



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110236527 A

(43)申请公布日 2019.09.17

(21)申请号 201910605059.6

(22)申请日 2019.07.05

(71)申请人 北京理工大学

地址 100081 北京市海淀区中关村南大街5号北京理工大学生命学院

申请人 中国航天员科研训练中心

(72)发明人 许志 高玥 李延军 杨向林

唐晓英 宋晋忠

(74)专利代理机构 北京三聚阳光知识产权代理

有限公司 11250

代理人 李博洋

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

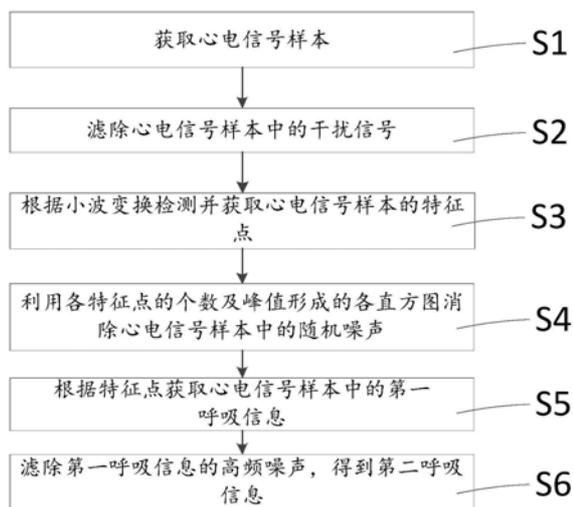
权利要求书3页 说明书8页 附图3页

(54)发明名称

一种获取呼吸信息的方法及装置

(57)摘要

本发明提供一种获取呼吸信息的方法及装置,该获取呼吸信息的方法包括:获取心电信号样本;滤除心电信号样本中的干扰信号;根据小波变换检测并获取心电信号样本的特征点;利用各特征点的个数及峰值形成的各直方图消除心电信号样本中的随机噪声;根据特征点获取心电信号样本中的第一呼吸信息;滤除所述呼吸信息的高频噪声,得到第二呼吸信息。通过获取多个特征点,并对多个特征点进行一系列的计算,从而从心电信号样本中提取第一呼吸信息;在滤除心电信号样本的抗干扰信号的前提下,多个特征点还可以通过使用直方图去除心电信号样本的随机噪声,所以无需任何传感器的情况下,获取的呼吸信号不仅准确性较高,而且抗干扰能力较强。



1. 一种获取呼吸信息的方法,其特征在于,包括:
 - 获取心电信号样本;
 - 滤除所述心电信号样本中的干扰信号;
 - 根据小波变换检测并获取所述心电信号样本的特征点;
 - 利用各所述特征点的个数及峰值形成的各直方图消除所述心电信号样本中的随机噪声;
 - 根据所述特征点获取所述心电信号样本中的第一呼吸信息;
 - 滤除所述第一呼吸信息的高频噪声,得到第二呼吸信息。
2. 根据权利要求1所述的获取呼吸信息的方法,其特征在于,滤除心电信号样本中的干扰信号的步骤,包括:
 - 使用均值滤波器滤除所述心电信号样本中的工频干扰;
 - 采用提升小波变换方法滤除所述心电信号样本中的肌电干扰;
 - 采用函数拟合法滤除所述心电信号样本中的基线漂移。
3. 根据权利要求2所述的获取呼吸信息的方法,其特征在于,所述特征点包括:P波峰值,Q波峰值,R波峰值,S波峰值,T波峰值以及RR间期值;
 - 根据所述特征点获取所述心电信号样本中的第一呼吸信息,包括:
 - 根据所述心电信号样本中的多个心跳周期以及多个心跳周期中的所述P波峰值,Q波峰值,R波峰值,S波峰值,T波峰值以及RR间期构成一个 $m \times 6$ 维的第一矩阵;
 - 其中, m 表征多个心跳周期;
 - 通过以下公式表示所述第一矩阵:
$$X(m) = [x_{1(m)} \ x_{2(m)} \ x_{3(m)} \ x_{4(m)} \ x_{5(m)} \ x_{6(m)}],$$
 - 其中, $X(m)$ 表征第一矩阵; $x_{1(m)}$ 表征多个所述心跳周期中每个心跳周期的P波峰值; $x_{2(m)}$ 表征多个所述心跳周期中每个心跳周期的Q波峰值; $x_{3(m)}$ 表征在多个所述心跳周期中每个心跳周期的R波峰值; $x_{4(m)}$ 表征在多个所述心跳周期中每个心跳周期的S波峰值; $x_{5(m)}$ 表征在多个所述心跳周期中每个心跳周期的T波峰值; $x_{6(m)}$ 表征在多个所述心跳周期中每个心跳周期的RR间期值。
4. 根据权利要求3所述的获取呼吸信息的方法,其特征在于,根据所述特征点获取所述心电信号样本中的第一呼吸信息,还包括:
 - 根据所述多个所述心跳周期中每个心跳周期的P波峰值、多个所述心跳周期中每个心跳周期的Q波峰值、多个所述心跳周期中每个心跳周期的R波峰值、多个所述心跳周期中每个心跳周期的S波峰值、多个所述心跳周期中每个心跳周期的T波峰值和多个所述心跳周期中每个心跳周期的RR间期值分别计算在多个所述心跳周期中P波峰值的平均值、R波峰值的平均值,S波峰值的平均值,T波峰值的平均值以及RR间期的平均值;
 - 根据所述多个所述心跳周期中每个心跳周期的P波峰值中的每个P波峰值减去所述P波峰值的平均值、所述多个所述心跳周期中每个心跳周期的Q波峰值中的每个Q波峰值减去所述Q波峰值的平均值、所述多个所述心跳周期中每个心跳周期的R波峰值中的每个R波峰值减去所述R波峰值的平均值、所述多个所述心跳周期中每个心跳周期的S波峰值中的每个S波峰值减去所述S波峰值的平均值、所述多个所述心跳周期中每个心跳周期的T波峰值中的每个T波峰值减去所述T波峰值的平均值以及所述多个所述心跳周期中每个心跳周期的RR

