



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110327036 A

(43)申请公布日 2019.10.15

(21)申请号 201910670473.5

(22)申请日 2019.07.24

(71)申请人 东南大学

地址 210096 江苏省南京市玄武区四牌楼2号

(72)发明人 刘澄玉 胡振原 孙琦 李建清

(74)专利代理机构 南京经纬专利商标代理有限公司 32200

代理人 唐循文 沈进

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/0472(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

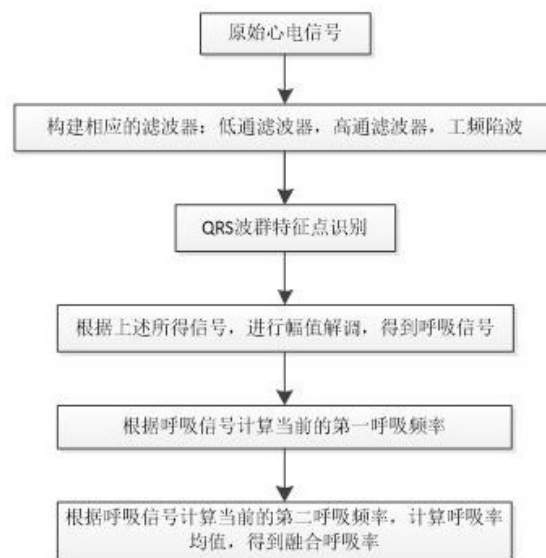
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

从穿戴式心电中提取呼吸信号和呼吸频率的方法

(57)摘要

本发明提出了一种从穿戴式心电中提取呼吸信号和呼吸频率的方法,该方法先获取原始穿戴式心电数据信号,再对心电数据进行滤波处理,接着QRS波群的特征点识别,幅值变换法得到呼吸信号,根据峰值检测法计算出第一呼吸率,根据自相关函数和快速傅里叶变换得到第二呼吸率,最后呼吸率融合。本发明提供的从穿戴式心电中提取呼吸信号和呼吸频率的方法,通过该方法从而使得呼吸信号的提取不依赖于专门的硬件,只需要心电信号就能获取呼吸信号,而且得到的数据准确度较高,误差较小,受环境、运动等的影响较小。同时不会增加待监护病人的不适感和病人的身心负担,便于日常生理监护。



1. 一种从穿戴式心电中提取呼吸信号和呼吸频率的方法,其特征在于包括如下步骤:

- (1) 获取原始穿戴式心电数据信号;
- (2) 对心电数据进行滤波处理,得到包含心电信号的时间序列;
- (3) 对滤波处理后的包含心电信号的时间序列进行QRS波群的特征点识别,提取出QRS波特征点;
- (4) 根据所得到的QRS波特征点的位置序列,采用幅值变换法得到呼吸信号;
- (5) 根据峰值检测法对呼吸信号进行处理,计算出第一呼吸率;
- (6) 先对包含心电信号的时间序列进行滤波,再根据自相关函数和快速傅里叶变换得到功率谱求得第二呼吸率;
- (7) 将第一呼吸率和第二呼吸率融合,得到呼吸频率。

2. 根据权利要求1所述的从穿戴式心电中提取呼吸信号和呼吸频率的方法,其特征在于:所述步骤(2)中,构建滤波器对心电数据进行滤波处理,设置低通滤波器参数,低截止频率98Hz,高截止频率103Hz;设置高通滤波器参数,低截止频率0.02Hz~0.1Hz;设置带通滤波器参数,滤除工频干扰,上截止频率53Hz,下截止频率47Hz,得到包含呼吸信号的时间序列S1。

3. 根据权利要求1所述的从穿戴式心电中提取呼吸信号和呼吸频率的方法,其特征在于:所述步骤(3)中,将所得到的包含呼吸信号的时间序列S1,通过自适应移动窗口极值法进行QRS波群特征点检出,自适应的移动窗口会根据采样率的不同计算出大小不同的窗口,每个窗口将包含一个完整的QRS波群,从而提取出QRS波特征点。

4. 根据权利要求3所述的从穿戴式心电中提取呼吸信号和呼吸频率的方法,其特征在于:所述步骤(3)中,将所得到的包含呼吸信号的时间序列S1序列,提取出QRS波特征点的具体步骤如下:

将上述所得到的包含呼吸信号的时间序列S1进行差分计算得到差分信号D(t):

$$D(t) = [S1_{i+1} - S1_i]$$

设 θ 为时间序列S1的总的采样点数, $S1_i$ 和 $S1_{i+1}$ 表示S1序列中相邻的两个采样点的值,则D(t)的序列长度为 $\theta-1$;

再对差分信号D(t)进行非线性平方变换得到X(t)信号:

$$X(t) = D(t)^2$$

然后对X(t)信号通过滑动平均滤波和中值滤波方法对信号进行平滑处理得到Y(t)信号,滑动平均滤波的阶数和中值滤波阶数均设置为n,n向上取整,且有采样频率唯一确定:

$$n = 7 * \lceil f/256 \rceil$$

其中f表示心电信号s1的采样频率,且 $f > 100\text{Hz}$;

对滤波后Y(t)信号根据滑动平均滤波的延迟特性进行还原处理,即舍弃序列前n/2个信号点,得到还原信号Y1(t);

阈值的大小设置为Y1(t)中R波所对应得窗口幅值的0.2倍,为了减小尖峰干扰影响可通过平均值近似计算窗口幅值的大小;

