



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106901694 A

(43)申请公布日 2017.06.30

(21)申请号 201710090553.4

(22)申请日 2017.02.20

(71)申请人 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 广州三环专利代理有限公司
44202
代理人 麦小婵 郝传鑫

(51)Int.Cl.
A61B 5/00(2006.01)

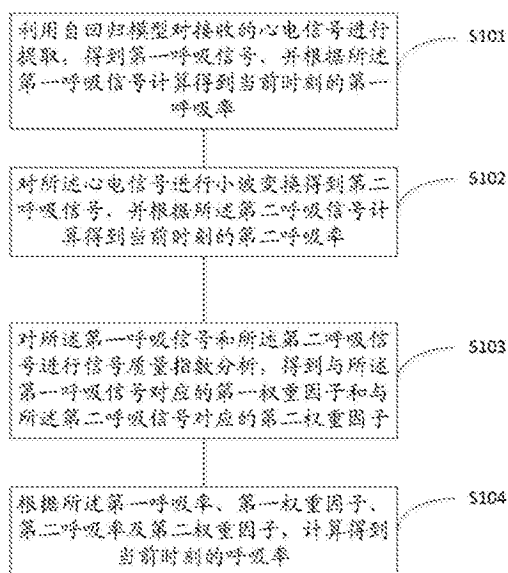
权利要求书3页 说明书9页 附图3页

(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:利用自回归模型对接收的心电信号进行提取,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;对所述第一呼吸信号和所述第二呼吸信号进行信号质量指数分析,得到与所述第一呼吸信号对应的第一权重因子和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。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,从而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:

利用自回归模型对采集的心电信号进行提取,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;

对所述第一呼吸信号和所述第二呼吸信号进行信号质量指数分析,得到与所述第一呼吸信号对应的第一权重因子和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之前,还包括:

对所述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,所述利用自回归模型对采集的心电信号进行提取,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:

根据采集的心电信号的位于每个时刻之前的 p 个历史时刻的观测值和每个时刻的随机干扰,得到每个时刻的观测值;

根据与 p 个历史时刻的观测值对应的 p 个加权参数,生成系数矩阵,得到每个时刻的呼吸信号的特征;

根据所述每个时刻的呼吸信号的特征,采用自相关分离算法对心电信号进行提取,提取得到第一呼吸信号;

根据所述第一呼吸信号计算得到当前时刻的第一呼吸率。

4. 根据权利要求3所述的呼吸率提取方法,其特征在于,在依次将心电信号的每个时刻的观测值用位于该时刻之前的 p 个历史时刻的观测值和一个该时刻的随机干扰进行表示之后,在根据与 p 个历史时刻的观测值对应的 p 个加权参数,生成系数矩阵,得到每个时刻的呼吸信号的特征之前,还包括:

利用模型阶数为 q 的滑动平均模型对每个时刻的观测值的表示进行优化,得到优化后的每个时刻的观测值,其中, q 为滑动平均项数。

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小波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;

根据所述第二呼吸信号计算得到当前时刻的第二呼吸率。

6. 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。

7. 一种呼吸率提取装置,其特征在于,所述装置包括:

自回归提取单元,用于利用自回归模型对采集的心电信号进行提取,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;

小波变换提取单元,用于对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;

权重计算单元,用于对所述第一呼吸信号和所述第二呼吸信号进行信号质量指数分析,得到与所述第一呼吸信号对应的第一权重因子和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。

8. 根据权利要求7所述的呼吸率提取装置,其特征在于,所述自回归提取单元具体包括:

自回归构建模块,用于根据采集的心电信号的位于每个时刻之前的 p 个历史时刻的观测值和每个时刻的随机干扰,得到每个时刻的观测值;

特征计算模块,用于根据与 p 个历史时刻的观测值对应的 p 个加权参数,生成系数矩阵,得到每个时刻的呼吸信号的特征;

