信号与阻抗法获得的呼吸信号的差值,并调整所述自适应滤波器的参数,使所述差值在预设的范围内;

[0010] 通过调整参数后的所述自适应滤波器对所述测试用参数信号进行处理得到最终的呼吸信号,并根据所述最终的呼吸信号计算呼吸率。

[0011] 上述方法,其中,所述自适应滤波器对所述参数信号进行处理的步骤包括:

[0012] 根据预设的模糊规则对所述参数信号进行模糊推理,得到所述模糊规则的第一后件;

[0013] 通过正交基函数对所述参数信号进行函数扩展,得到所述模糊规则的第二后件;

[0014] 根据所述第一后件和第二后件,确定所述自适应滤波器的输出信号。

[0015] 上述方法,其中,所述根据预设的模糊规则对所述参数信号进行模糊推理,得到所述模糊规则的第一后件的步骤包括:

[0016] 计算所述参数信号在自适应滤波器的每个神经元节点的模糊子集的隶属度;

[0017] 根据所述隶属度计算每条模糊规则的激励强度;

[0018] 对所述激励强度进行归一化处理,得到所述模糊规则的第一后件。

[0019] 上述方法,其中,所述隶属度的计算公式为:

$$[0020] \quad O_j^{(1)} = \sum_{l=1}^r \mu_{lj}(x_l)$$

$$[0021] \quad \text{其中, } \mu_{lj}(x_l) = \exp\left[-\frac{(x_l - c_{lj})^2}{\sigma_j^2}\right];$$

[0022] 上述公式中, $O_j^{(1)}$ 表示输入信号向量在第j个神经元节点的隶属度, $l=1,2,\dots,r$ 表示输入信号变量的个数, $j=1,2,\dots,n$ 表示隶属度函数的个数, $\mu_{lj}(x_l)$ 表示第l个输入信号变量 x_l 在第j个神经元节点的隶属度函数, c_{lj} 表示第l个参考输入信号在第j个神经元节点的隶属度函数的中心, σ_j^2 表示第j个神经元节点的隶属度函数的宽度。

[0023] 上述方法,其中,所述激励强度的计算公式为:

$$[0024] \quad O_j^{(2)} = \exp\left[-\frac{\sum_{l=1}^r (x_l - c_{lj})^2}{\sigma_j^2}\right] = \exp\left[-\frac{\|(x_l - c_{lj})\|^2}{\sigma_j^2}\right]$$

[0025] 其中, $O_j^{(2)}$ 为第j条模糊规则的激励强度, c_{lj} 表示第l个参考输入信号在第j个神经元节点的隶属度函数的中心, σ_j^2 表示第j个神经元节点的隶属度函数的宽度。

[0026] 上述方法,其中,所述第一后件的计算公式为:

$$[0027] \quad O_j^{(3)} = \frac{O_j^{(2)}}{\sum_{j=1}^n O_j^{(2)}}$$

[0028] 其中, $O_j^{(2)}$ 为第j条模糊规则的激励强度, $O_j^{(3)}$ 为第j条模糊规则的第一后件, n 为模糊规则的数量。

[0029] 上述方法,其中,所述正交基函数为:

$$[0030] \quad T = [T_1 \ T_2 \ \dots \ T_M]^T = \begin{bmatrix} 1 \\ Ch_1(x_1) \\ Ch_2(x_1) \\ \vdots \\ Ch_1(x_r) \\ Ch_2(x_r) \\ \vdots \end{bmatrix}$$

[0031] 所述第二后件的计算公式为：

$$w_j = \alpha_{1j}T_1 + \alpha_{2j}T_2 + \dots + \alpha_{Mj}T_M$$

$$[0032] \quad = \sum_{i=1}^M \alpha_{ij}T_i$$

[0033] 其中， $Ch_m(x_1)$ 为输出向量中第1个元素的第m个切比雪夫正交多项式，T为转置操作，M为所述正交基函数的个数， w_j 为第j条模糊规则的第二后件， $\alpha_{1j}, \alpha_{2j}, \dots, \alpha_{Mj}$ 为第j条模糊规则的后件参数集，M为所述正交基函数的个数。