将超过阈值的区间定义为Y1(t)中一个QRS波窗口,用 H_x 表示窗口,在每个窗口中通过极大值求最大值确定R波位置序列R(δ):

$$R(\delta) = [\max(H_1) \cdots \max(H_x)]$$

其中QRS波最大宽度为0.12s,采样频率f,可通过在R波位置后 $f \times 0.12$ 个采样点中搜索最小值,得到S波位置,因此利用R波位置序列 $R(\delta)$ 可计算出相应的S波位置序列 $S(\delta)$;通过在R波位置前 $f \times 0.12$ 个采样点中搜索最小值,得到Q波位置,因此利用R波位置序列 $R(\delta)$ 可计算出相应的Q波位置序列 $Q(\delta)$ 。

5.根据权利要求1所述的从穿戴式心电中提取呼吸信号和呼吸频率的方法,其特征在于:所述步骤(4)中根据上述所得到的QRS波特征点的位置序列 $Q(\delta)$, $R(\delta)$, $S(\delta)$,采用幅值变换法计算呼吸信号,即通过R-S波幅值与R-Q波幅值之和的周期性波动来表示呼吸信号 $R(\sigma)$:

$$R(\sigma) = M_{rs} + M_{rq}$$

其中 $R(\sigma)$ 表示随时间变化的呼吸信号, M_{rs} 和 M_{rq} 表示同一个窗口内QRS波中相邻的R波和S波的幅值取绝对值及R波和Q波的幅值的绝对值;对所得到的呼吸信号根据香农-奈奎斯特采样定理进行重采样和滑动平均滤波,使所得到的信号的尽可能的平滑,方便呼吸率的计算。

6.根据权利要求1所述的从穿戴式心电中提取呼吸信号和呼吸频率的方法,其特征在于:所述步骤(5)中,得到的呼吸信号 $R(\sigma)$,根据通过峰值检测法在上述所得的呼吸信号 $R(\sigma)$ 找到波峰或者波谷,得到一段时间的呼吸次数,根据时间换算即可得到当前时刻的呼吸率,设为第一呼吸率 R_1 ,具体步骤如下:

峰值检测算法如下:

舍去 $R(\sigma)$ 序列中最后一个元素后作差分:

$$RF(\sigma) = [R(2) - R(1) \cdots R(\epsilon-1) - R(\epsilon-2)]$$

其中 ϵ 表示 $R(\sigma)$ 序列中元素的个数,对所得的前差分信号取逻辑值,即正数取1,负数取0,并记作 $RF(\sigma)$;

舍去 $R(\sigma)$ 序列第一个元素作差分:

$$RB(\sigma) = [R(3) - R(2) \cdots R(\epsilon) - R(\epsilon-1)]$$

其中 ϵ 表示 $R(\sigma)$ 序列中元素的个数,对所得的差分信号取逆逻辑值,即正数取0,负数取1,并记作 $RB(\sigma)$;

根据峰值的特点是峰值大于相邻两个点的值,即对 $RF(\sigma)$ 与 $RB(\sigma)$ 相应位置取逻辑与运算,相应位置为1的后一位是一个峰值。然后可通过时间和峰值个数计算出实时的呼吸率作为第一呼吸率 R_1 。

7.根据权利要求1所述的从穿戴式心电中提取呼吸信号和呼吸频率的方法,其特征在于:对保护心电信号的时间序列 S_1 进行低通滤波,设置低截止频率0.6667Hz,高截止频率1Hz,得到含有呼吸信号的时间序列 S_2 ,通过自相关函数和其傅里叶变换对 S_2 求功率谱分布,在频率范围 $[0.1667, 0.6667]$ Hz内找功率最大的点对应的频率就是呼吸频率,设为第二呼吸率 R_2 。

8.根据权利要求1所述的从穿戴式心电中提取呼吸信号和呼吸频率的方法,其特征在于:所述步骤(7)中,呼吸频率可如下获得: $R = (R_1 + R_2) / 2$ 。

从穿戴式心电中提取呼吸信号和呼吸频率的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及呼吸检测领域,尤其涉及一种从穿戴式心电中提取呼吸信号和呼吸频率的方法。

背景技术

[0002] 呼吸是人体最为重要的的生理过程之一,也是生命延续的表征之一,对人体呼吸的监测是日常综合监护的一项重要内容,也是现代监护技术在医疗领域的一项重要组成部分,现代医学也已经证明,高血压、心脏病以及房颤等疾病都与呼吸功能障碍有关,而与呼吸监测相关的医学研究、军事研究以及运动医学等方面的技术都得到了极其广泛的应用。

[0003] 呼吸信号作为一项很重要的生理过程已经越来越受到人们的重视和研究,并且在过去的几十年里,在全世界的工程师们的努力之下,开创和发展了相当成熟的呼吸检测分析技术。呼吸信号主要有以下几种检测技术:压力传感器获取呼吸信号,阻抗容积法获取呼吸信号,电容传感器获取呼吸信号,温度传感器获取呼吸信号,呼吸音法获取呼吸信号等,但是使用这些方法不但增加信号的采集模块,而且准确度较低,误差较大,收环境、运动等的影响较大,并且会增加待监护病人的不舒适感和病人的身心负担,不适合用于日常生理监护。

[0004] 在实际应用中,心电信号是应用极其广泛且提取相对比较容易的生理信号,心电信号包含了心脏的相关健康状况,但是在心电信号采集过程中,由于规律的呼吸运动会造成心脏电轴旋转也呈规律性的变化,进而会使采集的心电信号发生与呼吸信号同步的规律变化,也就是说,呼吸运动可以引起心电信号的变化。在心电信号中,QRS波群无疑是变化最明显的特征之一,这也是由于在呼吸运动的周期中,描述心脏电波主要传输方向的心脏电轴旋转造成的QRS波群的形态发生了变化,主要表现为Q-R幅值和R-S幅值的变化,参见图1,呼吸作用对心电信号的调制作用,这也为我们从心电信号中提取呼吸信号提供了理论基础和事实根据。从而使得呼吸信号的提取不依赖于专门的硬件,只需要心电信号就能获取呼吸信号。