信号提取模块,用于根据所述每个时刻的呼吸信号的特征,采用自相关分离算法对心电信号进行提取,提取得到第一呼吸信号;

第一呼吸率计算模块,用于根据所述第一呼吸信号计算得到当前时刻的第一呼吸率。

9. 根据权利要求7所述的呼吸率提取装置,其特征在于,所述小波变换提取单元具体包括:

频段分层模块,用于根据香农-奈奎斯特采样原理及所述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;

第二呼吸率计算模块,用于根据所述第二呼吸信号计算得到当前时刻的第二呼吸率。

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;

加权计算模块,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。

[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率提取方法及装置,实现准确可靠的呼吸率的测量,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。

[0007] 本发明提供了一种呼吸率提取方法,包括:

[0008] 利用自回归模型对采集的心电信号进行提取,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;

[0009] 对所述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；

[0010] 对所述第一呼吸信号和所述第二呼吸信号进行信号质量指数分析,得到与所述第一呼吸信号对应的第一权重因子和与所述第二呼吸信号对应的第二权重因子；

[0011] 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。

[0012] 优选地,在对所述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之前,还包括:

[0013] 对所述心电信号进行降采样。

[0014] 优选地,所述利用自回归模型对采集的心电信号进行提取,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:

[0015] 根据采集的心电信号的位于每个时刻之前的 p 个历史时刻的观测值和每个时刻的随机干扰,得到每个时刻的观测值;

[0016] 根据与 p 个历史时刻的观测值对应的 p 个加权参数,生成系数矩阵,得到每个时刻的呼吸信号的特征;

[0017] 根据所述每个时刻的呼吸信号的特征,采用自相关分离算法对心电信号进行提取,提取得到第一呼吸信号;

[0018] 根据所述第一呼吸信号计算得到当前时刻的第一呼吸率。

[0019] 优选地,在依次将心电信号的每个时刻的观测值用位于该时刻之前的 p 个历史时刻的观测值和一个该时刻的随机干扰进行表示之后,在根据与 p 个历史时刻的观测值对应的 p 个加权参数,生成系数矩阵,得到每个时刻的呼吸信号的特征之前,还包括:

[0020] 利用模型阶数为 q 的滑动平均模型对每个时刻的观测值的表示进行优化,得到优化后的每个时刻的观测值,其中, q 为滑动平均项数。

[0021] 优选地,所述对所述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小波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] 根据所述第二呼吸信号计算得到当前时刻的第二呼吸率。

[0027] 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:

[0028] 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;

[0029] 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;

[0030] 当判断所述第一权重因子计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。

[0031] 本发明还提供了一种呼吸率提取装置,所述装置包括:

[0032] 自回归提取单元,用于利用自回归模型对心电信号进行提取,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;

[0033] 小波变换提取单元,用于对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;

[0034] 权重计算单元,用于对所述第一呼吸信号和所述第二呼吸信号进行信号质量指数分析,得到与所述第一呼吸信号对应的第一权重因子和与所述第二呼吸信号对应的第二权重因子;

[0035] 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。

[0036] 优选地,所述自回归提取单元具体包括:

[0037] 自回归构建模块,用于根据采集的心电信号的位于每个时刻之前的 p 个历史时刻的观测值和每个时刻的随机干扰,得到每个时刻的观测值;

[0038] 特征计算模块,用于根据与 p 个历史时刻的观测值对应的 p 个加权参数,生成系数矩阵,得到每个时刻的呼吸信号的特征;

[0039] 信号提取模块,用于根据所述每个时刻的呼吸信号的特征,采用自相关分离算法对心电信号进行提取,提取得到第一呼吸信号;

[0040] 第一呼吸率计算模块,用于根据所述第一呼吸信号计算得到当前时刻的第一呼吸率。

[0041] 优选地,所述小波变换提取单元具体包括:

[0042] 频段分层模块,用于根据香农-奈奎斯特采样原理及所述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;

[0043] 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;

[0044] 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;

[0045] 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;