间期值中的每个RR间期值减去所述RR间期值的平均值,得到第二矩阵;

通过以下公式表示所述第二矩阵:

$$X'(m) = [x'_{1(m)} \ x'_{2(m)} \ x'_{3(m)} \ x'_{4(m)} \ x'_{5(m)} \ x'_{6(m)}],$$

其中, $X'(m)$ 表征第二矩阵; $x'_{1(m)}$ 表征在 $x_{1(m)}$ 中的多个P波峰值减去所述P波峰值的平均值之后,得到的数值; $x'_{2(m)}$ 表征在 $x_{2(m)}$ 中的多个Q波峰值减去所述Q波峰值的平均值之后,得到的数值; $x'_{3(m)}$ 表征在 $x_{3(m)}$ 中的多个R波峰值减去所述R波峰值的平均值之后,得到的数值; $x'_{4(m)}$ 表征在 $x_{4(m)}$ 中的多个S波峰值减去所述S波峰值的平均值之后,得到的数值; $x'_{5(m)}$ 表征在 $x_{5(m)}$ 中的多个T波峰值减去所述T波峰值的平均值之后,得到的数值; $x'_{6(m)}$ 表征在 $x_{6(m)}$ 中的多个RR间期值减去所述多个RR间期值的平均值之后,得到的数值。

5.根据权利要求4所述的获取呼吸信息的方法,其特征在于,根据所述特征点获取所述心电信号样本中的第一呼吸信息,还包括:

获取所述第二矩阵的协方差矩阵;

通过以下公式表示所述第二矩阵的协方差矩阵:

$$C = \frac{1}{6} \sum_{j=1}^6 X'_j(m) X'_j(m)^T,$$

其中,C表征第二矩阵的协方差矩阵; $x'_{j(m)}$ 表征所述第二矩阵中的 $x'_{1(m)}$ 至 $x'_{6(m)}$ 的数值。

6.根据权利要求5所述的获取呼吸信息的方法,其特征在于,根据所述特征点获取所述心电信号样本中的第一呼吸信息,还包括:

根据所述第二矩阵的协方差矩阵计算心电信号样本的特征向量和特征值;

通过以下公式计算所述特征向量和特征值:

$$\lambda v = Cv,$$

其中,v表征所述特征向量,表达式为: $v = [v_1 \ v_2 \ v_3 \ v_4 \ v_5 \ v_6]$; λ 表征所述特征值,表达式为: $\lambda = [\lambda_1 \ \lambda_2 \ \lambda_3 \ \lambda_4 \ \lambda_5 \ \lambda_6]$ 。

7.根据权利要求6所述的获取呼吸信息的方法,其特征在于,根据所述特征点获取所述心电信号样本中的第一呼吸信息,还包括:

根据所述第二矩阵和所述特征向量计算所述心电信号样本的第一呼吸信息;

通过以下公式计算所述心电信号样本的第一呼吸信息:

$$EDR = X'(m) \cdot \sum_{i=1}^k v_i,$$

其中,EDR表征所述心电信号样本的呼吸信息;k表征第k个特征向量;