[0005] 但现有的从心电信号提取呼吸信号(EDR)主要通过单个特征点来确定呼吸信号,并且针对的是待测者在静止状态下的心电信号,例如,通过识别心电信号的特征点R波幅值的大小的周期性变化来判断呼吸信号的趋势变化,这种算法虽然相对简单,逻辑清楚,但易受心电信号的基线漂移,随机性干扰等的影响,而导致出现较大的误差,使得呼吸率偏差较大的情况。

发明内容

[0006] 发明目的:针对上述问题,本发明提出了一种从穿戴式心电中提取呼吸信号和呼吸频率的方法,可提高运动状态下的呼吸信号的准确度,以实现检测到的呼吸率具有较高的精确度。

[0007] 技术方案:为了实现上述目的,一种从穿戴式心电中提取呼吸信号和呼吸频率的

方法,包括如下步骤:

[0008] (1) 获取原始穿戴式心电数据信号;

[0009] (2) 对心电数据进行滤波处理,得到包含心电信号的时间序列;

[0010] (3) 对滤波处理后的包含心电信号的时间序列进行QRS波群的特征点识别,提取出QRS波特征点;

[0011] (4) 根据所得到的QRS波特征点的位置序列,采用幅值变换法得到呼吸信号;

[0012] (5) 根据峰值检测法对呼吸信号进行处理,计算出第一呼吸率;

[0013] (6) 先对包含心电信号的时间序列进行滤波,再根据自相关函数和快速傅里叶变换得到功率谱求得第二呼吸率;

[0014] (7) 将第一呼吸率和第二呼吸率融合,得到呼吸频率。

[0015] 进一步,所述步骤(2)中,构建滤波器对心电数据进行滤波处理,心电数据信号主要频率集中在0.05Hz~100Hz,呼吸信号频率主要集中在0.1667Hz~0.6667Hz,设置低通滤波器参数,低截止频率98Hz,高截止频率103Hz;设置高通滤波器参数,低截止频率0.02Hz~0.1Hz;设置带通滤波器参数,滤除工频干扰,上截止频率53Hz,下截止频率47Hz,得到包含呼吸信号的时间序列S1。

[0016] 进一步,所述步骤(3)中,将所得到的包含呼吸信号的时间序列S1,通过自适应移动窗口极值法进行QRS波群特征点检出,自适应的移动窗口会根据采样率的不同计算出大小不同的窗口,每个窗口将包含一个完整的QRS波群,从而提取出QRS波特征点。

[0017] 进一步,所述步骤(3)中,将所得到的包含呼吸信号的时间序列S1序列,提取出QRS波特征点的具体步骤如下:

[0018] 将上述所得到的包含呼吸信号的时间序列S1进行差分计算得到差分信号D(t):

[0019] $D(t) = [S1_{i+1} - S1_i]$

[0020] 设 θ 为时间序列S1的总的采样点数, $S1_i$ 和 $S1_{i+1}$ 表示S1序列中相邻的两个采样点的值,则D(t)的序列长度为 $\theta-1$;

[0021] 再对差分信号D(t)进行非线性平方变换得到X(t)信号:

[0022] $X(t) = D(t)^2$

[0023] 然后对X(t)信号通过滑动平均滤波和中值滤波方法对信号进行平滑处理得到Y(t)信号,滑动平均滤波的阶数和中值滤波阶数均设置为n,n向上取整,且有采样频率唯一确定:

[0024] $n = 7 * \lceil f/256 \rceil$

[0025] 其中f表示心电信号S1的采样频率,且 $f > 100\text{Hz}$;

[0026] 对滤波后Y(t)信号根据滑动平均滤波的延迟特性进行还原处理,即舍弃序列前n/2个信号点,得到还原信号Y1(t);

[0027] 阈值的大小设置为Y1(t)中R波所对应得窗口幅值的0.2倍,为了减小尖峰干扰影响可通过平均值近似计算窗口幅值的大小;

[0028] 将超过阈值的区间定义为Y1(t)中一个QRS波窗口,用 H_x 表示窗口,在每个窗口中通过极大值求最大值确定R波位置序列R(δ):

[0029] $R(\delta) = [\max(H_1) \cdots \max(H_x)]$

[0030] 其中QRS波最大宽度为0.12s,采样频率f,可通过在R波位置后 $f*0.12$ 个采样点中

搜索最小值,得到S波位置,因此利用R波位置序列 $R(\delta)$ 可计算出相应的S波位置序列 $S(\delta)$;通过在R波位置前 $f*0.12$ 个采样点中搜索最小值,得到Q波位置,因此利用R波位置序列 $R(\delta)$ 可计算出相应的Q波位置序列 $Q(\delta)$ 。

[0031] 进一步,所述步骤(4)中根据上述所得到的QRS波特征点的位置序列 $Q(\delta)$, $R(\delta)$, $S(\delta)$,采用幅值变换法计算呼吸信号,即通过R-S波幅值与R-Q波幅值之和的周期性波动来表示呼吸信号 $R(\sigma)$:

[0032] $R(\sigma) = M_{rs} + M_{rq}$

[0033] 其中 $R(\sigma)$ 表示随时间变化的呼吸信号, M_{rs} 和 M_{rq} 表示同一个窗口内QRS波中相邻的R波和S波的幅值取绝对值及R波和Q波的幅值的绝对值;对所得到的呼吸信号根据香农-奈奎斯特采样定理进行重采样和滑动平均滤波,使所得到的信号的尽可能的平滑,方便呼吸率的计算。

