



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106344022 B

(45)授权公告日 2019.07.16

(21)申请号 201610828637.9

A61B 5/00(2006.01)

(22)申请日 2016.09.18

(56)对比文件

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106344022 A

CN 101528126 A, 2009.09.09,

CN 105722457 A, 2016.06.29,

US 2011257552 A1, 2011.10.20,

JP 2010512868 A, 2010.04.30,

(43)申请公布日 2017.01.25

(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

邓宝芸等.基于心电和脉搏波数据融合的呼吸率估计.《中国生物医学工程学报》.2012,第31卷(第2期),第211-216页.

(72)发明人 胡静

张金宝,王杰华.由心电信号提取呼吸信息的算法及其仿真实现.《南通大学学报(自然科学版)》.2014,第13卷(第1期),第12-17页.

(74)专利代理机构 广州三环专利商标代理有限公司 44202

代理人 麦小婵 郝传鑫

审查员 舒玉

(51)Int.Cl.

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

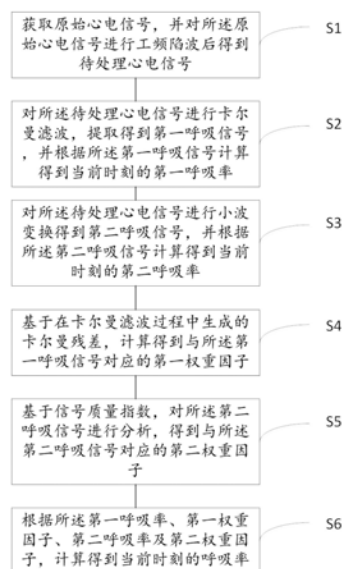
权利要求书3页 说明书9页 附图4页

(54)发明名称

一种呼吸率提取方法及装置

(57)摘要

本发明公开了一种呼吸率提取方法,包括:获取原始心电信号,并对所述原始心电信号工频陷波后得到待处理心电信号;对所述待处理心电信号进行卡尔曼滤波,提取得到第一呼吸信号,并根据所述第一呼吸信号计算得到当前时刻的第一呼吸率;对所述待处理心电信号进行小波变换得到第二呼吸信号,并根据所述第二呼吸信号计算得到当前时刻的第二呼吸率;基于在卡尔曼滤波过程中生成的卡尔曼残差,计算得到与所述第一呼吸信号对应的第一权重因子;基于信号质量指数,对所述第二呼吸信号进行分析,得到与所述第二呼吸信号对应的第二权重因子;计算得到当前时刻的呼吸率。本发明还公开了一种呼吸率提取装置,能够便捷有效提取呼吸信号,计算得到准确稳定的呼吸率。



1. 一种呼吸率提取方法,其特征在于,包括:

获取原始心电信号,并对所述原始心电信号进行工频陷波后得到待处理心电信号;

对所述待处理心电信号进行卡尔曼滤波,提取得到第一呼吸信号,并根据所述第一呼吸信号计算得到当前时刻的第一呼吸率;

对所述待处理心电信号进行小波变换得到第二呼吸信号,并根据所述第二呼吸信号计算得到当前时刻的第二呼吸率;

基于在卡尔曼滤波过程中生成的卡尔曼残差,计算得到与所述第一呼吸信号对应的第一权重因子;

基于信号质量指数,对所述第二呼吸信号进行分析,得到与所述第二呼吸信号对应的第二权重因子;

根据所述第一呼吸率、第一权重因子、第二呼吸率及第二权重因子,计算得到当前时刻的呼吸率。

2. 根据权利要求1所述的呼吸率提取方法,其特征在于,在对所述待处理心电信号进行小波变换得到第二呼吸信号之前,还包括:

对所述待处理心电信号进行降采样。

3. 根据权利要求1所述的呼吸率提取方法,其特征在于,所述对所述待处理心电信号进行卡尔曼滤波,提取得到第一呼吸信号,并根据所述第一呼吸信号计算得到当前时刻的第一呼吸率具体为:

对所述待处理心电数据进行卡尔曼滤波,提取得到第一呼吸信号;

从所述第一呼吸信号中提取最近生成的两个波峰之间的时间间隔;

根据所述时间间隔进行采样率换算得到当前时刻的第一呼吸率。

4. 根据权利要求1所述的呼吸率提取方法,其特征在于,所述第一权重因子通过对 $\exp\left(K_k \left(Z_k - H\hat{X}_k\right)\right)^{-1}$ 进行归一化获得,其中, $Z_k - H\hat{X}_k$ 为卡尔曼残差, K_k 为所述卡尔曼残差的增益系数。

5. 根据权利要求1所述的呼吸率提取方法,其特征在于,所述对所述待处理心电信号进行小波变换得到第二呼吸信号,并根据所述第二呼吸信号计算得到当前时刻的第二呼吸率具体为:

根据香农-奈奎斯特采样原理及所述待处理心电信号的采样频率进行频段分层,计算得到每层的频率范围;

依据所述频段分层中每层的频率范围及预置的通带频率确定小波分解和重构所需的层数;

根据与所述小波分解所需的层数及预先选择的母小波进行信号分解,得到按频段划分的多层波形;

根据与所述小波重构所需的层数对应的系数及分解得到的所述多层波形进行信号重构,得到第二呼吸信号;

从所述第二呼吸信号中提取最近生成的两个波峰之间的时间间隔;

根据所述时间间隔进行采样率换算得到当前时刻的第二呼吸率。

6. 根据权利要求5所述的呼吸率提取方法,其特征在于,所述通带频率的上限截止频率

为0.8Hz,所述通带频率的下限截止频率为0.1Hz。

7. 根据权利要求1所述的呼吸率提取方法,其特征在于,所述根据所述第一呼吸率、第一权重因子、第二呼吸率及第二权重因子,计算得到当前时刻的呼吸率具体为:

当判断所述第一权重因子大于预设的基准值且所述第二权重因子小于所述基准值时,将所述第一呼吸率设置为当前时刻的呼吸率;

当判断所述第一权重因子小于预设的基准值且所述第二权重因子大于所述基准值时,将所述第二呼吸率设置为当前时刻的呼吸率;