通过以下公式计算所述第k个特征向量:

$$\sum_{i=1}^k \lambda_i \geq 60\% \times \sum_{i=1}^6 \lambda_i,$$

其中,k表征第k个特征值。

8.一种获取呼吸信息的装置,其特征在于,包括:

心电信号样本获取模块,用于获取心电信号样本;

干扰信号滤除模块,用于滤除所述心电信号样本中的干扰信号;

特征点检测获取模块,用于检测并获取所述心电信号样本的特征点;

随机噪声消除模块,用于利用各特征点的个数及峰值形成的各直方图消除所述心电信号样本中的随机噪声;

呼吸信息获取模块,用于获取所述心电信号样本中的第一呼吸信息;

高频噪声滤除模块,用于滤除所述第一呼吸信息的高频噪声,得到第二呼吸信息。

9. 一种电子设备,其特征在于,包括:

存储器和处理器,所述存储器和所述处理器之间互相通信连接,所述存储器中存储有计算机指令,所述处理器通过执行所述计算机指令,从而执行权利要求1-7任一项所述的获取呼吸信息的方法。

10. 一种计算机可读存储介质,其特征在于,所述计算机可读存储介质存储有计算机指令,所述计算机指令用于使所述计算机从而执行权利要求1-7任一项所述的获取呼吸信息的方法。

一种获取呼吸信息的方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及信号处理技术领域,特别是指一种获取呼吸信息的方法及装置。

背景技术

[0002] 心电图 (electrocardiogram, 简称ECG) 是指心脏在每个心动周期中,由起搏点、心房、心室相继兴奋,伴随着生物电的变化,通过心电描记器从体表引出多种形式的电位变化的图形。心电图的心电信号不仅包含了心脏的功能信息,而且包含了人体其他系统的信息,如呼吸系统的呼吸信息。随着技术的发展,人们已经能够从心电信号中提取呼吸信息 (ECG-Derived Respiration, 简称EDR),通过分析呼吸信号,可以了解用户的呼吸状态,检测呼吸疾病。

[0003] 现有的从心电信号中获取呼吸信息的方法分别利用R波幅值、RS幅值、T波幅值、QRS面积或者RR间期等值来获取;但是这种方法只使用了部分心电信号的波形信息,由于呼吸活动的影响,心电信号中的P、Q、R、S、T波均会发生相应变化,所以这种从心电信号中获取呼吸信息的方法的准确性与抗干扰能力相对较低。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于提供一种获取呼吸信息的方法及装置,以解决现有技术中从心电信号中获取的呼吸信息的方法准确性以及抗干扰能力相对较低的问题。

[0005] 根据第一方面,本发明的实施例提供一种获取呼吸信息的方法,包括:获取心电信号样本;滤除所述心电信号样本中的干扰信号;根据小波变换检测并获取所述心电信号样本的特征点;利用各特征点的个数及峰值形成的各直方图消除所述心电信号样本中的随机噪声;根据所述特征点获取所述心电信号样本中的呼吸信息;滤除所述第一呼吸信息的高频噪声,得到第二呼吸信息。

[0006] 在一实施例中,滤除心电信号样本中的干扰信号的步骤,包括:使用均值滤波器滤除所述心电信号样本中的工频干扰;采用提升小波变换方法滤除所述心电信号样本中的肌电干扰;采用函数拟合法滤除所述心电信号样本中的基线漂移。

[0007] 在一实施例中,所述特征点包括:P波峰值,Q波峰值,R波峰值,S波峰值,T波峰值以及RR间期值;根据所述特征点获取所述心电信号样本中的第一呼吸信息,包括:根据所述心电信号样本中的多个心跳周期以及多个心跳周期中的所述P波峰值,Q波峰值,R波峰值,S波峰值,T波峰值以及RR间期构成一个 $m \times 6$ 维的第一矩阵;其中, m 表征多个心跳周期;

[0008] 通过以下公式表示所述第一矩阵:

[0009]
$$X(m) = [x_{1(m)} \ x_{2(m)} \ x_{3(m)} \ x_{4(m)} \ x_{5(m)} \ x_{6(m)}],$$

[0010] 其中, $X(m)$ 表征第一矩阵; $x_{1(m)}$ 表征多个所述心跳周期中每个心跳周期的P波峰值; $x_{2(m)}$ 表征多个所述心跳周期中每个心跳周期的Q波峰值; $x_{3(m)}$ 表征在多个所述心跳周期中每个心跳周期的R波峰值; $x_{4(m)}$ 表征在多个所述心跳周期中每个心跳周期的S波峰值; $x_{5(m)}$ 表征在多个所述心跳周期中每个心跳周期的T波峰值; $x_{6(m)}$ 表征在多个所述心跳周期中每