[0034] 进一步,所述步骤(5)中,得到的呼吸信号 $R(\sigma)$,根据通过峰值检测法在上述所得的呼吸信号 $R(\sigma)$ 找到波峰或者波谷,得到一段时间的呼吸次数,根据时间换算即可得到当前时刻的呼吸率,设为第一呼吸率 R_1 ,具体步骤如下:

[0035] 峰值检测算法如下:

[0036] 舍去 $R(\sigma)$ 序列中最后一个元素后作差分:

[0037] $RF(\sigma) = [R(2) - R(1) \cdots R(\varepsilon - 1) - R(\varepsilon - 2)]$

[0038] 其中 ε 表示 $R(\sigma)$ 序列中元素的个数,对所得的前差分信号取逻辑值,即正数取1,负数取0,并记作 $RF(\sigma)$;

[0039] 舍去 $R(\sigma)$ 序列第一个元素作差分:

[0040] $RB(\sigma) = [R(3) - R(2) \cdots R(\varepsilon) - R(\varepsilon - 1)]$

[0041] 其中 ε 表示 $R(\sigma)$ 序列中元素的个数,对所得的差分信号取逆逻辑值,即正数取0,负数取1,并记作 $RB(\sigma)$;

[0042] 根据峰值的特点是峰值大于相邻两个点的值,即对 $RF(\sigma)$ 与 $RB(\sigma)$ 相应位置取逻辑与运算,相应位置为1的后一位是一个峰值。然后可通过时间和峰值个数计算出实时的呼吸率作为第一呼吸率 R_1 。

[0043] 进一步,对保护心电信号的时间序列 S_1 进行低通滤波,设置低截止频率0.6667Hz,高截止频率1Hz,得到含有呼吸信号的时间序列 S_2 ,通过自相关函数和其傅里叶变换对 S_2 求功率谱分布,在频率范围 $[0.1667, 0.6667]$ Hz内找功率最大的点对应的频率就是呼吸频率,设为第二呼吸率 R_2 。

[0044] 进一步,所述步骤(7)中,呼吸频率可如下获得: $R = (R_1 + R_2) / 2$ 。

[0045] 具体工作机理:将上述所得到的心电信号进行差分计算得到 $D(t)$ 差分信号,差分信号描述了信号的变化率,在一个心电周期中,QRS波的变化率是最明显的,为了方便计算和比较需要对差分信号进行非线性平方变换得到 $X(t)$ 信号,然后对 $X(t)$ 通过滑动平均滤波和中值滤波方法对信号进行平滑处理,滑动平均滤波和中值滤波的阶数 n 由采样频率确定。由于滑动平均滤波的延迟特性,需要对滤波后的信号进行还原处理,将舍弃信号的前 $n/2$ 个信号点。阈值的大小设置为窗口幅值的0.2倍大小,可通过平均值近似计算窗口幅值的大小。将超过0.2倍窗口幅值的区间定义为一个QRS波窗口,根据QRS波特点首先在一个窗口中通过极值法求最大值来识别R波位置,同理在QRS波窗口中R波后求最小值来识别S波位置,

在同一个窗口中R波之前求最小值来识别Q波位置。至此得到QRS波特征点。

[0046] 根据上述所得到的QRS波特征点,根据幅值变换法计算出呼吸波形。如图1所示,心电信号在呼吸的作用下,QRS波的幅值会呈周期性变化,因此,通过幅值调制法即通过采用R-S波幅值与R-Q波幅值之和的周期性波动来表示呼吸信号。

[0047] 对上述步骤得到的呼吸信号,根据香农——奈奎斯特采样原理进行重采样和滑动平均滤波。通过极值法在上述所得的呼吸信号中找到波峰或者波谷,得到一段时间的呼吸次数,根据时间换算即可得到当前时刻的呼吸率,设为第一呼吸率。通过自相关函数和其傅里叶变换求其功率分布,在频率范围 $[0.1667, 0.6667]$ Hz内找功率最大的点对应的频率就是呼吸频率,设为第二呼吸率。对两个呼吸率作平均值为所求呼吸信号的真实呼吸率。

[0048] 有益效果

[0049] 本发明提供的从穿戴式心电中提取呼吸信号和呼吸频率的方法,通过该方法从而使得呼吸信号的提取不依赖于专门的硬件,只需要心电信号就能获取呼吸信号,而且得到的数据准确度较高,误差较小,受环境、运动等的影响较小。同时不会增加待监护病人的不舒适感和病人的身心负担,便于日常生理监护。

附图说明

[0050] 图1为呼吸运动的周期中,呼吸信号对心电信号幅值调制后的心电信号图和同步的呼吸信号图。

[0051] 图2为实施例1提供的呼吸信号提取和呼吸率评估方法的过程示意图。

[0052] 图3为实施例1提供的原始穿戴式心电信号和呼吸信号波形图。

[0053] 图4为实施例1中原始穿戴式心电信号通过滤波后的心电信号波形图。

[0054] 图5为实施例1中通过实际的心电数据进行测试得到的呼吸波形图。

[0055] 图6为实施例1通过心电信号提取的第二呼吸信号波形图。

[0056] 图7为实施例1通过时间序列S1得到的第二呼吸信号功率谱图。

[0057] 图8为实施例1同步采集的呼吸信号功率谱图。

具体实施方式

[0058] 以下将结合附图和实施例,对本发明进行较为详细的说明。

[0059] 实施例:

[0060] 本发明提供了一种从穿戴式心电中提取呼吸信号和呼吸频率的方法,由于呼吸的作用会对心电信号产生调制作用,使QRS波群特征点产生较明显的变化,穿戴式心电信号比起传统的静止状态下的心电信号更容易受到外界环境的干扰,因此,对于信号质量不佳的心电信号要滤除掉,本发明实例采用相邻QRS波群特征的比值来描述波群的变化趋势,而这个波群的变化趋势也就是呼吸波的变化趋势,从而提取出呼吸波,计算出呼吸频率。

[0061] 参见图2,本发明实施例提供了一种基于穿戴式心电信号的呼吸波提取和呼吸率评估方法,其包括如下步骤:

[0062] 获取原始穿戴式心电信号,如图3,为原始穿戴式心电信号波形图。原始穿戴式心电数据信号是从穿戴心电设备获取的,在日常简单运动下,通过穿戴式心电设备获取运动状态下心电数据。首先为了满足呼吸信号实时监测的需要,需要一段短时长的心电数据,这

里设置为10s的数据长度,短时长的数据帧能降低基线漂移的影响,同时也有利于滤除运动伪信号,以下所有信号分析处理也均采用固定10s的分析窗口进行分析。

[0063] 原始信号中包含了大量的基线漂移干扰,工频干扰,以及高频干扰等,需要通过构建滤波器进行滤除,心电数据信号主要频率集中在0.05Hz~100Hz,呼吸信号频率主要集中在0.1667Hz~0.6667Hz,构建滤波器并设置相应的参数:设置低通滤波器参数,低截止频率98Hz,高截止频率103Hz;设置高通滤波器参数,低截止频率0.02Hz~0.1Hz;设置带通滤波器参数,滤除工频干扰,上截止频率53Hz,下截止频率47Hz,得到包含心电信号的时间序列S1,参见图4。

[0064] 根据上述所得到的心电信号,进行QRS波特征点提取。典型的QRS波包括紧密相连的三个波,第一个向下的是Q波,继Q波之后的一个高耸向上的波是R波,继R波之后的向下的波是S波,三个波紧密相连,也是ECG信号中最容易捕捉的波形,R波和S波是QRS波群中最容易捕捉的波形。通常根据标准II导联采集的心电信号提取呼吸信号,标准II导联信号中S波小于Q波和R波,R波大于Q波和S波,所以可以在一个包含一个QRS波群的窗口中根据极值法求得R波和S波,再根据R波位置计算Q波的位置。根据自适应移动窗口极值法进行QRS波群特征点检出,自适应的移动窗口会根据QRS波的不同计算出大小不同的窗口,每个窗口将包含一个完整的QRS波群。

[0065] 具体步骤如下:

[0066] 将上述所得到的心电信号S1进行差分计算得到差分信号D(t):

[0067] $D(t) = [S1_{i+1} - S1_i]$

[0068] 设 θ 为序列S1的总的采样点数, $S1_i$ 和 $S1_{i+1}$ 表示S1序列中相邻的两个采样点的值,则D(t)的序列长度为 $\theta-1$ 。

[0069] 再对差分信号D(t)进行非线性平方变换得到X(t)信号:

[0070] $X(t) = D(t)^2$

[0071] 然后对X(t)通过滑动平均滤波和中值滤波方法对信号进行平滑处理得到Y(t)信号,滑动平均滤波的阶数和中值滤波阶数均设置为n,n向上取整,且有采样频率唯一确定:

[0072] $n = 7 * [f/256]$

[0073] 其中f表示心电信号S1的采样频率,且 $f > 100\text{Hz}$ 。

[0074] 对滤波后Y(t)信号根据滑动平均滤波的延迟特性进行还原处理,即舍弃序列前 $n/2$ 个信号点,得到还原信号Y1(t)。

[0075] 阈值的大小设置为Y1(t)中R波所对应得窗口幅值的0.2倍,为了减小尖峰干扰影响可通过平均值近似计算窗口幅值的大小。

[0076] 将超过阈值的区间定义为Y1(t)中一个QRS波窗口,用 H_x 表示窗口,在每个窗口中通过极大值求最大值确定R波位置序列R(δ):

[0077] $R(\delta) = [\max(H_1) \cdots \max(H_x)]$

[0078] 其中QRS波最大宽度为0.12s,采样频率f,可通过在R波位置后 $f*0.12$ 个采样点中搜索最小值,得到S波位置,因此利用R波位置序列R(δ)可计算出相应的S波位置序列S(δ);通过在R波位置前 $f*0.12$ 个采样点中搜索最小值,得到Q波位置,因此利用R波位置序列R(δ)可计算出相应的Q波位置序列Q(δ)。

[0079] 根据上述所得到的QRS波特征点的位置序列Q(δ),R(δ),S(δ),采用幅值变换法计

算呼吸信号,即通过R-S波幅值与R-Q波幅值之和的周期性波动来表示呼吸信号 $R(\sigma)$:

[0080] $R(\sigma) = M_{rs} + M_{rq}$

[0081] 其中 $R(\sigma)$ 表示随时间变化的呼吸信号, M_{rs} 和 M_{rq} 表示同一个窗口内QRS波中相邻的R波和S波的幅值取绝对值及R波和Q波的幅值的绝对值;对所得到的呼吸信号根据香农-奈奎斯特采样定理进行重采样和滑动平均滤波,使所得到的信号的尽可能的平滑,方便呼吸率的计算。通过实际的心电数据进行测试得到的呼吸波形如图5所示,可以看出与实际呼吸波形具有很高的一致性。

[0082] 根据通过峰值检测法在上述所得的呼吸信号 $R(\sigma)$ 找到波峰或者波谷,得到一段时间的呼吸次数,根据时间换算即可得到当前时刻的呼吸率,设为第一呼吸率 R_1 。