当判断所述第一权重因子及所述第二权重因子均大于预设的基准值时,根据所述第一权重因子及所述第二权重因子对所述第一呼吸率和第二呼吸率进行加权求和,计算得到当前时刻的呼吸率。

8. 一种呼吸率提取装置,其特征在于,包括:

工频陷波单元,用于获取原始心电信号,并对所述原始心电信号进行工频陷波后得到待处理心电信号;

滤波单元,对所述待处理心电信号进行卡尔曼滤波得到第一呼吸信号,并根据所述第一呼吸信号计算得到当前时刻的第一呼吸率;

小波变换单元,对所述待处理心电信号进行小波变换得到第二呼吸信号,并根据所述第二呼吸信号计算得到当前时刻的第二呼吸率;

第一权重因子计算单元,用于基于在卡尔曼滤波过程中生成的卡尔曼残差计算得到与所述第一呼吸信号对应的第一权重因子;

第二权重因子计算单元,用于基于信号质量指数对所述第二呼吸信号进行分析,计算得到与所述第二呼吸信号对应的第二权重因子;

呼吸率计算单元,用于根据所述第一呼吸率、第一权重因子、第二呼吸率及第二权重因子,计算得到当前时刻的呼吸率。

9. 根据权利要求8所述的呼吸率提取装置,其特征在于,所述滤波单元具体包括:

滤波子模块,用于利用卡尔曼滤波器对所述待处理心电信号进行滤波,提取得到第一呼吸信号;

第一时间间隔提取模块,用于从所述第一呼吸信号中提取最近生成的两个波峰之间的时间间隔;

第一呼吸率计算模块,用于根据所述时间间隔进行采样率换算得到当前时刻的第一呼吸率。

10. 根据权利要求8所述的呼吸率提取装置,其特征在于,所述小波变换单元具体包括:

频段分成模块,用于根据香农-奈奎斯特采样原理及所述待处理心电信号的采样频率进行频段分层,计算得到每层的频率范围;

层数确定模块,用于依据所述频段分层每层的频率范围及通带频率确定小波分解和重构所需的层数;

信号分解模块,用于根据与所述小波分解所需的层数及预先选择的母小波进行信号分解,得到按频段划分的多层波形;

信号重构模块,用于根据与所述小波重构所需的层数对应的系数及分解得到的所述多层波形进行信号重构,得到第二呼吸信号;

第二时间间隔提取模块,用于从所述第二呼吸信号中提取最近生成的两个波峰之间的时间间隔;

第二呼吸率计算模块,用于根据所述时间间隔进行采样率换算得到当前时刻的第二呼吸率。

11. 据权利要求8所述的呼吸率提取装置,其特征在于,所述呼吸率计算单元具体包括:

第一判断模块,用于当判断所述第一权重因子大于预设的基准值且所述第二权重因子小于所述基准值时,将所述第一呼吸率设置为当前时刻的呼吸率;

第二判断模块,用于当判断所述第一权重因子小于预设的基准值且所述第二权重因子大于所述基准值时,将所述第二呼吸率设置为当前时刻的呼吸率;

第三判断模块,用于当判断所述第一权重因子及所述第二权重因子均大于预设的基准值时,根据所述第一权重因子及所述第二权重因子对所述第一呼吸率和第二呼吸率进行加权求和,计算得到当前时刻的呼吸率。

一种呼吸率提取方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及呼吸检测领域,尤其涉及一种呼吸率提取方法及装置。

背景技术

[0002] 呼吸是人体重要的生理过程,对人体呼吸的监护检测也是现代医学监护技术的一个重要组成部分。患者不论是呼吸系统本身的病变或是其他重要脏器的病变发展到一定程度都会影响呼吸中枢。多脏器系统功能衰竭往往累及呼吸功能的衰竭,呼吸功能的衰竭又导致其他脏器功能的衰竭,互为因果。

[0003] 现有技术对呼吸运动主要使用下列方法检测: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:利用超声波产生多普勒现象,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。

[0004] 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的心脏电轴旋转造成QRS波群形态发生了变化。QRS波是指正常心电图中幅度最大的波群,反映心室除极的全过程。正常心室除极始于室间隔中部,自左向右方向除极,故QRS波群先呈现一个小向下的q波。正常胸导联QRS波群形态较恒定。从心电信号中提取呼吸信号(ECG-Derived Respiration, EDR)是一种呼吸信号检测技术,这种技术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。

[0005] 但现有从心电信号中提取呼吸信号的技术,在计算时主要采用波形法,该方法通过一段时间内波形的平均值(即基线值),来判定当前呼吸波处于上升或下降趋势,用极值的方法求得波形的波峰、波谷。根据一定的阈值条件来判定有效的波峰或波谷,再根据有效波峰或波谷的周期计算波形周期,从而得到呼吸率。这种算法虽然具有比较直观、运算量小的优点,但在实际过程中获取的呼吸波形或多或少会受到心电活动的影响,当波形出现基线漂移时,计算的基线值无法很快更新,会导致波形漏检致使呼吸率值偏低,其结果会有较大偏差。

发明内容

[0006] 针对上述问题,本发明的目的在于提供一种呼吸提取方法及装置,可在不受运动和环境的影响的情况下,实现呼吸率准确稳定的检测。

[0007] 本发明提供了一种呼吸率提取方法,所述方法包括:

[0008] 获取原始心电信号,并对所述原始心电信号进行工频陷波后得到待处理心电信号;

[0009] 对所述待处理心电信号进行卡尔曼滤波,提取得到第一呼吸信号,并根据所述第

一呼吸信号计算得到当前时刻的第一呼吸率；

[0010] 对所述待处理心电信号进行小波变换得到第二呼吸信号,并根据所述第二呼吸信号计算得到当前时刻的第二呼吸率；

[0011] 基于在卡尔曼滤波过程中生成的卡尔曼残差,计算得到与所述第一呼吸信号对应的第一权重因子；

[0012] 基于信号质量指数,对所述第二呼吸信号进行分析,得到与所述第二呼吸信号对应的第二权重因子；

[0013] 根据所述第一呼吸率、第一权重因子、第二呼吸率及第二权重因子,计算得到当前时刻的呼吸率。

[0014] 优选地,在对所述待处理心电信号进行小波变换得到第二呼吸信号之前,还包括：

[0015] 对所述待处理心电信号进行降采样。

[0016] 优选地,所述对所述待处理心电信号进行卡尔曼滤波,提取得到第一呼吸信号,并根据所述第一呼吸信号计算得到当前时刻的第一呼吸率具体为：

[0017] 对所述待处理心电数据进行卡尔曼滤波,提取得到第一呼吸信号；

[0018] 从所述第一呼吸信号中提取最近生成的两个波峰之间的时间间隔；

[0019] 根据所述时间间隔进行采样率换算得到当前时刻的第一呼吸率。

[0020] 优选地,所述第一权重因子通过对 $\exp\left(K_k\left(Z_k - H\hat{X}_k\right)\right)^{-1}$ 进行归一化获得,其中,