个心跳周期的RR间期值。

[0011] 在一实施例中,根据所述特征点获取所述心电信号样本中的第一呼吸信息,还包括:根据所述多个所述心跳周期中每个心跳周期的P波峰值、多个所述心跳周期中每个心跳周期的Q波峰值、多个所述心跳周期中每个心跳周期的R波峰值、多个所述心跳周期中每个心跳周期的S波峰值、多个所述心跳周期中每个心跳周期的T波峰值和多个所述心跳周期中每个心跳周期的RR间期值分别计算在多个所述心跳周期中P波峰值的平均值、R波峰值的平均值,S波峰值的平均值,T波峰值的平均值以及RR间期的平均值;

[0012] 根据所述多个所述心跳周期中每个心跳周期的P波峰值中的每个P波峰值减去所述P波峰值的平均值、所述多个所述心跳周期中每个心跳周期的Q波峰值中的每个Q波峰值减去所述Q波峰值的平均值、所述多个所述心跳周期中每个心跳周期的R波峰值中的每个R波峰值减去所述R波峰值的平均值、所述多个所述心跳周期中每个心跳周期的S波峰值中的每个S波峰值减去所述S波峰值的平均值、所述多个所述心跳周期中每个心跳周期的T波峰值中的每个T波峰值减去所述T波峰值的平均值以及所述多个所述心跳周期中每个心跳周期的RR间期值中的每个RR间期值减去所述RR间期值的平均值,得到第二矩阵;通过以下公式表示所述第二矩阵:

$$[0013] \quad X'(m) = [x'_{1(m)} \quad x'_{2(m)} \quad x'_{3(m)} \quad x'_{4(m)} \quad x'_{5(m)} \quad x'_{6(m)}],$$

[0014] 其中, $X'(m)$ 表征第二矩阵; $x'_{1(m)}$ 表征在 $x_{1(m)}$ 中的多个P波峰值减去所述P波峰值的平均值之后,得到的数值; $x'_{2(m)}$ 表征在 $x_{2(m)}$ 中的多个Q波峰值减去所述Q波峰值的平均值之后,得到的数值; $x'_{3(m)}$ 表征在 $x_{3(m)}$ 中的多个R波峰值减去所述R波峰值的平均值之后,得到的数值; $x'_{4(m)}$ 表征在 $x_{4(m)}$ 中的多个S波峰值减去所述S波峰值的平均值之后,得到的数值; $x'_{5(m)}$ 表征在 $x_{5(m)}$ 中的多个T波峰值减去所述T波峰值的平均值之后,得到的数值; $x'_{6(m)}$ 表征在 $x_{6(m)}$ 中的多个RR间期值减去所述多个RR间期值的平均值之后,得到的数值。

[0015] 在一实施例中,根据所述特征点获取所述心电信号样本中的第一呼吸信息,还包括:获取所述第二矩阵的协方差矩阵;通过以下公式表示所述第二矩阵的协方差矩阵:

$$[0016] \quad C = \frac{1}{6} \sum_{j=1}^6 X'_j(m) X'_j(m)^T,$$

[0017] 其中,C表征第二矩阵的协方差矩阵; $x'_{j(m)}$ 表征所述第二矩阵中的 $x'_{1(m)}$ 至 $x'_{6(m)}$ 的数值。

[0018] 在一实施例中,根据所述特征点获取所述心电信号样本中的第一呼吸信息,还包括:根据所述第二矩阵的协方差矩阵计算心电信号样本的特征向量和特征值;通过以下公式计算所述特征向量和特征值:

$$[0019] \quad \lambda v = Cv,$$

[0020] 其中,v表征所述特征向量,表达式为: $v = [v_1 \quad v_2 \quad v_3 \quad v_4 \quad v_5 \quad v_6]$; λ 表征所述特征值,表达式为: $\lambda = [\lambda_1 \quad \lambda_2 \quad \lambda_3 \quad \lambda_4 \quad \lambda_5 \quad \lambda_6]$;根据所述第二矩阵和所述特征向量计算所述心电信号样本的第一呼吸信息;通过以下公式计算所述心电信号样本的第一呼吸信息:

$$[0021] \quad EDR = X'(m) \cdot \sum_{i=1}^k v_i,$$

[0022] 其中,EDR表征所述心电信号样本的呼吸信息;k表征第k个特征向量。

[0023] 在一实施例中,根据所述第二矩阵和所述特征向量计算所述心电信号样本的第一

呼吸信息,还包括:通过以下公式计算所述第k个特征向量:

$$[0024] \quad \sum_{i=1}^k \lambda_i \geq 60\% \times \sum_{i=1}^6 \lambda_i,$$

[0025] 其中,k表征第k个特征值。

[0026] 根据第二方面,本发明的实施例提供一种获取呼吸信息的装置,包括:心电信号样本获取模块,用于获取心电信号样本;干扰信号滤除模块,用于滤除所述心电信号样本中的干扰信号;特征点检测获取模块,用于检测并获取所述心电信号样本的特征点;随机噪声消除模块,用于利用各特征点的个数及峰值形成的各直方图消除所述心电信号样本中的随机噪声;呼吸信息获取模块,用于获取所述心电信号样本中的第一呼吸信息;高频噪声滤除模块,用于滤除所述呼吸信息的高频噪声,得到第二呼吸信息。