[0083] 峰值检测算法如下:

[0084] 舍去 $R(\sigma)$ 序列中最后一个元素后作差分:

[0085] $RF(\sigma) = [R(2) - R(1) \cdots R(\varepsilon - 1) - R(\varepsilon - 2)]$

[0086] 其中 ε 表示 $R(\sigma)$ 序列中元素的个数,对所得的前差分信号取逻辑值,即正数取1,负数取0,并记作 $RF(\sigma)$;

[0087] 舍去 $R(\sigma)$ 序列第一个元素作差分:

[0088] $RB(\sigma) = [R(3) - R(2) \cdots R(\varepsilon) - R(\varepsilon - 1)]$

[0089] 其中 ε 表示 $R(\sigma)$ 序列中元素的个数,对所得的差分信号取逆逻辑值,即正数取0,负数取1,并记作 $RB(\sigma)$;

[0090] 根据峰值的特点是峰值大于相邻两个点的值,即对 $RF(\sigma)$ 与 $RB(\sigma)$ 相应位置取逻辑与运算,相应位置为1的后一位是一个峰值。然后可通过时间和峰值个数计算出实时的呼吸率作为第一呼吸率 R_1 。

[0091] 对包含心电信号的时间序列 S_1 进行低通滤波,设置低截止频率0.6667Hz,高截止频率1Hz,得到含有呼吸信号的时间序列 S_2 ,通过自相关函数和其傅里叶变换对 S_2 求功率谱分布,在频率范围[0.1667,0.6667]Hz内找功率最大的点对应的频率就是呼吸频率,设为第二呼吸率 R_2 ,如图7所示,第二呼吸信号的功率谱,作为对比图8为实际呼吸信号的功率谱,可以得出,第二呼吸信号与实际呼吸信号在[0.1667,0.6667]Hz内具有很高的一致性。

[0092] 如图5为经过本发明方法得到的第一呼吸信号,其经过峰值检测算法得呼吸频率为16次/min,图6是经过本发明得到的第二呼吸信号,图7为第二呼吸信号功率谱,其对应的呼吸频率为18次/min,其平均呼吸频率为17次/min,通过对同步采集的呼吸信号作功率谱,如图8所示,可得其实际呼吸频率为18次/min,相对误差为0.056。