$Z_k - H\hat{X}_k$ 为卡尔曼残差, K_k 为所述卡尔曼残差的增益系数。

[0021] 优选地,所述对所述待处理心电信号进行小波变换得到第二呼吸信号,并根据所述第二呼吸信号计算得到当前时刻的第二呼吸率具体为：

[0022] 根据香农-奈奎斯特采样原理及所述待处理心电信号的采样频率进行频段分层,计算得到每层的频率范围；

[0023] 依据所述频段分层中每层的频率范围及预置的通带频率确定小波分解和重构所需的层数；

[0024] 根据与所述小波分解所需的层数及预先选择的母小波进行信号分解,得到按频段划分的多层波形；

[0025] 根据与所述小波重构所需的层数对应的系数及分解得到的所述多层波形进行信号重构,得到第二呼吸信号；

[0026] 从所述第二呼吸信号中提取最近生成的两个波峰之间的时间间隔；

[0027] 根据所述时间间隔进行采样率换算得到当前时刻的第二呼吸率。

[0028] 优选地,所述通带频率的上限截止频率为0.8Hz,所述通带频率的下限截止频率为0.1Hz。

[0029] 优选地,所述根据所述第一呼吸率、第一权重因子、第二呼吸率及第二权重因子,计算得到当前时刻的呼吸率具体为：

[0030] 当判断所述第一权重因子大于预设的基准值且所述第二权重因子小于所述基准值时,将所述第一呼吸率设置为当前时刻的呼吸率；

[0031] 当判断所述第一权重因子小于预设的基准值且所述第二权重因子大于所述基准值时,将所述第二呼吸率设置为当前时刻的呼吸率；

[0032] 当判断所述第一权重因子及所述第二权重因子均大于预设的基准值时,根据所述第一权重因子及所述第二权重因子对所述第一呼吸率和第二呼吸率进行加权求和,计算得到当前时刻的呼吸率。

[0033] 本发明提供了一种呼吸率提取装置,包括:

[0034] 工频陷波单元,用于获取原始心电信号,并对所述原始心电信号进行工频陷波后得到待处理心电信号;

[0035] 滤波单元,对所述待处理心电信号进行卡尔曼滤波得到第一呼吸信号,并根据所述第一呼吸信号计算得到当前时刻的第一呼吸率;

[0036] 小波变换单元,对所述待处理心电信号进行小波变换得到第二呼吸信号,并根据所述第二呼吸信号计算得到当前时刻的第二呼吸率;

[0037] 第一权重因子计算单元,用于基于在卡尔曼滤波过程中生成的卡尔曼残差计算得到与所述第一呼吸信号对应的第一权重因子;

[0038] 第二权重因子计算单元,用于基于信号质量指数对所述第二呼吸信号进行分析,计算得到与所述第二呼吸信号对应的第二权重因子;

[0039] 呼吸率计算单元,用于根据所述第一呼吸率、第一权重因子、第二呼吸率及第二权重因子,计算得到当前时刻的呼吸率。

[0040] 优选地,所述滤波单元具体包括:

[0041] 滤波子模块,用于利用卡尔曼滤波器对所述待处理心电信号进行滤波,提取得到第一呼吸信号;

[0042] 第一时间间隔提取模块,用于从所述第一呼吸信号中提取最近生成的两个波峰之间的时间间隔;

[0043] 第一呼吸率计算模块,用于根据所述时间间隔进行采样率换算得到当前时刻的第一呼吸率。

[0044] 优选地,所述小波变换单元具体包括:

[0045] 频段分成模块,用于根据香农-奈奎斯特采样原理及所述待处理心电信号的采样频率进行频段分层,计算得到每层的频率范围;

[0046] 层数确定模块,用于依据所述频段分层每层的频率范围及通带频率确定小波分解和重构所需的层数;

[0047] 信号分解模块,用于根据与所述小波分解所需的层数及预先选择的母小波进行信号分解,得到按频段划分的多层波形;

[0048] 信号重构模块,用于根据与所述小波重构所需的层数对应的系数及分解得到的所述多层波形进行信号重构,得到第二呼吸信号;

[0049] 第二时间间隔提取模块,用于从所述第二呼吸信号中提取最近生成的两个波峰之间的时间间隔;

[0050] 第二呼吸率计算模块,用于根据所述时间间隔进行采样率换算得到当前时刻的第二呼吸率。

[0051] 优选地,所述呼吸率计算单元具体包括:

[0052] 第一判断模块,用于当判断所述第一权重因子大于预设的基准值且所述第二权重因子小于所述基准值时,将所述第一呼吸率设置为当前时刻的呼吸率;

[0053] 第二判断模块,用于当判断所述第一权重因子小于预设的基准值且所述第二权重因子大于所述基准值时,将所述第二呼吸率设置为当前时刻的呼吸率;

[0054] 第三判断模块,用于当判断所述第一权重因子及所述第二权重因子均大于预设的基准值时,根据所述第一权重因子及所述第二权重因子对所述第一呼吸率和第二呼吸率进行加权求和,计算得到当前时刻的呼吸率。

[0055] 本发明提供的呼吸率提取方法及装置,通过利用卡尔曼滤波技术与小波变换技术相结合的方式处理心电信号得到第一呼吸率及第二呼吸率,并根据与所述第一呼吸率对应的第一权重因子和与所述第二呼吸率对应的第二权重因子得到当前时刻的呼吸率,相比于现有由单一技术从心电信号得到呼吸信号的方案,计算结果更准确可靠,并可减轻由于外界或环境的干扰而引起的测量波动或误差,从而能够得到更为准确稳定的测量结果。