[0027] 根据第三方面,本发明的实施例提供一种电子设备,包括:存储器和处理器,所述存储器和所述处理器之间互相通信连接,所述存储器中存储有计算机指令,所述处理器通过执行所述计算机指令,从而执行如第一方面或其任意实施例所述的获取呼吸信息的方法。

[0028] 根据第四方面,本发明的实施例提供一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质存储有计算机指令,所述计算机指令用于使所述计算机从而执行如第一方面或其任意实施例所述的获取呼吸信息的方法。

[0029] 本发明的上述技术方案的有益效果如下:

[0030] 本发明的实施例提供的获取呼吸信息的方法,包括:获取心电信号样本;滤除心电信号样本中的干扰信号;根据小波变换检测并获取所述心电信号样本的特征点;利用各特征点的个数及峰值形成的各直方图消除所述心电信号样本中的随机噪声;根据特征点获取所述心电信号样本中的第一呼吸信息;滤除所述第一呼吸信息的高频噪声,得到第二呼吸信息。其中,所述多个特征点包括:P波峰值,Q波峰值,R波峰值,S波峰值,T波峰值以及RR间期值。由此可知,通过获取多个心跳周期以及多个心跳周期中的上述多个特征点进行一系列的计算,从而从心电信号样本中提取第一呼吸信息;又由于在滤除心电信号样本的抗干扰信号的前提下,多个特征点又通过使用直方图去除了心电信号样本的随机噪声;为了使得到的呼吸信息更加准确,还需要滤除所述第一呼吸信息的高频噪声,最终得到准确的第二呼吸信息;所以无需任何传感器的情况下,获取的呼吸信号不仅准确性较高,而且抗干扰能力较强。

附图说明

[0031] 图1表示本发明实施例的获取呼吸信息的方法的一个具体示例的流程图;

[0032] 图2表示图1所示的本发明实施例的获取呼吸信息的方法的步骤2的流程图;

[0033] 图3表示图1所示的本发明实施例的获取呼吸信息的方法的步骤5的流程图;

[0034] 图4表示本发明实施例的获取呼吸信息的装置的示意图;

[0035] 图5表示本发明实施例提供的电子设备的连接图。

具体实施方式

[0036] 下面将结合附图对本发明的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施

例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。

[0037] 在本发明的描述中,需要说明的是,除非另有明确的规定和限定,术语“安装”、“相连”、“连接”应做广义理解,例如,可以是固定连接,也可以是可拆卸连接,或一体地连接;可以是机械连接,也可以是电连接;可以是直接相连,也可以通过中间媒介间接相连,还可以是两个元件内部的连通,可以是无线连接,也可以是有线连接。对于本领域的普通技术人员而言,可以根据具体情况理解上述术语在本发明中的具体含义。

[0038] 此外,下面所描述的本发明不同实施方式中所涉及的技术特征只要彼此之间未构成冲突就可以相互结合。

[0039] 如图1所示,本发明实施例提供一种获取呼吸信息的方法,包括:

[0040] 步骤S1:获取心电信号样本;心电信号样本指由心电信号采集器采集的真实心跳产生的信号样本,可以用波图像来表示;

[0041] 步骤S2:滤除心电信号样本中的干扰信号;干扰信号主要包括:工频干扰、肌电干扰和基线漂移;

[0042] 步骤S3:根据小波变换检测并获取心电信号样本的特征点;基于小波变换利用三次样条小波特性,将原信号的极值点变换至小波域过零点,之后同时利用心电信号的时域特征和小波域特征进行特征点检测;小波变换法还通过自适应设置阈值、利用不应期条件提高了检测精度,对心电信号中多个特征点的获取达到了98%的检测准确率;因此采用小波变换法获取心电信号多特征点检测不仅运算速度快,而且检测精度高。