[0034] 上述方法，其中，所述根据所述第一后件和第二后件，确定所述自适应滤波器输出的信号的步骤包括：

[0035] 根据如下公式确定所述自适应滤波器输出的信号： $y = \sum_{j=1}^n O_j^{(3)} w_j$

[0036] 其中，y为所述自适应滤波器输出的信号， $O_j^{(3)}$ 为第j条模糊规则的第一后件， w_j 为第j条模糊规则的第二后件。

[0037] 上述方法，其中，所述获取心电信号并进行预处理，得到参数信号的步骤包括：

[0038] 获取心电信号并进行工频滤波，得到滤波信号；

[0039] 提取所述滤波信号中的RR间期序列信号和RW幅值序列信号。

[0040] 上述方法，其中，所述根据所述最终的呼吸信号计算呼吸率的步骤包括：

[0041] 寻找所述最终的呼吸信号的波峰或者波谷；

[0042] 计算所述波峰或波谷的周期并换算为呼吸率。

[0043] 本发明还提供了一种基于心电信号计算呼吸率的装置，包括：

[0044] 心电信号处理模块，用于获取心电信号并进行预处理，从所述心电信号中提取参数信号，所述参数信号包括训练用参数信号和测试用参数信号；

[0045] 预估呼吸信号获取模块，用于通过自适应滤波器对所述训练用参数信号对应进行处理得到预估的呼吸信号；

[0046] 调整模块，计算预估的呼吸信号与参考呼吸信号的差值，并调整所述自适应滤波器的参数，使所述差值在预设的范围内，得到调整后的自适应滤波器；

[0047] 最终呼吸信号获取模块，用于通过调整后的所述自适应滤波器对所述测试用参数信号进行处理得到最终的呼吸信号。

[0048] 呼吸率计算模块，用于寻找最终的呼吸信号的波峰或者波谷、计算所述波峰或波谷的周期并换算为呼吸率。

[0049] 上述装置，其中，所述自适应滤波器包括：

[0050] 模糊推理模块,用于根据预设的模糊规则对所述参数信号进行模糊推理,得到所述模糊规则的第一后件;

[0051] 函数扩展模块,用于通过正交基函数对所述参数信号进行函数扩展,得到所述模糊规则的第二后件;

[0052] 信号确定模块,用于根据所述第一后件和第二后件,确定所述自适应滤波器的输出信号。

[0053] 本发明以阻抗法获得的呼吸信号作为参考呼吸信号,通过自适应滤波器的自适应调整,使预估的呼吸信号趋近参考呼吸信号,得到满足呼吸信号的纯净度要求的自适应滤波器的模型。将预处理后的心电信号输入调整后的自适应滤波器中,通过调整后的自适应滤波器将调制于心电信号上的呼吸频率信号解调出来,从而实现受试者呼吸行为的监测。

附图说明

[0054] 图1为本发明第一实施例提供的基于心电信号计算呼吸率的方法流程图;

[0055] 图2为心电信号图;

[0056] 图3为工频滤波后的心电信号图;

[0057] 图4为自适应滤波器的原理框图;

[0058] 图5为本发明第二实施例提供的基于心电信号计算呼吸率的方法流程图;

[0059] 图6为本发明实施例提供的基于心电信号计算呼吸率的装置的结构框图。

具体实施方式

[0060] 下面详细描述本发明的实施例,所述实施例的示例在附图中示出,其中自始至终相同或类似的标号表示相同或类似的元件或具有相同或类似功能的元件。下面通过参考附图描述的实施例是示例性的,仅用于解释本发明,而不能理解为对本发明的限制。

[0061] 参照下面的描述和附图,将清楚本发明的实施例的这些和其他方面。在这些描述和附图中,具体公开了本发明的实施例的一些特定实施方式,来表示实施本发明的实施例的原理的一些方式,但是应当理解,本发明的实施例的范围不受此限制。相反,本发明的实施例包括落入所附加权利要求书的精神和内涵范围内的所有变化、修改和等同物。

[0062] 请参阅图1为本发明实施例提供的一种基于心电信号计算呼吸率的方法,包括步骤S10~S13

[0063] 步骤S10,获取心电信号,并对所述心电信号进行预处理,从所述心电信号中提取参数信号,所述参数信号包括训练用参数信号和测试用参数信号。本发明通过加压单极肢体导联获得原始的心电信号,如图2所示,为原始的心电信号图,由于原始心电信号包含大量的工频干扰,需要进行50Hz工频陷波,滤除工频干扰,工频滤波后的心电信号如图3所示。然后通过阈值法提取工频滤波后的RR间期序列信号和RW幅值序列信号,即为所述参数信号。

[0064] 步骤S11,通过自适应滤波器对所述训练用参数信号进行处理得到预估的呼吸信号。

[0065] 步骤S12,计算所述预估的呼吸信号与阻抗法获得的呼吸信号的差值,并调整所述

自适应滤波器的参数,使所述差值在预设的范围内,得到调整后的自适应滤波器。

[0066] 自适应滤波器的原理框图如图4所示,提取预处理的心电信号的RR间期序列信号和RW幅值序列信号 $n(k)$ 输入到自适应滤波器中。通过自适应滤波器处理所述参数信号得到预估的呼吸信号 $y(k)$ 。通过计算阻抗法得到的呼吸信号 $q(k)$ 与预估的呼吸信号的差值,即 $q(k) - y(k)$,得到偏差 $e(k)$,所述偏差越小越好,偏差越小,表示自适应滤波器输出的呼吸信号越纯净。自适应滤波器不断地重新调整,使偏差 $e(k)$ 达到预设的范围内,以满足呼吸信号的纯净度要求,从而得到调整后的自适应滤波器。通过阻抗法检测人体的阻抗可获取呼吸信号,以阻抗法获取的呼吸信号作为参考的呼吸信号,调整自适应滤波器的参数。