附图说明

[0056] 图1是根据本发明一实施例的呼吸率提取方法的流程图。

[0057] 图2是根据本发明一实施例的原始心电信号的波形图。

[0058] 图3是根据本发明一实施例的工频陷波后心电信号图。

[0059] 图4是根据本发明一实施例的卡尔曼滤波后提取得到的第一呼吸信号的波形图。

[0060] 图5是根据本发明一实施例的小波变换提取得到的第二呼吸信号的波形图。

[0061] 图6是根据本发明一实施例的呼吸率提取装置的结构示意图。

[0062] 图7是根据本发明一实施例的滤波单元的结构示意图。

[0063] 图8是根据本发明一实施例的小波变换单元的结构示意图。

[0064] 图9是根据本发明一实施例的呼吸率计算单元的结构示意图。

具体实施方式

[0065] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0066] 本发明提供了一种呼吸率提取方法,用于从心电信号中提取出呼吸信息,由于呼吸作用引起的心电图中的基线漂移,把呼吸信息看作是心电信号的低频成分,通过去除呼吸频率以外的信号,从而得到所需提取的呼吸信息。

[0067] 参见图1,本发明实施例提供了一种呼吸率提取方法,包括如下步骤:

[0068] S1,获取原始心电信号,并对所述原始心电信号进行工频陷波后得到待处理心电信号。

[0069] 参见图2,为根据本发明一实施例的原始心电信号的波形图。所述原始心电信号包含大量的工频干扰,需要进行50Hz工频陷波,以滤除工频干扰,参见图3,为根据本发明一实施例的工频陷波后心电信号图。

[0070] 需要说明的是,在本发明实施例中,由于需要对待处理心电信号进行小波变换,若所述原始心电信号的采样频率较大(通常为500Hz),则会导致小波分解的层数太高,计算量增大,不利于后续的小波变换。因此,需对工频陷波后待处理心电信号进行降采样处理。

[0071] 在本发明实施例中,可将所述待处理心电信号降采样至100Hz。当然,也可根据实际的需要降采样至其他频率,如50Hz,200Hz等,本发明不做具体限定。

[0072] S2,对所述待处理心电信号进行卡尔曼滤波,提取得到第一呼吸信号,并根据所述第一呼吸信号计算得到当前时刻的第一呼吸率。

[0073] 在本发明实施例中,可通过将所述待处理心电信号输入到卡尔曼滤波器中,实现对所述待处理心电信号进行卡尔曼滤波,所述卡尔曼滤波器的工作过程大致为:

[0074] 预估过程,利用时间更新方程建立对当前状态的先验估计,及时向前推算当前状态变量和误差协方差估计的值,为下一个时间状态构造先验估计值。

[0075] 校正过程,利用状态更新方程在预估过程先验估计值及当前测量变量的基础上建立起对当前状态的改进的后验估计。

[0076] 其中,所述卡尔曼滤波器的时间更新方程为:

$$[0077] \quad \hat{X}_k^- = A\hat{X}_{k-1} + B\hat{U}_{k-1} \quad (1)$$

$$[0078] \quad P_k^- = AP_{k-1}A^T + Q \quad (2)$$

[0079] 其中,所述卡尔曼滤波器状态更新方程为:

$$[0080] \quad K_k = P_k^- H^T (HP_k^- H^T + R)^{-1} \quad (3)$$

$$[0081] \quad \hat{X}_k = \hat{X}_k^- + K_k (Z_k - H\hat{X}_k^-) \quad (4)$$

$$[0082] \quad P_k = (1 - K_k H) P_k^- \quad (5)$$

[0083] 其中, $\hat{X}_k$ 为第k步之前的状态已知的情况下第k步的先验状态估计值(一代表先验, ^代表估计);

[0084] A为作用在 X_{k-1} 上的 $n \times n$ 状态变换矩阵;

[0085] B为作用在控制向量 U_{k-1} 上的 $n \times 1$ 输入控制矩阵;

[0086] H为 $m \times n$ 观测模型矩阵,它把真实状态空间映射成观测空间;

[0087] P_k^- 为 $n \times n$ 先验估计误差协方差矩阵;

[0088] P_k 为 $n \times n$ 后验估计误差协方差矩阵;

[0089] R为 $n \times n$ 过程噪声协方差矩阵;

[0090] I为 $n \times n$ 阶单位矩阵;

[0091] $(Z_k - H\hat{X}_k^-)$ 是指卡尔曼残差;

[0092] K_k 为 $n \times m$ 阶矩阵,称为卡尔曼增益或混合因数,是卡尔曼残差的增益系数,其作用是使后验估计误差协方差最小。

[0093] 在本发明实施例中,在获得所述第一呼吸信号后,参见图4,为根据本发明一实施例的滤波器提取得到的第一呼吸信号的波形图。对所述第一呼吸信号进行处理即可计算得到第一呼吸率R1,具体为:

[0094] 通过求极值法在所述第一呼吸信号的波形图中寻找第一呼吸信号的波峰(或者波谷),参见图4中的点标记。

[0095] 通过提取最近生成的两个波峰之间的时间间隔,以得到当前时刻的周期T1。

[0096] 对所述周期进行采样率换算即可得到当前时刻的第一呼吸率R1。

[0097] 例如, $R1 = 60/T1$ 。

[0098] S3,对所述待处理心电信号进行小波变换得到第二呼吸信号,并根据所述第二呼吸信号计算得到当前时刻的第二呼吸率。

[0099] 在本发明实施例中,步骤S3具体包括:

[0100] S31,根据香农-奈奎斯特采样原理及所述待处理心电信号的采样频率进行频段分层,计算得到每层的频率范围。

[0101] 根据香农-奈奎斯特采样原理,设待处理心电信号的采样频率为 f_s ,目标频段为 f_1 - f_2 (Hz),运用小波变换分解的层数为 N ,由奈奎斯特定律可知,则有:

$$[0102] \quad f_1 = (f_s/2) / 2^{N_1} \quad (6)$$

$$[0103] \quad f_2 = (f_s/2) / 2^{N_2} \quad (7)$$

$$[0104] \quad N > N_1 \quad (N_1 > N_2) \quad (8)$$

[0105] 即需要重构的小波的层数为 $N_2 \sim N_1$ 层。

[0106] S32,依据所述频段分层中每层的频率范围及预置的通带频率确定小波分解和重构所需的层数;