[0046] 第二呼吸率计算模块,用于根据所述第二呼吸信号计算得到当前时刻的第二呼吸率。

[0047] 优选地,所述权重计算单元具体包括:

[0048] 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;

[0049] 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;

[0050] 加权计算模块,用于当判断所述第一权重因子计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。

[0051] 本发明提供的呼吸率提取方法及装置,通过利用自回归时间序列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

[0052] 图1是本发明实施例提供的呼吸率提取方法的流程示意图。

[0053] 图2是本发明实施例提供的心电信号的原始波形图。

[0054] 图3是本发明实施例提供的经过工频陷波后的心电信号的波形图。

[0055] 图4是本发明实施例提供的通过自回归模型提取得到的第一呼吸信号的波形图。

[0056] 图5是本发明实施例提供的通过小波变换提取得到的第二呼吸信号的波形图。

[0057] 图6是本发明实施例提供的呼吸率提取装置的结构示意图。

具体实施方式

[0058] 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。

[0059] 请参见图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:

[0060] S101,利用自回归模型对采集的心电信号进行提取,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。

[0061] 如图2所示,在本发明实施例中,原始的心电信号可通过心电测试仪或相关心电仪器检测得到,其中,由心电测试仪或相关心电仪器直接采集的原始的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。其中,滤除工频干扰后的心电信号如图3所示。

[0062] 在本发明实施例中,自回归模型(Autoregressive model,AR)是统计上的一种处理时间序列的方法,是用同一变量之前各期的表现情况,来预测该变量本期的表现情况,并假设它们为线性关系。

[0063] 具体地,步骤S101可包括:

[0064] S1011,根据采集的心电信号的位于每个时刻之前的p个历史时刻的观测值和每个时刻的随机干扰,得到每个时刻的观测值。

[0065] 在本发明实施例中,设当前时刻的观测值为 y_t ,当前时刻的随机干扰为 a_t ,第p个历史时刻的观测值为 y_{t-p} ,则根据自回归模型可得到如下公式:

$$[0066] \quad \phi(B)y_t = a_t \quad (1)$$

[0067] 其中, $\phi(B) = 1 - \phi_1 B - \dots - \phi_p B^p$,B为延迟算子,满足 $By_t = y_{t-1}$, ϕ_p 为第p个历史时刻的加权参数,p为模型的阶数,表示自回归项数。

[0068] S1012,根据与p个历史时刻的观测值对应的p个加权参数,生成系数矩阵,得到每个时刻的呼吸信号的特征。

[0069] S1013,根据所述每个时刻的呼吸信号的特征,采用自相关分离算法对心电信号进行提取,提取得到第一呼吸信号。

[0070] 如图4所示,为提取得到的第一呼吸信号的波形图。

[0071] S1014,根据所述第一呼吸信号计算得到当前时刻的第一呼吸率。

[0072] 在本发明实施例中,在得到所述第一呼吸信号后,即可计算得到第一呼吸率R1,具体为:

[0073] 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。

[0074] 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。

[0075] 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。

[0076] 例如, $R1 = 60/T1$ 。

[0077] S102,对所述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。

[0078] 具体地:

[0079] S1021,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。

[0080] 根据香农-奈奎斯特采样原理,设所述心电信号的采样频率为 f_s ,目标频段为 $f1-f2$ (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:

$$[0081] \quad f1 = (f_s/2) / 2^{N1} \quad (2)$$

$$[0082] \quad f2 = (f_s/2) / 2^{N2} \quad (3)$$

$$[0083] \quad N > N1 \quad (N1 > N2) \quad (4)$$

[0084] 即需要重构的小波的层数为 $N2 \sim N1$ 层。

[0085] S1022,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。

[0086] 需要说明的是,由于直接采集的心电信号的采样频率较高(一般为500Hz),会影响小波变换的效率,因此,在进行小波变换前,可先进行降采样。假设所述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(2)、(3)、(4)可知,每一层对应的频段如下:

[0087]