[0067] 步骤S13,通过调整后的自适应滤波器对所述测试用参数信号进行处理得到最终的呼吸信号,并根据所述最终的呼吸信号计算呼吸率。呼吸率的计算方法为:寻找呼吸信号的波峰或者波谷;计算所述波峰或波谷的周期并将其换算为呼吸率。

[0068] 本发明以阻抗法获得的呼吸信号作为参考呼吸信号,自适应滤波器通过自适应调整,使预估的呼吸信号趋近参考呼吸信号,得到满足呼吸信号的纯净度要求的自适应滤波器的模型。选取随呼吸运动发生周期性波动的RR间期序列信号和RW幅值序列信号输入调整后的自适应滤波器中,通过调整后的自适应滤波器将调制于心电信号上的呼吸频率信号解调出来,从而实现对受试者呼吸行为的监测。

[0069] 请参阅图5,为本发明第二实施例提供的一种基于心电信号计算呼吸率方法的流程图。如图所示,包括步骤S20~S25。

[0070] 步骤S20,获取心电信号并进行预处理,从所述心电信号中提取参数信号,所述参数信号包括训练用参数信号和测试用参数信号。该步骤中,参考信号为从心电信号中提取的RR间期序列信号和RW幅值序列信号。心电信号进行预处理提取参数信号的过程参照第一实施例。

[0071] 步骤S21,根据预设的模糊规则对所述训练用参数信号进行模糊推理,得到所述模糊规则的第一后件。得到所述模糊规则的第一后件具体包括步骤S211~S213。

[0072] 步骤S211,计算所述训练用参数信号在自适应滤波器的每个神经元节点的模糊子集的隶属度。

[0073] 考虑到信号从产生到电极采集的过程中有一定延迟,对训练用参数信号 $n(k)$ 进行延时处理后再进行模糊推理。在 $n(k)$ 后接入抽头延迟线,伪迹信号经过 $r-1$ 次延迟,得到 r 维输出向量 $X(k) = [x_1(k), x_2(k), \dots, x_r(k)]^T$ 。该 r 维输出向量进入自适应滤波器的第一层,该层的每一个神经元节点为一个隶属度函数,可选取高斯函数为隶属度函数,具体如下:

[0074] 所述隶属度的计算公式为:

$$[0075] \quad O_j^{(1)} = \sum_{l=1}^r \mu_{lj}(x_l)$$

$$[0076] \quad \text{其中, } \mu_{lj}(x_l) = \exp\left[-\frac{(x_l - c_{lj})^2}{\sigma_j^2}\right];$$

[0077] 上述公式中, $O_j^{(1)}$ 表示输入信号向量在第 j 个神经元节点的隶属度, $l=1,2,\dots,r$ 表示输入信号变量的个数, $j=1,2,\dots,n$ 表示隶属度函数的个数, $\mu_{lj}(x_l)$ 表示第 l 个输入信号变量 x 在第 j 个神经元节点的隶属度函数, c_{lj} 表示第 l 个参考输入信号在第 j 个神经元节点的隶

属度函数的中心, σ_j^2 表示第j个神经元节点的隶属度函数的宽度。

[0078] 步骤S212, 根据所述隶属度计算每条模糊规则的激励强度。所述激励强度计算公式为:

$$[0079] \quad O_j^{(2)} = \exp \left[-\frac{\sum_{l=1}^r (x_l - c_{lj})^2}{\sigma_j^2} \right] = \exp \left[-\frac{\|(x_l - c_{lj})\|^2}{\sigma_j^2} \right]$$

[0080] 其中, $O_j^{(2)}$ 为第j条模糊规则的激励强度, c_{1j} 表示第1个输入信号在第j个神经元节点的隶属度函数的中心, σ_j^2 表示第j个神经元节点的隶属度函数的宽度。