[0043] 步骤S4:利用各特征点的个数及峰值形成的各直方图消除心电信号样本中的随机噪声;直方图为对应特征点的坐标图,横坐标代表对应特征点的波峰幅度值,纵坐标代表对应特征点的相同波峰幅度值的个数;在使用直方图时,以直方图中纵坐标的最大值所对应的横坐标为基准,向左向右寻找两个阈值,确保这两个阈值中间的数据量占总数据量的98%,最后超过或低于上下阈值的对应特征点的波峰幅度值将会被修正至上下阈值,即将对应特征点的较小波峰幅度值调整至阈值范围内。

[0044] 步骤S5:根据特征点获取心电信号样本中的第一呼吸信息。得到第一呼吸信息之后,为了使第一呼吸信息与心电信号样本的频率一致,还需要将得到的第一呼吸信息通过三次样条插值将频率插值至250HZ;

[0045] 步骤S6:滤除所述第一呼吸信息的高频噪声,得到第二呼吸信息;由于获取的第一呼吸信息都存在高频噪声,为了使得到的最终呼吸信息更加准确,所以需要去除第一呼吸信息的高频噪声,得到准确的第二呼吸信息。

[0046] 由此可知,通过获取多个心跳周期以及多个心跳周期中的上述多个特征点进行一系列的计算,从而从心电信号样本中提取第一呼吸信息;又由于在滤除心电信号样本的抗干扰信号的前提下,多个特征点又通过使用直方图去除了心电信号样本的随机噪声;为了使得到的最终呼吸信息更加准确,还需要滤除所述第一呼吸信息的高频噪声,得到准确的第二呼吸信息;所以无需任何传感器的情况下,获取的呼吸信号不仅准确性较高,而且抗干扰能力较强。

[0047] 在一实施例中,如图2所示,上述步骤S2,滤除心电信号样本中的干扰信号的步骤,具体包括:

[0048] 步骤S21:使用均值滤波器滤除心电信号样本中的工频干扰;工频干扰可以使用均值滤波器去除,也可以使用工频陷波法去除,但是由于在均方误差、信差比两方面均值滤波均优于工频陷波,而且在削弱R波峰值方面,均值滤波器的处理效果要优于工频陷波法,即均值滤波器的削弱效果小于工频陷波法;所以在滤除工频干扰时选用均值滤波器滤除;

[0049] 步骤S22:采用提升小波变换方法滤除心电信号样本中的肌电干扰;肌电干扰属于高频干扰,可以使用小波变化法进行滤除,提升小波变换方法是在小波变换法的基础上改进而成的;在相同时频特性的前提下,运算速度方面提升小波变换方法明显优于小波变换法;所以在滤除肌电干扰时采用提升小波变换方法;

[0050] 步骤S23:采用函数拟合法滤除心电信号样本中的基线漂移;基线漂移的校正方法包括形态滤波、中值滤波以及函数拟合法等;当心电信号以正常心拍为主,高频干扰较少时,函数拟合法的实时性和准确性均优于形态滤波法和中值滤波法;所以在滤除基线漂移时采用采用拟合函数法。

[0051] 需要说明的是,在执行上述步骤S21至步骤S23时,不限于上述执行顺序。

[0052] 在一实施例中,上述特征点包括:P波峰值,Q波峰值,R波峰值,S波峰值,T波峰值以及RR间期值;

[0053] 如图3所示,上述步骤S5,根据特征点获取心电信号样本中的呼吸信息的步骤,具体包括:

[0054] 步骤S51,根据心电信号样本中的多个心跳周期以及多个心跳周期中的P波峰值,Q波峰值,R波峰值,S波峰值,T波峰值以及RR间期构成一个 $m \times 6$ 维的第一矩阵;

[0055] 其中, m 表征多个心跳周期;一般取 m 大于等于6,即不小于6个心跳周期;所以在获取心电信号样本时,包含的心跳周期数也要不小于6;

[0056] 通过以下公式表示第一矩阵:

$$[0057] \quad X(m) = [x_{1(m)} \quad x_{2(m)} \quad x_{3(m)} \quad x_{4(m)} \quad x_{5(m)} \quad x_{6(m)}],$$

[0058] 其中, $X(m)$ 表征 m 个周期的多个特征点构成的第一矩阵; $x_{1(m)}$ 表征 m 个数值,即 m 个心跳周期中每个心跳周期的P波峰值; $x_{2(m)}$ 表征 m 个数值,即 m 个心跳周期中每个心跳周期的Q波峰值; $x_{3(m)}$ 表征 m 个数值,即 m 个心跳周期中每个心跳周期的R波峰值; $x_{4(m)}$ 表征 m 个数值,即 m 个心跳周期中每个心跳周期的S波峰值; $x_{5(m)}$ 表征 m 个数值,即 m 个心跳周期中每个心跳周期的T波峰值; $x_{6(m)}$ 表征 m 个数值,即 m 个心跳周期中每个心跳周期的RR间期值。