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

[0088] 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。

[0089] S1023,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。

[0090] 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。

[0091] 在本发明实施例中,在分解时,可得到N层波形,此时,可提取N2~N1层对应的波形来进行重构。

[0092] S1024,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。

[0093] 由步骤S1023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小波系数(通过计算心电信号与小波基的积得到)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。

[0094] 参见图5,为根据本发明实施例的小波变换提取得到的第二呼吸信号的波形图。

[0095] S1025,根据所述第二呼吸信号计算得到当前时刻的第二呼吸率。

[0096] 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:

[0097] 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。

[0098] 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。

[0099] 根据采样率换算即可得到实时的第二呼吸率R2。

[0100] S103,对所述第一呼吸信号和所述第二呼吸信号进行信号质量指数分析,得到与所述第一呼吸信号对应的第一权重因子和与所述第二呼吸信号对应的第二权重因子。

[0101] 在本发明实施例中,可对所述第一呼吸信号和所述第二呼吸信号进行功率谱分析,分析所述第一呼吸信号和所述第二呼吸信号的谱分布,得到与所述第一呼吸信号对应的第一权重因子和与所述第二呼吸信号对应的第二权重因子。

[0102] 当前,也可通过对所述第一呼吸信号和所述第二呼吸信号进行峰值谱分析来得到与所述第一呼吸信号对应的第一权重因子和与所述第二呼吸信号对应的第二权重因子,本发明不做具体限定。

[0103] S104,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。

[0104] 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。

[0105] 即:

[0106] $R = \mu_1 * R_1 + \mu_2 * R_2$ (5)

[0107] 其中, μ_1 为第一权重因子, μ_2 为第二权重因子。

[0108] 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 $\mu_1 + \mu_2 = 1$ 。

[0109] 本发明提供的呼吸率提取方法, 通过利用自回归模型的时间序列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。

[0110] 需要说明的是, 在本发明的优选实施例中, 为了进一步消除心电信号中的白噪声, 在利用自回归模型进行呼吸信号提取时, 还可利用滑动平均模型对自回归模型进行优化。具体地:

[0111] 对于滑动平均模型, 当前时刻的观测值可表示为当前时刻的随机干扰与过去 q 个历史时刻的随机干扰, 即 $y_t = \theta(B) \cdot a_t$, 其中, $\theta(B) = 1 - \theta_1 B - \dots - \theta_q B^q$, B 为延迟算子, θ_q 为过去第 q 个时刻的随机干扰的加权系数, q 为滑动平均项数。利用所述滑动平均模型对所述自回归模型进行优化后即可得到: $\phi(B) y_t = \theta(B) \cdot a_t$ 。

[0112] 在本发明优选实施例中, 在利用滑动平均模型对所述自回归模型进行优化的同时, 则系统矩阵除了包括历史时刻的观测值的加权参数外, 还应包括随机干扰的加权参数, 本发明在此不做赘述。

[0113] 在本发明优选实施例中, 基于滑动平均模型对所述自回归模型进行优化, 使模型的残差最小, 从而可达到降噪, 尤其是降低白噪声的效果。

[0114] 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 S104 还可为:

[0115] S1041, 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。

[0116] 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 R_1 设置为当前时刻的呼吸率 R 。

[0117] S1042, 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。

[0118] 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 R_1 设置为当前时刻的呼吸率 R 。

[0119] S1043, 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。

[0120] 即: $R = \mu_1 * R_1 + \mu_2 * R_2$ 。

[0121] 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。

[0122] 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:

[0123] 自回归提取单元10,用于利用自回归模型对采集的心电信号进行提取,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。

[0124] 其中,所述自回归提取单元10具体包括:

[0125] 自回归构建模块11,用于根据采集的心电信号的位于每个时刻之前的 p 个历史时刻的观测值和每个时刻的随机干扰,得到每个时刻的观测值;

[0126] 特征计算模块12,用于根据与 p 个历史时刻的观测值对应的 p 个加权参数,生成系数矩阵,得到呼吸信号的特征;