[0107] 假设所述待处理心电信号被降采样至100Hz,则 f_s 为100Hz,信号最高频率为50Hz,根据公式(6)、(7)、(8)可知,每一层对应的频段如下:

[0108]

频段	频率范围/Hz	频段	频率范围/Hz
A1	0~25	D1	25~50
A2	1~12.5	D2	12.5~25
A3	0~6.25	D3	6.25~12.5
A4	0~3.125	D4	3.125~6.25
A5	0~1.625	D5	1.625~3.125
A6	0~0.8125	D6	0.8125~1.625
A7	0~0.40625	D7	0.40625~0.8125
A8	0~0.203125	D8	0.203125~0.40625
A9	0~0.10156	D9	0.10156~0.203125

[0109] 由于呼吸信号的频段范围通常为0.1~0.4Hz,考虑到呼吸急促的情况,将频段扩展为0.1~0.8Hz,心电的频率范围为0.9~6Hz,因此,能够很好地分离呼吸信号和心电信号,所以,选用第9、8、7层的近似系数(D9/D8/D7)来重构信号。

[0110] S33,根据与所述小波分解所需的层数及预先选择的母小波进行信号分解,得到按频段划分的多层波形。

[0111] 在本发明实施例中,经验证,coifN小波和dmey小波的提取效果较佳,且优选地,以coif3小波基作为母小波时,具有最佳的提取效果。因而本发明实施例采用coif3小波基作为母小波进行小波分解。当然,可以理解的是,在本发明的其他实施例中,也可选取其他的母小波,如db小波等,本发明不做具体限定。

[0112] 在本发明实施例中,在分解时,可得到 N 层波形,此时,可提取 $N_2 \sim N_1$ 层对应的波形来进行重构。

[0113] S34,根据与所述小波重构所需的层数对应的系数及分解得到的所述多层波形进行信号重构,得到第二呼吸信号。

[0114] 由步骤S33可知,小波重构所需的层数为第9、8、7层,此时,即可根据与所述小波重构所需的层数对应的系数及分解得到的所述多层波形进行信号重构,得到第二呼吸信号。

[0115] 参见图5,为根据本发明一实施例的小波变换提取得到的第二呼吸信号的波形图。

[0116] 在本发明实施例中,在获得所述第二呼吸信号后,即可计算第二呼吸率R2,具体为:

[0117] 通过求极值法在所述第二呼吸信号的波形图中寻找第二呼吸信号的波峰(或者波谷),参见图5中的点标记。

[0118] 通过提取最近生成的两个波峰之间的时间间隔,以得到周期T2。

[0119] 根据采样率换算即可得到实时的第二呼吸率R2。

[0120] S4,基于在卡尔曼滤波过程中生成的卡尔曼残差,计算得到与所述第一呼吸信号对应的第一权重因子;

[0121] 在本发明实施例中,步骤S4具体为:

[0122] 通过对 $\exp\left(K_k\left(Z_k - H\hat{X}_k\right)\right)^{-1}$ 进行归一化获得所述第一权重因子,其中,

$Z_k - H\hat{X}_k$ -为所述卡尔曼残差, K_k 为所述卡尔曼残差的增益系数。

[0123] S5,基于信号质量指数,对所述第二呼吸信号进行分析,得到与所述第二呼吸信号对应的第二权重因子;

[0124] 在本发明实施例中,具体的,可通过对所述第二呼吸信号进行功率谱分析,分析所述第二呼吸信号的谱分布,得到与所述第二呼吸信号对应的第二权重因子。

[0125] 当然,也可通过分析所述第二呼吸信号的峰值谱或其他谱的分布来计算得到所述第二权重因子,本发明不做具体限定。

[0126] S6,根据所述第一呼吸率、第一权重因子、第二呼吸率及第二权重因子,计算得到当前时刻的呼吸率。

[0127] 在本发明实施例中,可通过对第一呼吸率R1及第二呼吸率R2进行加权平均来计算得到当前时刻的呼吸率R。

[0128] 即:

[0129] $R = \mu_1 * R_1 + \mu_2 * R_2$ (9)

[0130] 其中, μ_1 为第一权重因子, μ_2 为第二权重因子。

[0131] 需要说明的是,在进行加权平均之前,需先对 μ_1 和 μ_2 进行归一化处理,具体地,假设 $\mu_1 + \mu_2 = a$,则需要分别对 μ_1 和 μ_2 乘以归一化系数 $1/a$ 进行归一化,保证归一化后的 $\mu_1 + \mu_2 = 1$ 。

[0132] 本发明提供的呼吸率提取方法,通过利用卡尔曼滤波技术与小波变换技术相结合的方式处理心电信号得到第一呼吸率及第二呼吸率,并根据与所述第一呼吸率对应的第一权重因子和与所述第二呼吸率对应的第二权重因子得到当前时刻的呼吸率,相比于现有由单一技术从心电信号得到呼吸信号的方案,计算结果更准确可靠,并可减轻由于外界或环境的干扰而引起的测量波动或误差,从而能够得到更为准确稳定的测量结果。

[0133] 需要说明的是,为了防止第一呼吸信号或第二呼吸信号质量较差而导致的计算结果不准确,在本发明的优选实施例中,所述步骤S6还可为:

[0134] S61,当判断所述第一权重因子大于预设的基准值且所述第二权重因子小于所述基准值时,将所述第一呼吸率设置为当前时刻的呼吸率。

[0135] 当所述第二权重因子小于所述基准值时,可以认为第二呼吸信号的信号质量较差,此时,直接将所述第一呼吸率R1设置为当前时刻的呼吸率R。

[0136] S62,当判断所述第一权重因子小于预设的基准值且所述第二权重因子大于所述基准值时,将所述第二呼吸率设置为当前时刻的呼吸率。

[0137] 当所述第一权重因子小于所述基准值时,可以认为第一呼吸信号的信号质量较差,此时,直接将所述第一呼吸率R1设置为当前时刻的呼吸率R。

[0138] S63,当判断所述第一权重因子及所述第二权重因子均大于预设的基准值时,根据所述第一权重因子及所述第二权重因子对所述第一呼吸率和第二呼吸率进行加权求和,计算得到当前时刻的呼吸率。