[0093] 以上说明为本发明的具体实施步骤。

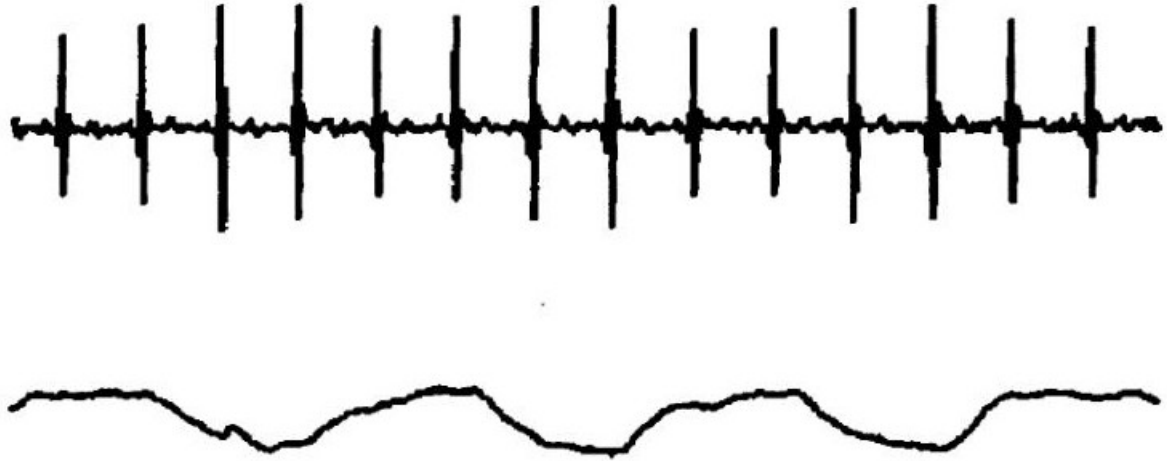


图1

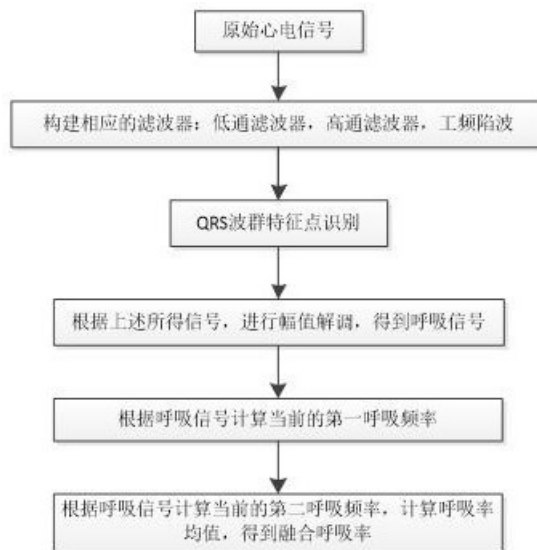


图2

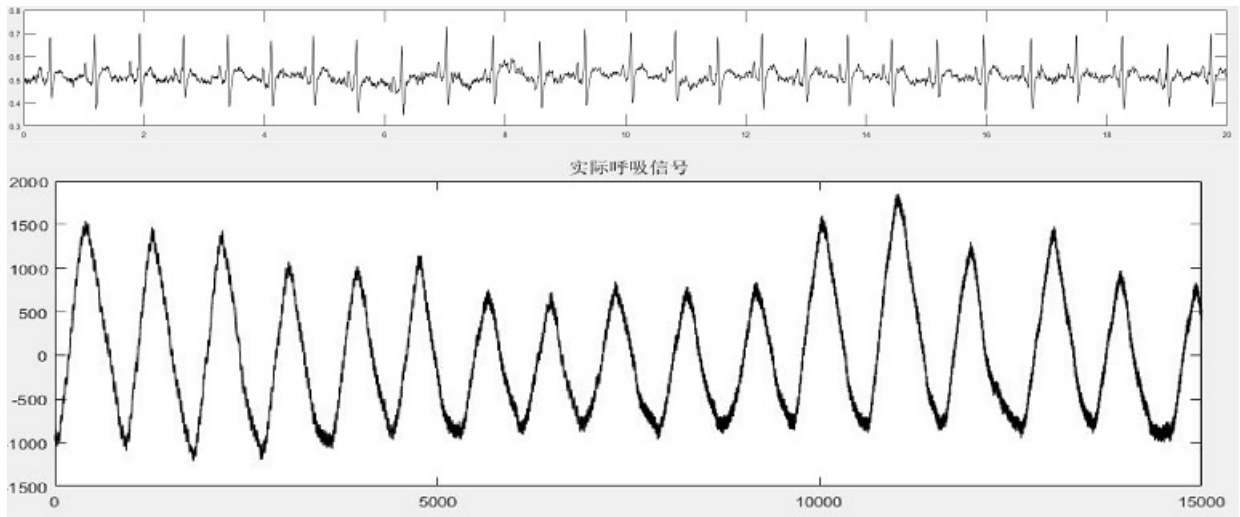


图3

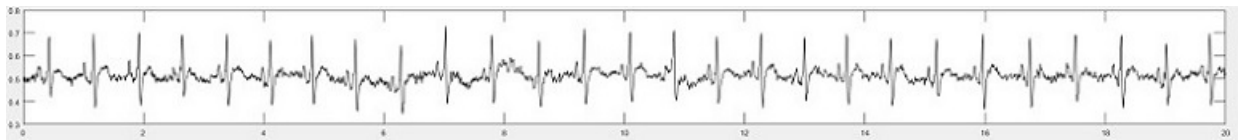


图4

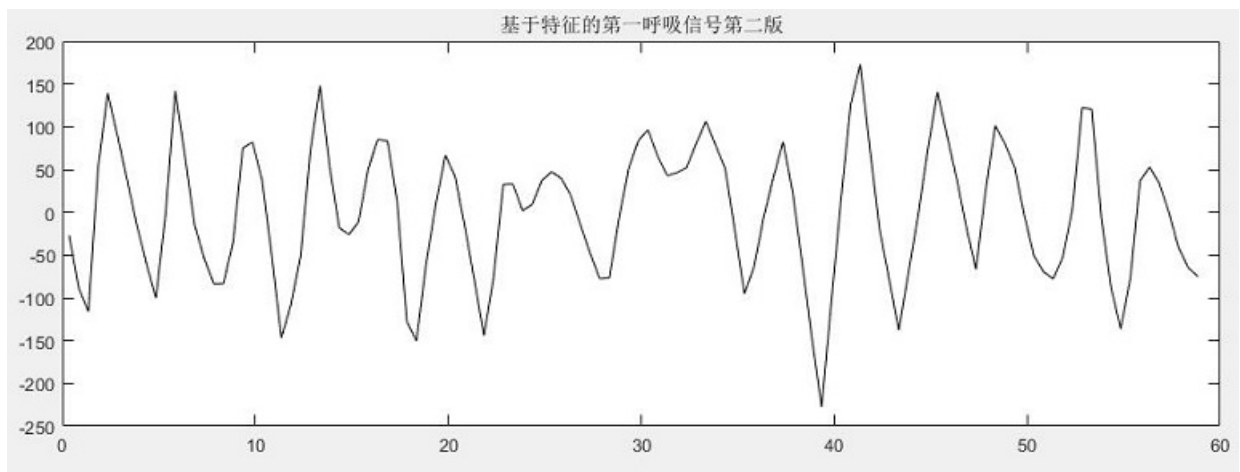


图5

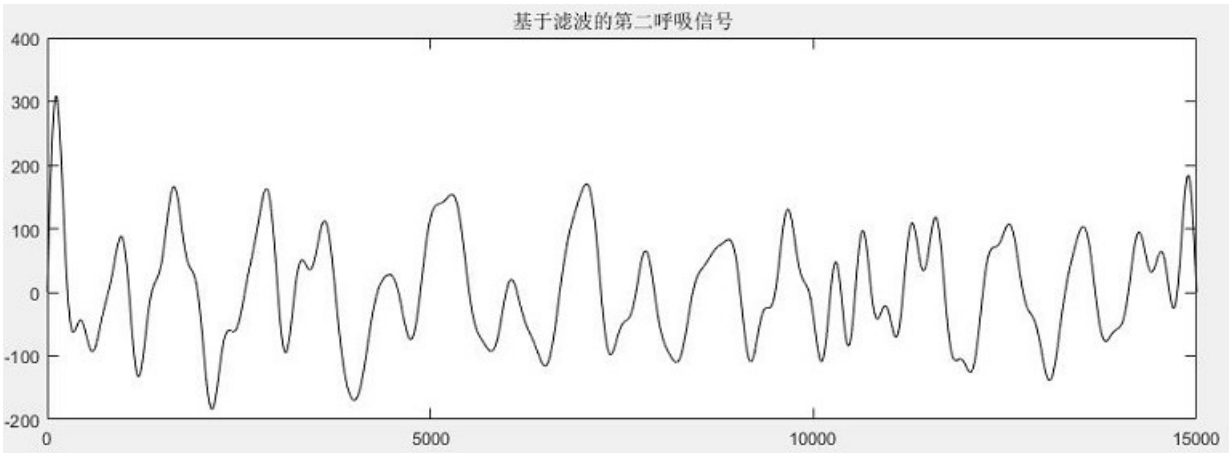


图6

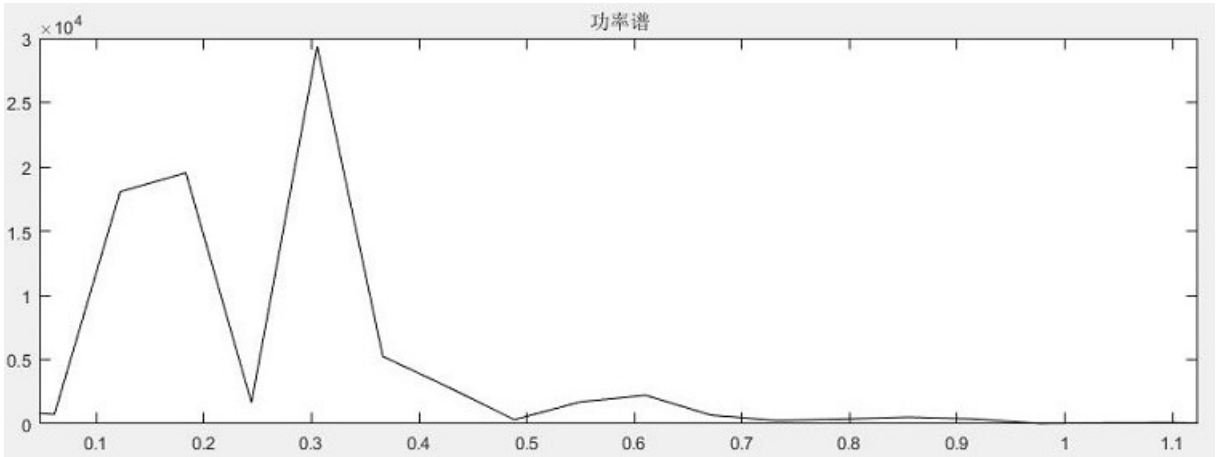


图7

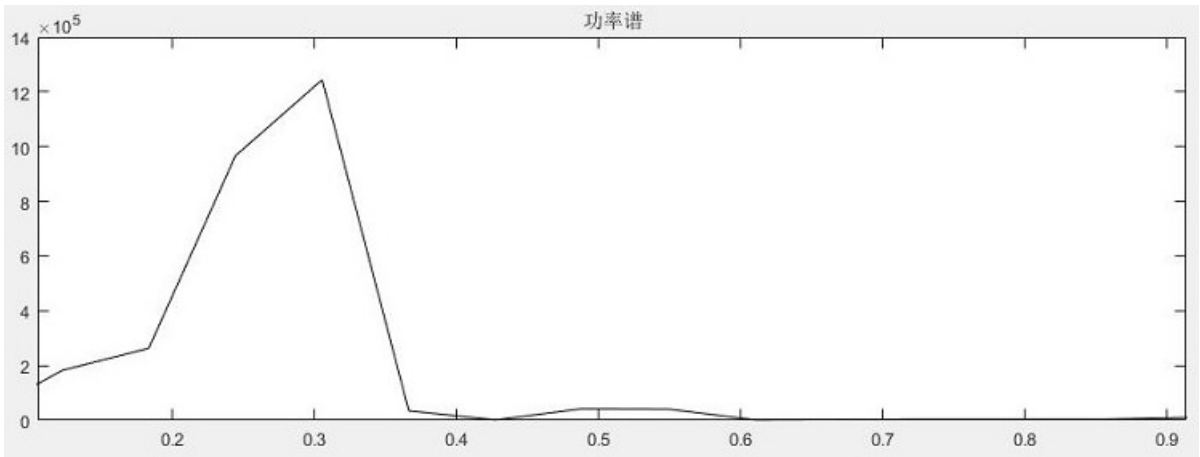


图8

专利名称(译)	从穿戴式心电中提取呼吸信号和呼吸频率的方法		
公开(公告)号	CN110327036A	公开(公告)日	2019-10-15
申请号	CN201910670473.5	申请日	2019-07-24
[标]申请(专利权)人(译)	东南大学		
申请(专利权)人(译)	东南大学		
当前申请(专利权)人(译)	东南大学		
[标]发明人	刘澄玉 胡振原 孙琦 李建清		
发明人	刘澄玉 胡振原 孙琦 李建清		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0472 A61B5/08 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0472 A61B5/0816 A61B5/6802 A61B5/7225 A61B5/725		
代理人(译)	沉进		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提出了一种从穿戴式心电中提取呼吸信号和呼吸频率的方法，该方法先获取原始穿戴式心电数据信号，再对心电数据进行滤波处理，接着QRS波群的特征点识别，幅值变换法得到呼吸信号，根据峰值检测法计算出第一呼吸率，根据自相关函数和快速傅里叶变换得到第二呼吸率，最后呼吸率融合。本发明提供的从穿戴式心电中提取呼吸信号和呼吸频率的方法，通过该方法从而使得呼吸信号的提取不依赖于专门的硬件，只需要心电信号就能获取呼吸信号，而且得到的数据准确度较高，误差较小，受环境、运动等的影响较小。同时不会增加待监护病人的不舒适感和病人的身心负担，便于日常生理监护。