[0059] 步骤S52,根据 m 个心跳周期中每个心跳周期的P波峰值、 m 个心跳周期中每个心跳周期的Q波峰值、 m 个心跳周期中每个心跳周期的R波峰值、 m 个心跳周期中每个心跳周期的S波峰值、 m 个心跳周期中每个心跳周期的T波峰值和 m 个心跳周期中每个心跳周期的RR间期值分别计算在 m 个心跳周期中P波峰值的平均值、R波峰值的平均值,S波峰值的平均值,T波峰值的平均值以及RR间期的平均值;

[0060] 步骤S53,根据 m 个心跳周期中每个心跳周期的P波峰值中的每个P波峰值减去P波峰值的平均值、 m 个心跳周期中每个心跳周期的Q波峰值中的每个Q波峰值减去Q波峰值的平均值、 m 个心跳周期中每个心跳周期的R波峰值中的每个R波峰值减去R波峰值的平均值、 m 个心跳周期中每个心跳周期的S波峰值中的每个S波峰值减去S波峰值的平均值、 m 个心跳周期中每个心跳周期的T波峰值中的每个T波峰值减去T波峰值的平均值以及 m 个心跳周期中每个心跳周期的RR间期值中的每个RR间期值减去RR间期值的平均值,得到第二矩阵;

[0061] 通过以下公式表示第二矩阵：

$$[0062] \quad X'(m) = [x'_{1(m)} \quad x'_{2(m)} \quad x'_{3(m)} \quad x'_{4(m)} \quad x'_{5(m)} \quad x'_{6(m)}]$$

[0063] 其中, $X'(m)$ 表征第二矩阵; $x'_{1(m)}$ 表征在 $x_{1(m)}$ 中的多个P波峰值减去P波峰值的平均值之后, 得到的数值; $x'_{2(m)}$ 表征在 $x_{2(m)}$ 中的多个Q波峰值减去Q波峰值的平均值之后, 得到的数值; $x'_{3(m)}$ 表征在 $x_{3(m)}$ 中的多个R波峰值减去R波峰值的平均值之后, 得到的数值; $x'_{4(m)}$ 表征在 $x_{4(m)}$ 中的多个S波峰值减去S波峰值的平均值之后, 得到的数值; $x'_{5(m)}$ 表征在 $x_{5(m)}$ 中的多个T波峰值减去T波峰值的平均值之后, 得到的数值; $x'_{6(m)}$ 表征在 $x_{6(m)}$ 中的多个RR间期值减去个RR间期值的平均值之后, 得到的数值。

[0064] 需要说明的是, 图4中所示的多个心跳周期即为上述 m 个心跳周期。

[0065] 步骤S54, 获取第二矩阵的协方差矩阵;

[0066] 通过以下公式表示第二矩阵的协方差矩阵：

$$[0067] \quad C = \frac{1}{6} \sum_{j=1}^6 X'_{j(m)} X'_{j(m)}^T,$$

[0068] 其中, C 表征第二矩阵的协方差矩阵; $x'_{j(m)}$ 表征第二矩阵中的 $x'_{1(m)}$ 至 $x'_{6(m)}$ 的数值; $x'_{j(m)}^T$ 表征第二矩阵的转置。

[0069] 步骤S55, 根据第二矩阵的协方差矩阵计算心电信号样本的特征向量和特征值;

[0070] 通过以下公式计算特征向量和特征值：

$$[0071] \quad \lambda v = Cv,$$

[0072] 其中, v 表征特征向量, 表达式为: $v = [v_1 \quad v_2 \quad v_3 \quad v_4 \quad v_5 \quad v_6]$; λ 表征特征值, 表达式为: $\lambda = [\lambda_1 \quad \lambda_2 \quad \lambda_3 \quad \lambda_4 \quad \lambda_5 \quad \lambda_6]$ 。

[0073] 需要说明的是, 上述特征向量 v 是按照对应的特征值的大小进行排序得到的。

[0074] 步骤S56, 根据第二矩阵和特征向量计算心电信号样本的第一呼吸信息;

[0075] 通过以下公式计算心电信号样本的第一呼吸信息：

$$[0076] \quad EDR = X'(m) \cdot \sum_{i=1}^k v_i,$$

[0077] 其中, EDR 表征心电信号样本的呼吸信息; k 表征第 k 个特征向量。

[0078] 通过以下公式计算第 k 个特征向量：

$$[0079] \quad \sum_{i=1}^k \lambda_i \geq 60\% \times \sum_{i=1}^6 \lambda_i,$$

[0080] 其中, k 表征第 k 个特征值;