[0139] 即: $R = \mu_1 * R_1 + \mu_2 * R_2$ 。

[0140] 本优选实施例中,如果权重因子较小,则说明对应的呼吸信号质量较差,则直接去掉与质量较差呼吸信号对应的呼吸率,保证计算结果的准确和稳定。

[0141] 参阅图6,本发明实施例还提供一种呼吸率提取装置100,包括:

[0142] 工频陷波单元10,用于获取原始心电信号,并对所述原始心电信号进行工频陷波后得到待处理心电信号。

[0143] 滤波单元20,对所述待处理心电信号进行卡尔曼滤波得到第一呼吸信号,并根据所述第一呼吸信号计算得到当前时刻的第一呼吸率。

[0144] 小波变换单元30,对所述待处理心电信号进行小波变换得到第二呼吸信号,并根据所述第二呼吸信号计算得到当前时刻的第二呼吸率。

[0145] 第一权重因子计算单元40,用于基于在卡尔曼滤波过程中生成的卡尔曼残差计算得到与所述第一呼吸信号对应的第一权重因子;

[0146] 第二权重因子计算单元50,用于基于信号质量指数对所述第二呼吸信号进行分析,计算得到与所述第二呼吸信号对应的第二权重因子;

[0147] 呼吸率计算单元60,用于根据所述第一呼吸率、第一权重因子、第二呼吸率及第二权重因子,计算得到当前时刻的呼吸率。

[0148] 其中,优选地,所述呼吸率提取装置100还包括:

[0149] 降采样单元,用于对所述待处理心电信号进行降采样。

[0150] 其中,如图7所示,优选地,所述滤波单元20具体包括:

[0151] 滤波子模块21,用于对所述待处理心电信号进行卡尔曼滤波,提取得到第一呼吸信号;

[0152] 第一时间间隔提取模块22,用于从所述第一呼吸信号中提取最近生成的两个波峰之间的时间间隔;

[0153] 第一呼吸率计算模块23,用于根据所述时间间隔进行采样率换算得到当前时刻的第一呼吸率。

[0154] 其中,如图8所示,优选地,所述小波变换单元30具体包括:

[0155] 频段分层模块31,用于根据香农-奈奎斯特采样原理及所述待处理心电信号的采样频率进行频段分层,计算得到每层的频率范围;

[0156] 层数确定模块32,用于依据所述频段分层每层的频率范围及通带频率确定小波分解和重构所需的层数;

[0157] 信号分解模块33,用于根据与所述小波分解所需的层数及预先选择的母小波进行信号分解,得到按频段划分的多层波形;

[0158] 信号重构模块34,用于根据与所述小波重构所需的层数对应的系数及分解得到的所述多层波形进行信号重构,得到第二呼吸信号;

[0159] 第二时间间隔提取模块35,用于从所述第二呼吸信号中提取最近生成的两个波峰之间的时间间隔;

[0160] 第二呼吸率计算模块36,用于根据所述时间间隔进行采样率换算得到当前时刻的第二呼吸率。

[0161] 其中,如图9所示,优选地,所述呼吸率计算单元60具体包括:

[0162] 第一判断模块61,用于当判断所述第一权重因子大于预设的基准值且所述第二权重因子小于所述基准值时,将所述第一呼吸率设置为当前时刻的呼吸率;

[0163] 第二判断模块62,用于当判断所述第一权重因子小于预设的基准值且所述第二权重因子大于所述基准值时,将所述第二呼吸率设置为当前时刻的呼吸率;

[0164] 第三判断模块63,用于当判断所述第一权重因子及所述第二权重因子均大于预设的基准值时,根据所述第一权重因子及所述第二权重因子对所述第一呼吸率和第二呼吸率进行加权求和,计算得到当前时刻的呼吸率。

[0165] 本发明提供的呼吸率提取装置100,通过利用卡尔曼滤波技术与小波变换技术相结合的方式处理心电信号得到第一呼吸率及第二呼吸率,并通过加权求和得到当前时刻的呼吸率,相比于现有由单一技术从心电信号得到呼吸信号的方案,计算结果更准确可靠,并可减轻由于外界或环境的干扰而引起的测量波动或误差,从而能够得到更为准确稳定的测量结果。

[0166] 以上所揭露的仅为本发明一种较佳实施例而已,当然不能以此来限定本发明之权利范围,本领域普通技术人员可以理解实现上述实施例的全部或部分流程,并依本发明权利要求所作的等同变化,仍属于发明所涵盖的范围。

[0167] 本领域普通技术人员可以理解实现上述实施例方法中的全部或部分流程,是可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成,所述的程序可存储于一计算机可读取存储介质中,该程序在执行时,可包括如上述各方法的实施例的流程。其中,所述的存储介质可为磁碟、光盘、只读存储记忆体(Read-Only Memory,ROM)或随机存储记忆体(Random Access Memory,RAM)等。