[0081] 步骤S213, 对所述激励强度进行归一化处理, 得到所述模糊规则的第一后件。所述第一后件为:

$$[0082] \quad O_j^{(3)} = \frac{O_j^{(2)}}{\sum_{j=1}^n O_j^{(2)}}$$

[0083] 其中, $O_j^{(2)}$ 为第j条模糊规则的激励强度, $O_j^{(3)}$ 为第j条模糊规则的第一后件, n为模糊规则的数量。

[0084] 步骤S22, 通过正交基函数对所述训练用参数信号进行函数扩展, 得到所述模糊规则的第二后件。

[0085] 本实施例通过函数链神经网络 (FLNN) 进行参数信号的函数扩展, 函数链神经网络的正交基采用切比雪夫正交多项式 ((ChebyshevOrthogonalPolynomials, COP) :

$$[0086] \quad Ch_0(x) = 1$$

$$[0087] \quad Ch_1(x) = x$$

$$[0088] \quad Ch_2(x) = 2x^2 - 1$$

$$[0089] \quad \dots$$

$$[0090] \quad Ch_{m+1}(x) = 2xCh_m(x) - Ch_{m-1}(x)$$

[0091] FLNN的基函数T如公式:

$$[0092] \quad T = [T_1 \ T_2 \ \dots \ T_M]^T = \begin{bmatrix} 1 \\ Ch_1(x_1) \\ Ch_2(x_1) \\ \vdots \\ Ch_1(x_r) \\ Ch_2(x_r) \\ \vdots \end{bmatrix}$$

[0093] 其中, $Ch_m(x_1)$ 为输出向量中第1个元素的第m个切比雪夫正交多项式, T为转置操作, M为所述正交基函数的个数。在实际情况下, 也可以采用其他方法进行函数扩展。经过函数扩展, 可将低维扩展到高维空间, 实现非线性。

[0094] FLNN输出所述模糊规则的第二后件：

$$w_j = \alpha_{1j}T_1 + \alpha_{2j}T_2 + \dots + \alpha_{Mj}T_M$$

[0095]

$$= \sum_{i=1}^M \alpha_{ij}T_i$$

[0096] 其中, w_j 为第j条模糊规则的第二后件, $\alpha_{1j}, \alpha_{2j}, \dots, \alpha_{Mj}$ 为第j条模糊规则的后件参数集, M 为所述正交基函数的个数。

[0097] 本实施例将函数链神经网络应用到自适应滤波器中,通过一组正交基函数将原输入矢量进行维数扩展,将线性参数扩展为非线性,得到模糊规则的第二后件,以增强自适应滤波器的非线性处理能力。

[0098] 步骤S23,根据所述第一后件和第二后件,确定所述自适应滤波器的输出信号,即预估的呼吸信号。根据所述第一后件和第二后件确定所述自适应滤波器输出的信号的公式为:

$$[0099] \quad y = \sum_{j=1}^n O_j^{(3)} w_j$$

[0100] 其中, y 为所述自适应自适应滤波器输出的信号, $O_j^{(3)}$ 为第j条模糊规则的第一后件, w_j 为第j条模糊规则的第二后件。

[0101] 步骤S24,计算预估的呼吸信号与阻抗法获得的呼吸信号的差值,并调整所述自适应滤波器的参数,使所述差值在预设的范围内,得到调整后的自适应滤波器。

[0102] 步骤S25,通过调整参数后的自适应滤波器对所述测试用参数信号进行处理得到最终的呼吸信号,并根据所述最终的呼吸信号计算呼吸率。调整参数后的自适应滤波器对所述参数信号进行处理的过程可参考训练用参数信号处理的过程,即步骤S211~S213和步骤S22~S23。

[0103] 本发明以阻抗法获得的呼吸信号作为参考呼吸信号,自适应滤波器通过自适应调整,使预估的呼吸信号趋近参考呼吸信号,得到满足呼吸信号的纯净度要求的自适应滤波器的模型。通过调整后的自适应滤波器将心电信号上的呼吸频率信号解调出来,实现对受试者呼吸行为的实时监测。本实施例融合函数链神经网络和自适应滤波器的模糊推理,从心电波中提取呼吸信号,充分考虑了心电、呼吸信号的非线性,随机性和非平稳等特性,尽可能地减少有用呼吸信号的丢失,系统的鲁棒性更好。并且通过模糊非线性处理输入自适应滤波器的心电信号,能够解决信号提取过程中的交叉干扰问题。

[0104] 请参阅图6,本发明实施例还提供了一种基于心电信号计算呼吸率的装置,包括心电信号处理模块、预估呼吸信号获取模块、自适应滤波器、调整模块最终呼吸信号获取模块和呼吸率计算模块。

[0105] 心电信号处理模块用于获取心电信号并进行预处理,从所述心电信号中提取参数信号,所述参数信号包括训练用参数信号和测试用参数信号。本发明通过加压单极肢体导联获得原始的心电信号,并通过50Hz工频陷波,滤除工频干扰。然后通过阈值法提取工频滤波后的心电信号的RR间期序列信号和RW幅值序列信号,即为所述参数信号。

[0106] 自适应滤波器用于处理所述参数信号。该自适应滤波器具体包括:

[0107] 模糊推理模块,用于根据预设的模糊规则对所述参数信号进行模糊推理,得到所

述模糊规则的第一后件；

[0108] 函数扩展模块,用于通过正交基函数对所述参数信号进行函数扩展,得到所述模糊规则的第二后件；

[0109] 信号确定模块,用于根据所述第一后件和第二后件,确定所述自适应滤波器的输出信号。

[0110] 预估呼吸信号获取模块用于通过自适应滤波器对所述训练用参数信号对应进行处理得到预估的呼吸信号；

[0111] 调整模块用于计算预估的呼吸信号与参考呼吸信号的差值,并调整所述自适应滤波器的参数,使所述差值在预设的范围内,得到调整后的自适应滤波器。

[0112] 最终呼吸信号获取模块,用于通过调整后的所述自适应滤波器对所述测试用参数信号进行处理得到最终的呼吸信号。

[0113] 通过自适应滤波器处理所述训练用参数信号得到预估的呼吸信号 $y(k)$ 。通过计算阻抗法得到的呼吸信号 $q(k)$ 与预估的呼吸信号的差值,即 $q(k) - y(k)$,得到偏差 $e(k)$,所述偏差越小越好,偏差越小,表示自适应滤波器输出的呼吸信号越纯净。自适应波器不断地重新调整,使偏差 $e(k)$ 达到预设的范围内,以满足呼吸信号的纯净度要求,从而得到调整后的自适应滤波器。通过阻抗法检测人体的阻抗可获取呼吸信号,以阻抗法获取的呼吸信号作为参考的呼吸信号,调整自适应滤波器的参数。

[0114] 调整后的自适应滤波器对所述测试用参数信号进行处理得到最终的呼吸信号,并通过呼吸率计算模块计算呼吸率。呼吸率的计算方法为:寻找呼吸信号的波峰或者波谷;计算所述波峰或波谷的周期并将其换算为呼吸率。

[0115] 本发明以阻抗法获得的呼吸信号作为参考呼吸信号,自适应滤波器通过自适应调整,使预估的呼吸信号趋近参考呼吸信号,得到满足呼吸信号的纯净度要求的自适应滤波器的模型。选取随呼吸运动发生周期性波动的RR间期序列信号和RW幅值序列信号输入调整后的自适应滤波器中,通过调整后的自适应滤波器,将调制于心电信号上的呼吸频率信号解调出来,从而实现对受试者呼吸行为的监测。

[0116] 在本说明书的描述中,参考术语“一个实施例”、“一些实施例”、“示例”、“具体示例”、或“一些示例”等的描述意指结合该实施例或示例描述的具体特征、结构、材料或者特点包含于本发明的至少一个实施例或示例中。在本说明书中,对上述术语的示意性表述不一定指的是相同的实施例或示例。而且,描述的具体特征、结构、材料或者特点可以在任何一个或多个实施例或示例中以合适的方式结合。

[0117] 尽管已经示出和描述了本发明的实施例,本领域的普通技术人员可以理解:在不脱离本发明的原理和宗旨的情况下可以对这些实施例进行多种变化、修改、替换和变型,本发明的范围由权利要求及其等同物限定。