[0127] 信号提取模块13,用于结合得到的呼吸信号的特征,采用自相关分离算法,对心电信号进行提取,提取得到第一呼吸信号;

[0128] 第一呼吸率计算模块14,用于根据所述第一呼吸信号计算得到当前时刻的第一呼吸率。

[0129] 小波变换提取单元20,用于对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。

[0130] 其中,所述小波变换提取单元20具体包括:

[0131] 频段分层模块21,用于根据香农-奈奎斯特采样原理及所述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;

[0132] 层数确定模块22,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;

[0133] 信号分解模块23,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;

[0134] 信号重构模块24,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;

[0135] 第二呼吸率计算模块25,用于根据所述第二呼吸信号计算得到当前时刻的第二呼吸率。

[0136] 权重计算单元30,用于对所述第一呼吸信号和所述第二呼吸信号进行信号质量指数分析,得到与所述第一呼吸信号对应的第一权重因子和与所述第二呼吸信号对应的第二权重因子;

[0137] 呼吸率计算单元40,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。

[0138] 优选地,所述自回归提取单元10还包括滑动平均优化模块15,用于利用模型阶数为 q 的滑动平均模型对每个时刻的随机干扰进行优化,其中, q 为滑动平均项数。

[0139] 优选地,所述权重计算单元40具体包括:

[0140] 第一判断模块41,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;

[0141] 第二判断模块42,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;

[0142] 加权计算模块43,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。

[0143] 本发明提供的呼吸率提取装置100,通过利用自回归时间序列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。