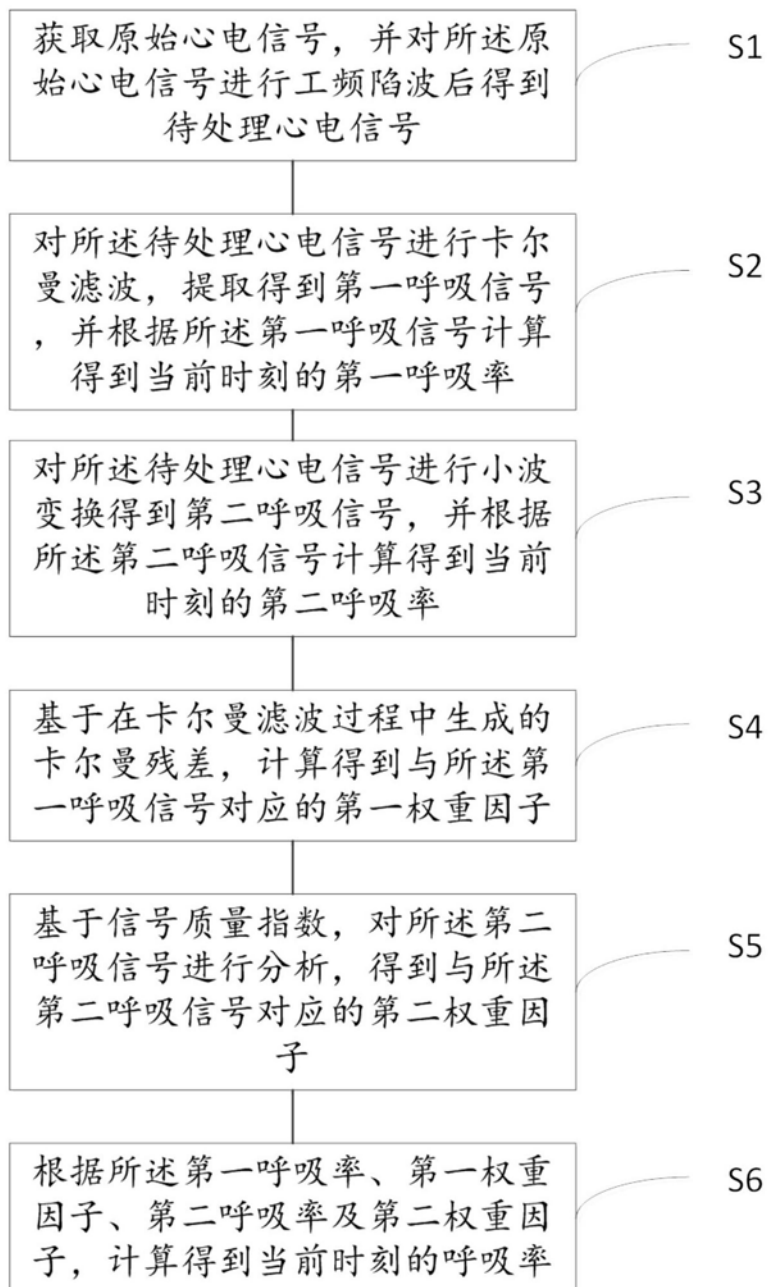


图1

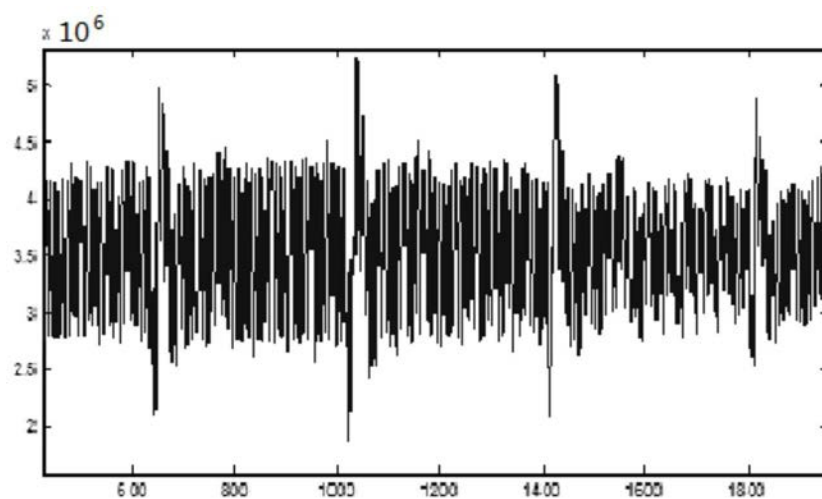


图2

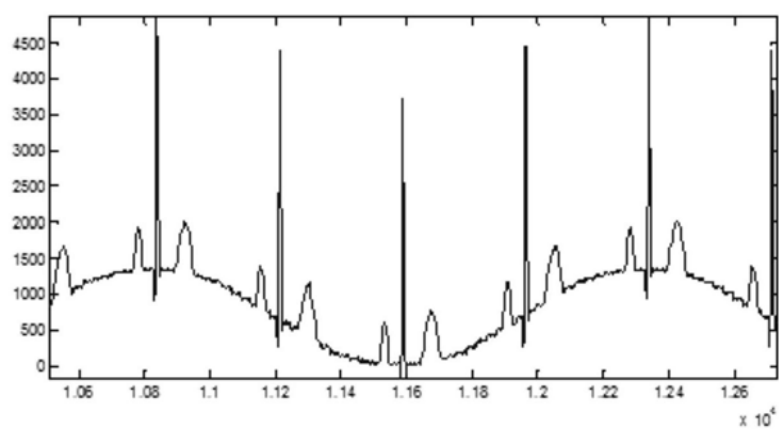


图3

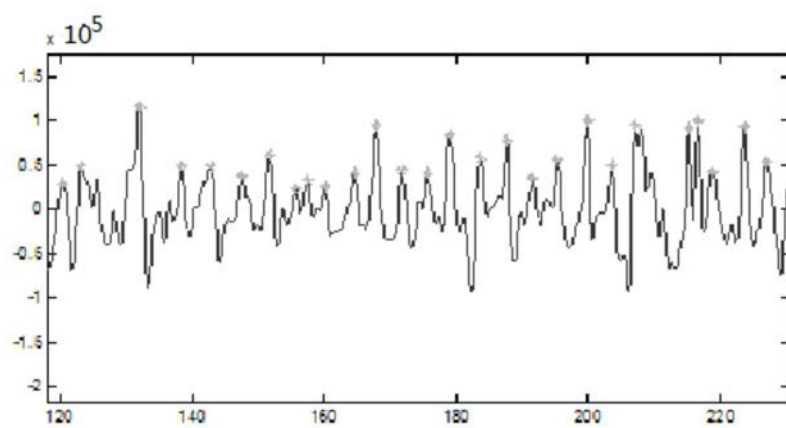


图4

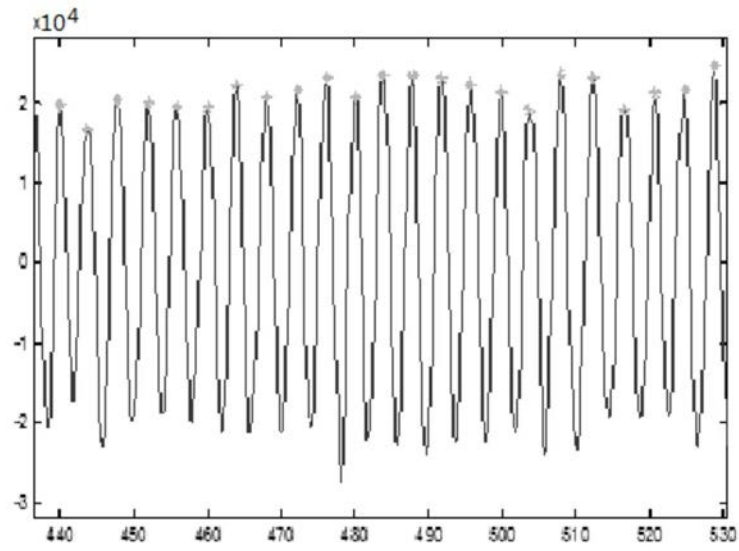


图5

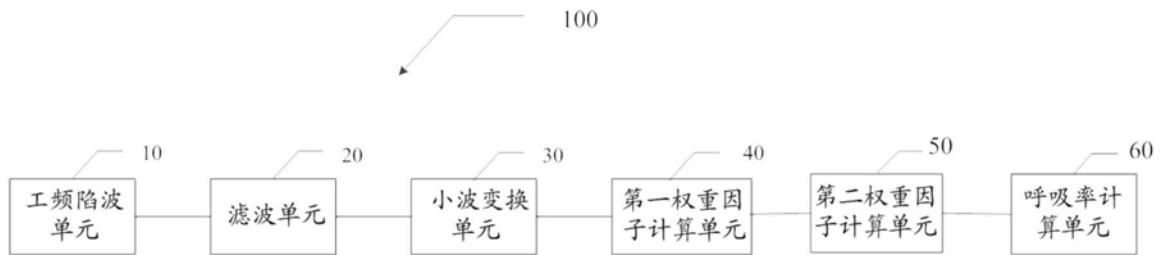


图6

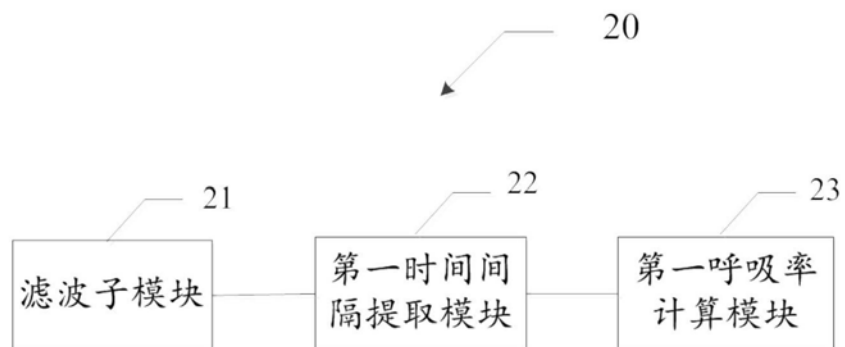


图7

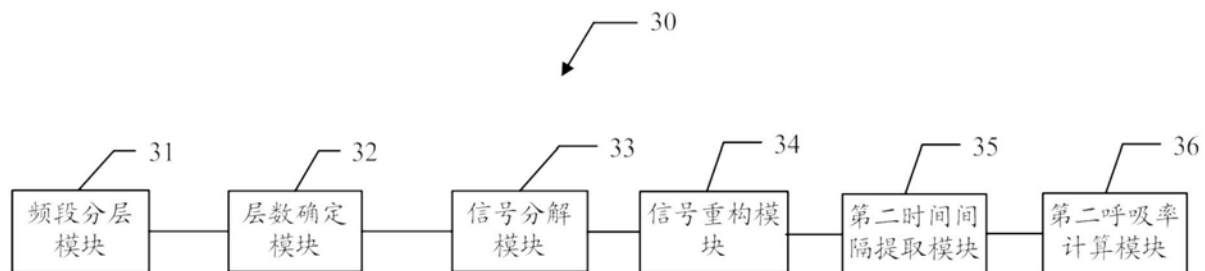


图8

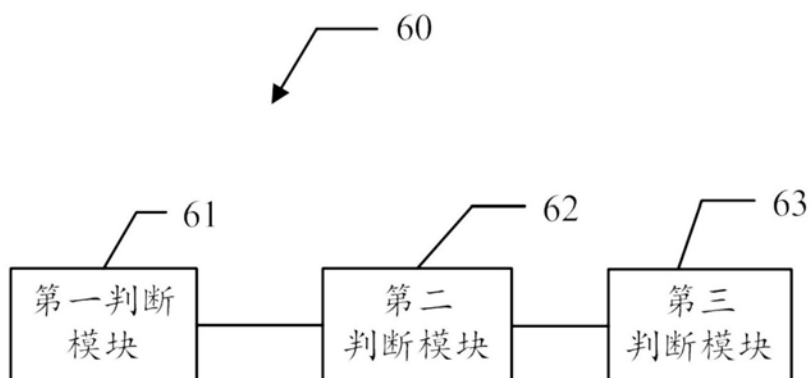


图9

专利名称(译)	一种呼吸率提取方法及装置		
公开(公告)号	CN106344022B	公开(公告)日	2019-07-16
申请号	CN201610828637.9	申请日	2016-09-18
[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		
其他公开文献	CN106344022A		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种呼吸率提取方法，包括：获取原始心电信号，并对所述原始心电信号工频陷波后得到待处理心电信号；对所述待处理心电信号进行卡尔曼滤波，提取得到第一呼吸信号，并根据所述第一呼吸信号计算得到当前时刻的第一呼吸率；对所述待处理心电信号进行小波变换得到第二呼吸信号，并根据所述第二呼吸信号计算得到当前时刻的第二呼吸率；基于在卡尔曼滤波过程中生成的卡尔曼残差，计算得到与所述第一呼吸信号对应的第一权重因子；基于信号质量指数，对所述第二呼吸信号进行分析，得到对应的第二权重因子；计算得到当前时刻的呼吸率。本发明还公开了一种呼吸率提取装置，能够便捷有效提取呼吸信号，计算得到准确稳定的呼吸率。