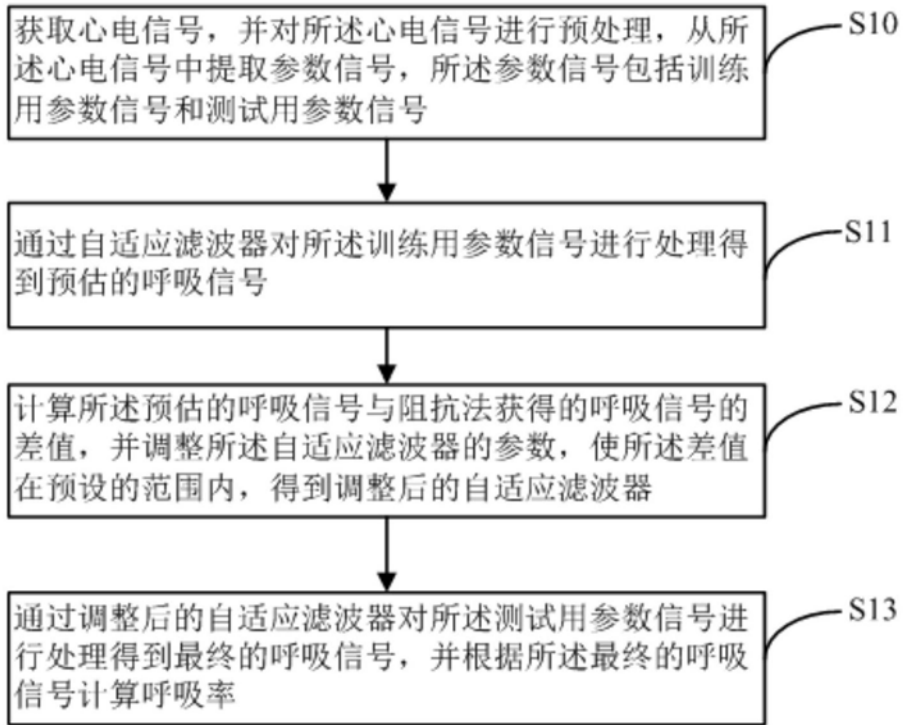


图1

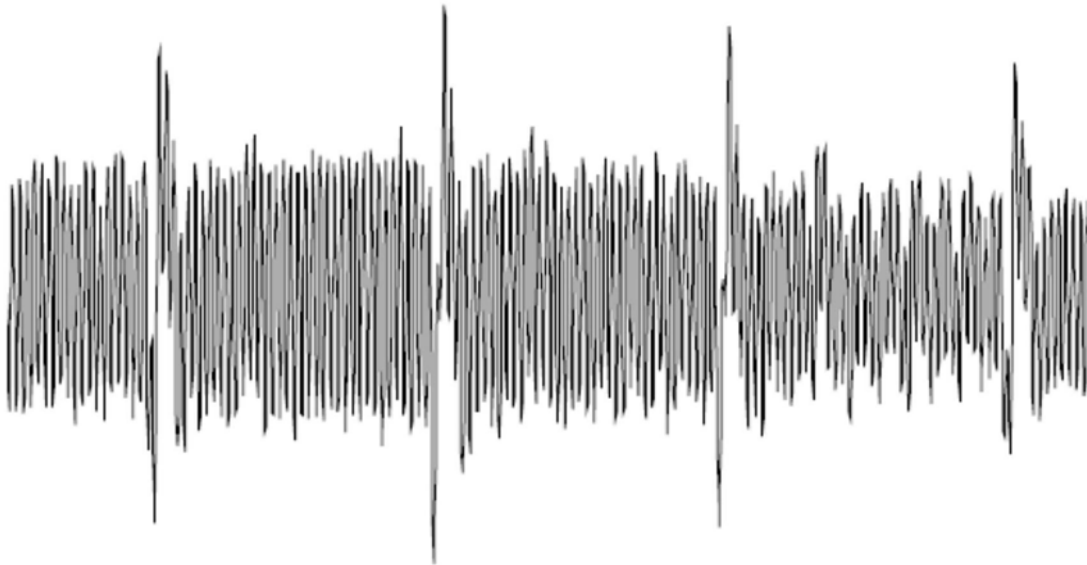


图2

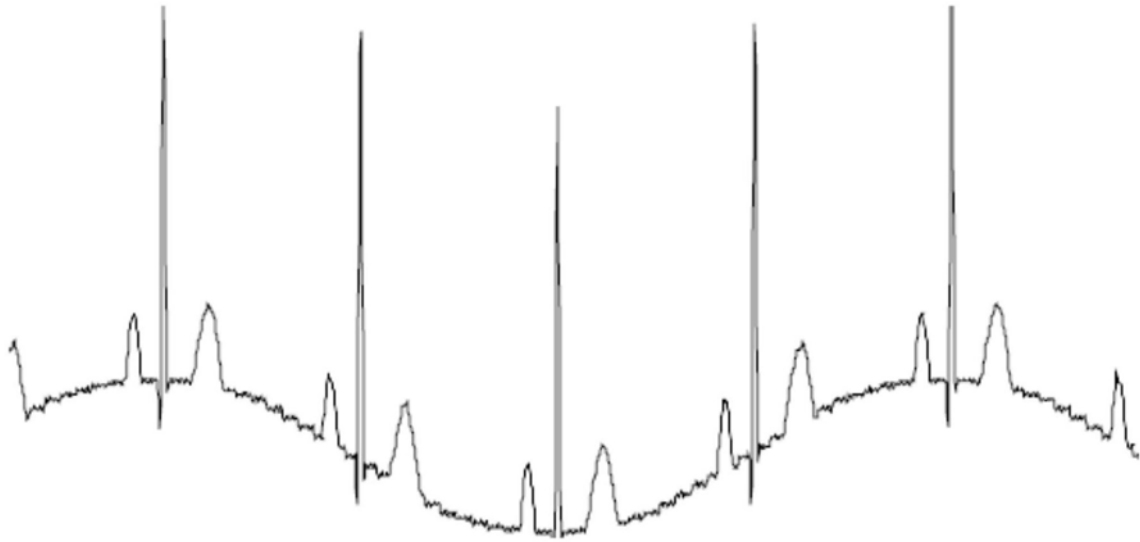


图3

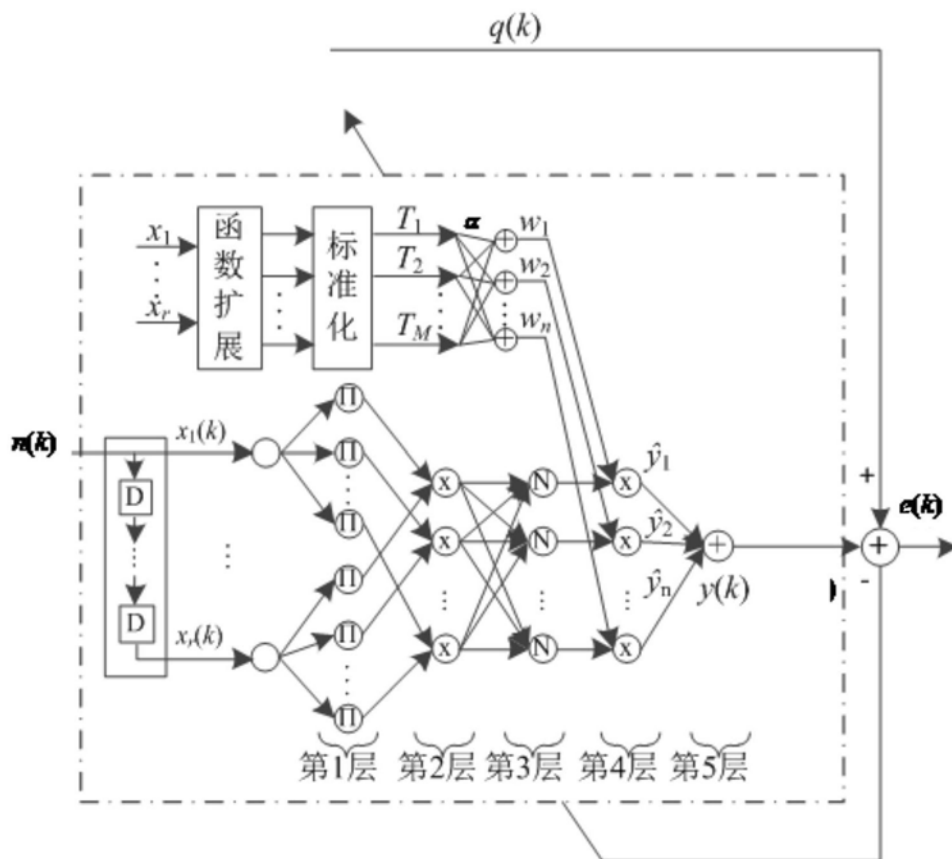


图4

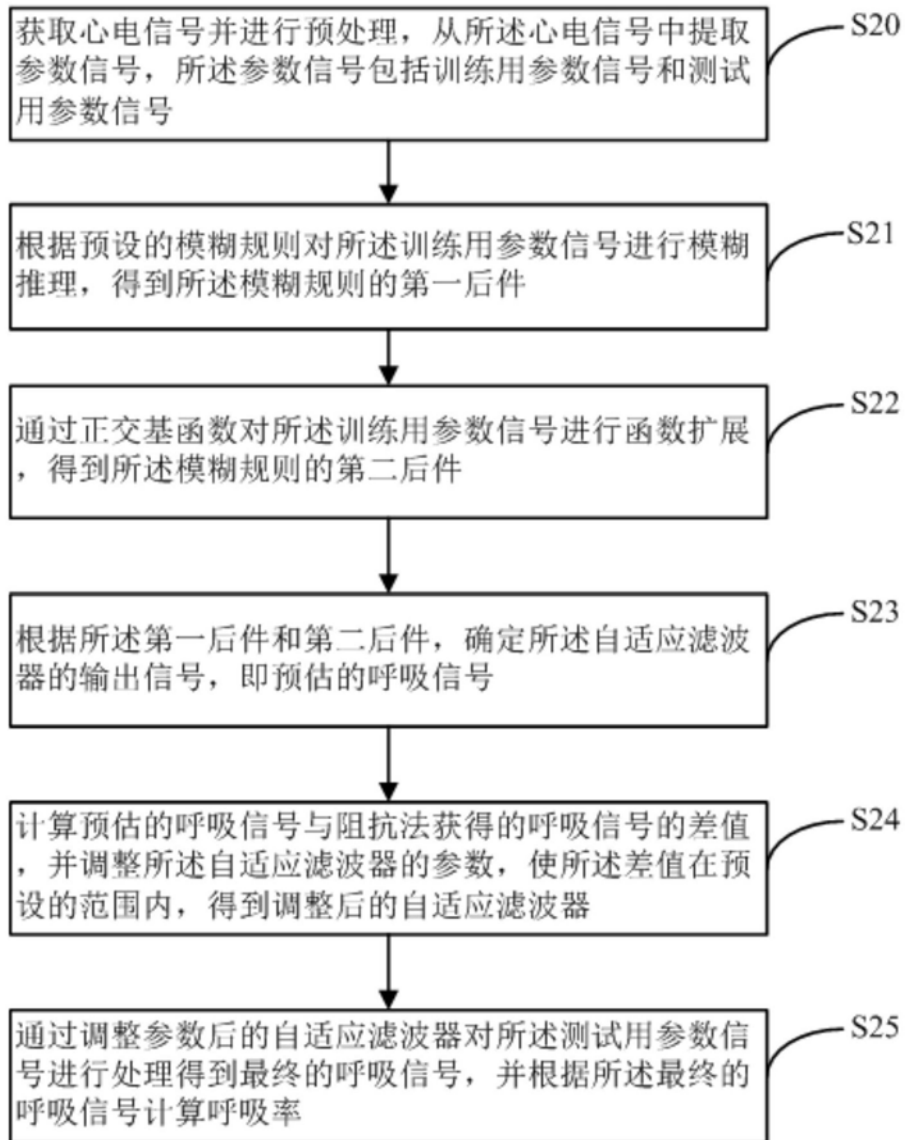


图5

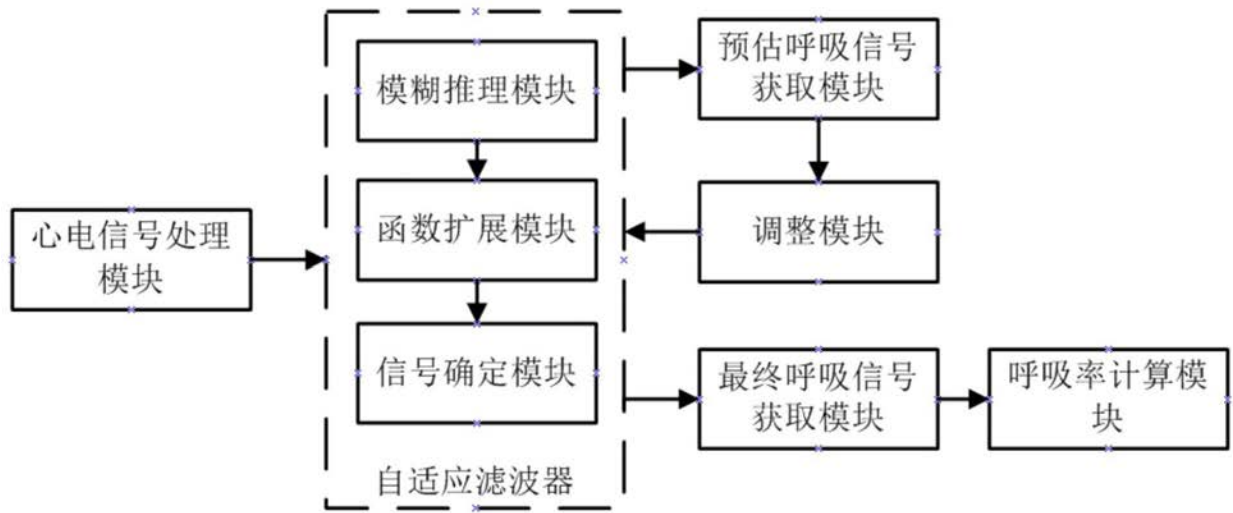


图6

专利名称(译)	一种基于心电信号计算呼吸率的方法及装置		
公开(公告)号	CN106510716B	公开(公告)日	2019-09-20
申请号	CN201610976312.5	申请日	2016-11-07
[标]申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
[标]发明人	胡静		
发明人	胡静		
IPC分类号	A61B5/08 A61B5/0402 A61B5/00		
代理人(译)	何世磊		
审查员(译)	张瑞娟		
其他公开文献	CN106510716A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种基于心电信号计算呼吸率的方法和装置，该方法包括步骤：获取心电信号并进行预处理，从所述心电信号中提取参数信号，参数信号包括训练用参数信号和测试用参数信号；自适应滤波器对训练用参数信号进行处理得到预估的呼吸信号；计算所述预估的呼吸信号与阻抗法获得的呼吸信号的差值，并调整所述自适应滤波器的参数，使所述差值在预设的范围内；通过调整参数后的自适应滤波器对所述测试用参数信号进行处理得到最终的呼吸信号，并计算呼吸率。本发明通过自适应滤波器的自适应调整，得到满足呼吸信号的纯净度要求的自适应滤波器的模型，通过调整后的自适应滤波器，将心电信号上的呼吸频率信号解调出来，实现对受试者呼吸行为的监测。