[0144] 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。

[0145] 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。

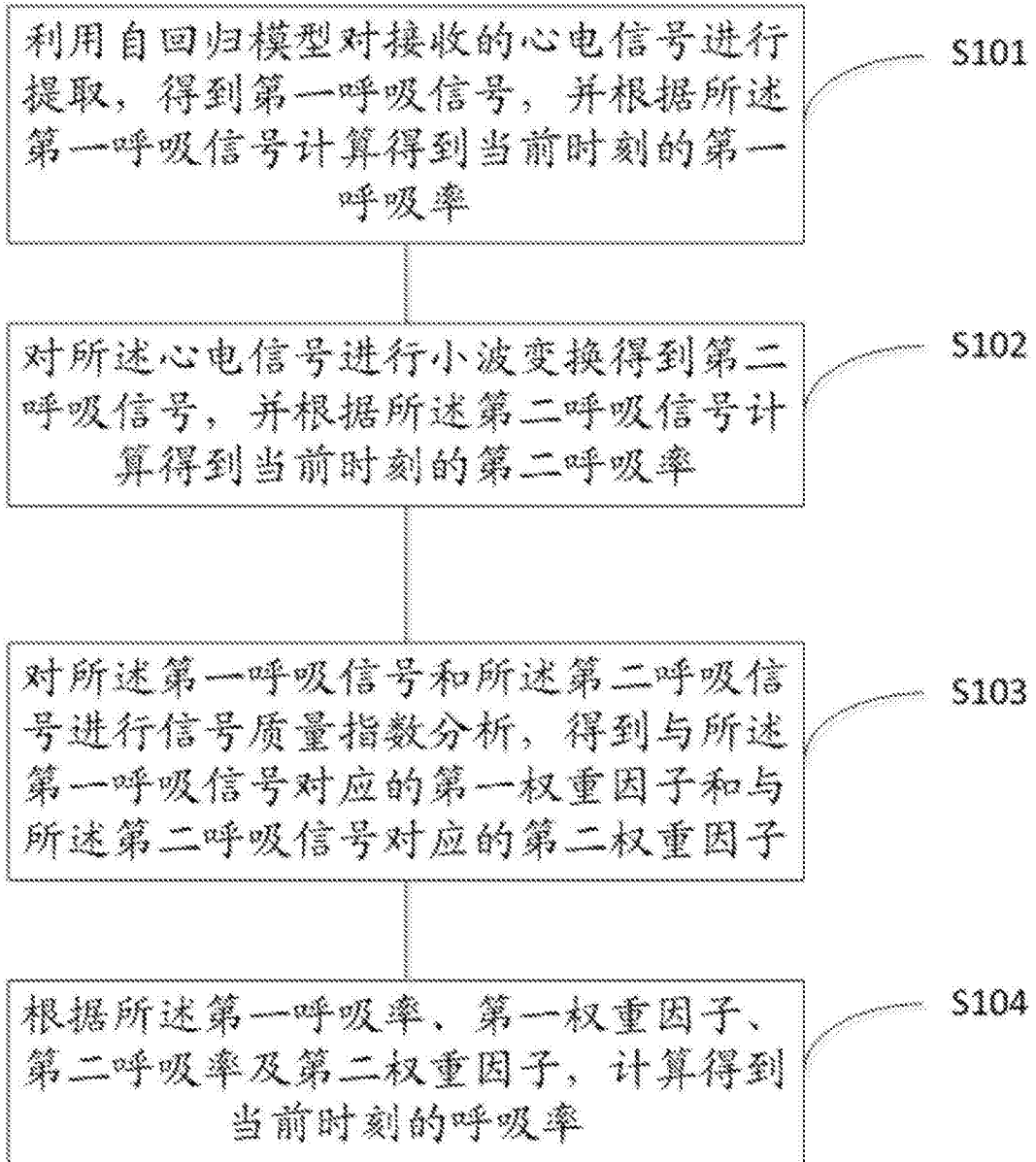


图1

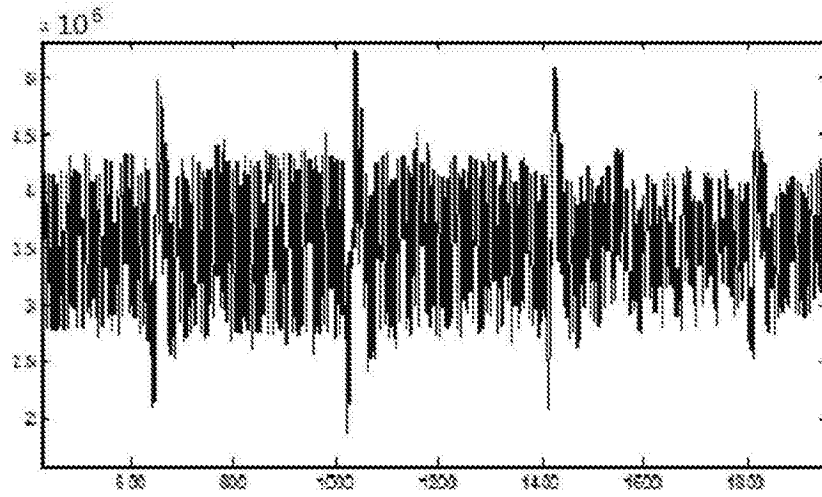


图2

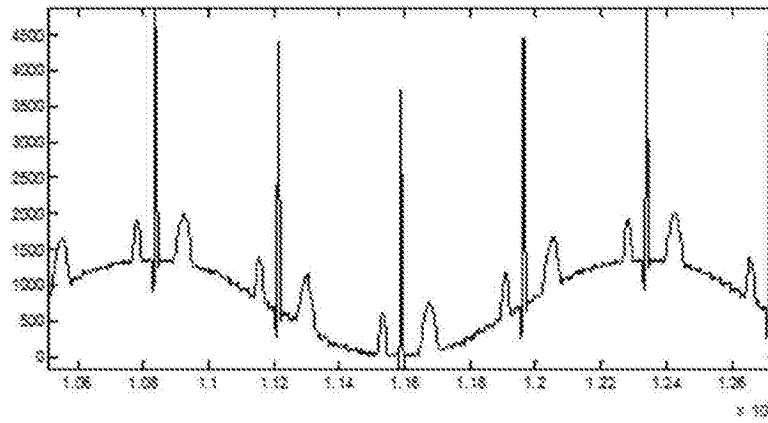


图3

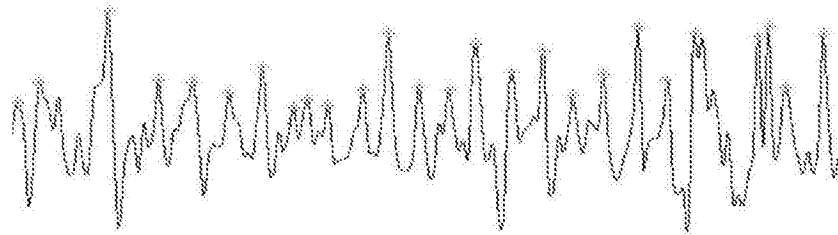


图4

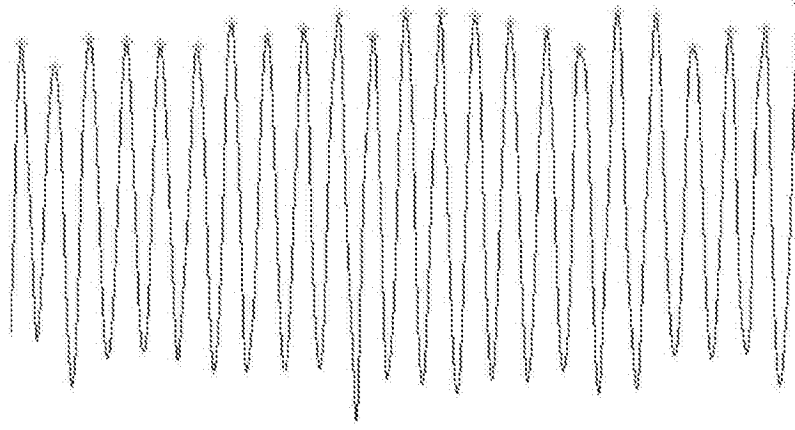


图5

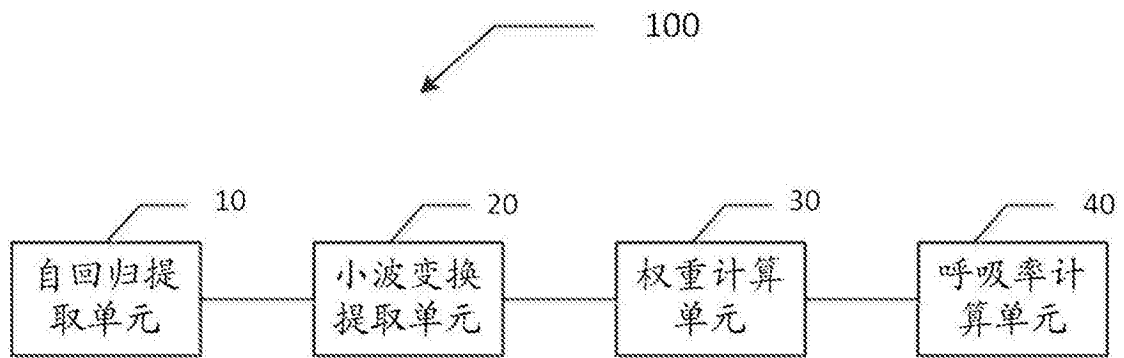


图6

专利名称(译)	一种呼吸率提取方法及装置		
公开(公告)号	CN106901694A	公开(公告)日	2017-06-30
申请号	CN201710090553.4	申请日	2017-02-20
[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	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/7271		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种呼吸率提取方法，包括：利用自回归模型对接收的心电信号进行提取，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；对所述第一呼吸信号和所述第二呼吸信号进行信号质量指数分析，得到与所述第一呼吸信号对应的第一权重因子和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。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，从而计算得到准确稳定的呼吸率。