[0081] 由上式得出 k 的值, 将 k 值代入 $EDR = X'(m) \cdot \sum_{i=1}^k v_i$ 便可得出呼吸信息。

[0082] 本发明实施例还提供一种获取呼吸信息的装置, 如图4所示, 包括: 心电信号样本获取模块1, 用于获取心电信号样本, 详细内容请参见上述方法实施例的步骤S1的相关描述; 干扰信号滤除模块2, 用于滤除所述心电信号样本中的干扰信号, 详细内容请参见上述方法实施例的步骤S2的相关描述; 特征点检测获取模块3, 用于检测并获取所述心电信号样本的特征点, 详细内容请参见上述方法实施例的步骤S3的相关描述; 随机噪声消除模块4, 用于利用各特征点的个数及峰值形成的各直方图消除所述心电信号样本中的随机噪声, 详细内容请参见上述方法实施例的步骤S4的相关描述; 呼吸信息获取模块5, 用于获取所述心

电信号样本中的第一呼吸信息,详细内容请参见上述方法实施例的步骤S5的相关描述;高频噪声滤除模块6,用于滤除所述呼吸信息的高频噪声,得到第二呼吸信息,详细内容请参见上述方法实施例的步骤S6的相关描述。

[0083] 通过心电信号样本获取模块1、干扰信号滤除模块2、特征点检测获取模块3、呼吸信息获取模块4和高频噪声滤除模块5最终获取准确的呼吸信息;具体的,通过特征点检测获取模块3获取滤除干扰信号后心电信号样本中的多个特征点,多个特征点再通过随机噪声消除模块去除心电信号样本的随机噪声,之后对多个特征点进行一系列的计算,从而实现从心电信号样本中获取第一呼吸信息;由于获取的第一呼吸信息都存在高频噪声,为了使得到的第一呼吸信息更加准确,所以需要去除第一呼吸信息的高频噪声,最终得到准确的第二呼吸信息。由于获取的第一呼吸信息波形较为简单,频率集中;所以可以使用原理简单的低通滤波器就可以滤除呼吸信息中的高频噪声;当然,在不影响本发明效果的情况下,还可以使用其他装置来去除高频噪声;所以无需任何传感器的情况下,获取的呼吸信号不仅准确性较高,而且抗干扰能力较强。

[0084] 本发明实施例还提供了一种电子设备,如图5所示,该电子设备可以包括处理器41和存储器42,其中处理器41和存储器42可以通过总线或者其他方式连接,图5中以通过总线连接为例。

[0085] 处理器41可以为中央处理器(Central Processing Unit,CPU)。处理器41还可以为其他通用处理器、数字信号处理器(Digital Signal Processor,DSP)、专用集成电路(Application Specific Integrated Circuit,ASIC)、现场可编程门阵列(Field-Programmable Gate Array,FPGA)或者其他可编程逻辑器件、分立门或者晶体管逻辑器件、分立硬件组件等芯片,或者上述各类芯片的组合。

[0086] 存储器42作为一种非暂态计算机可读存储介质,可用于存储非暂态软件程序、非暂态计算机可执行程序以及模块,如本发明实施例中的视频数据处理方法对应的程序指令/模块。处理器41通过运行存储在存储器42中的非暂态软件程序、指令以及模块,从而执行处理器的各种功能应用以及数据处理,即实现上述方法实施例中的获取呼吸信息的方法。

[0087] 存储器42可以包括存储程序区和存储数据区,其中,存储程序区可存储操作系统、至少一个功能所需要的应用程序;存储数据区可存储处理器41所创建的数据等。此外,存储器42可以包括高速随机存取存储器,还可以包括非暂态存储器,例如至少一个磁盘存储器件、闪存器件、或其他非暂态固态存储器件。在一些实施例中,存储器42可选包括相对于处理器41远程设置的存储器,这些远程存储器可以通过网络连接至处理器41。上述网络的实例包括但不限于互联网、企业内部网、局域网、移动通信网及其组合。

[0088] 上述电子设备具体细节可以对应参阅图1至3所示的实施例中对应的相关描述和效果进行理解,此处不再赘述。

[0089] 本领域技术人员可以理解,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,所述存储介质可为磁碟、光盘、只读存储记忆体(Read-Only Memory,ROM)、随机存储记忆体(Random Access Memory,RAM)、快闪存储器(Flash Memory)、硬盘(Hard Disk Drive,缩写:HDD)或固态硬盘

(Solid-State Drive,SSD)等;所述存储介质还可以包括上述种类的存储器的组合。

[0090] 以上所述是本发明的优选实施方式,应当指出,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明所述原理的前提下,还可以作出若干改进和润饰,这些改进和润饰也应视为本发明的保护范围。

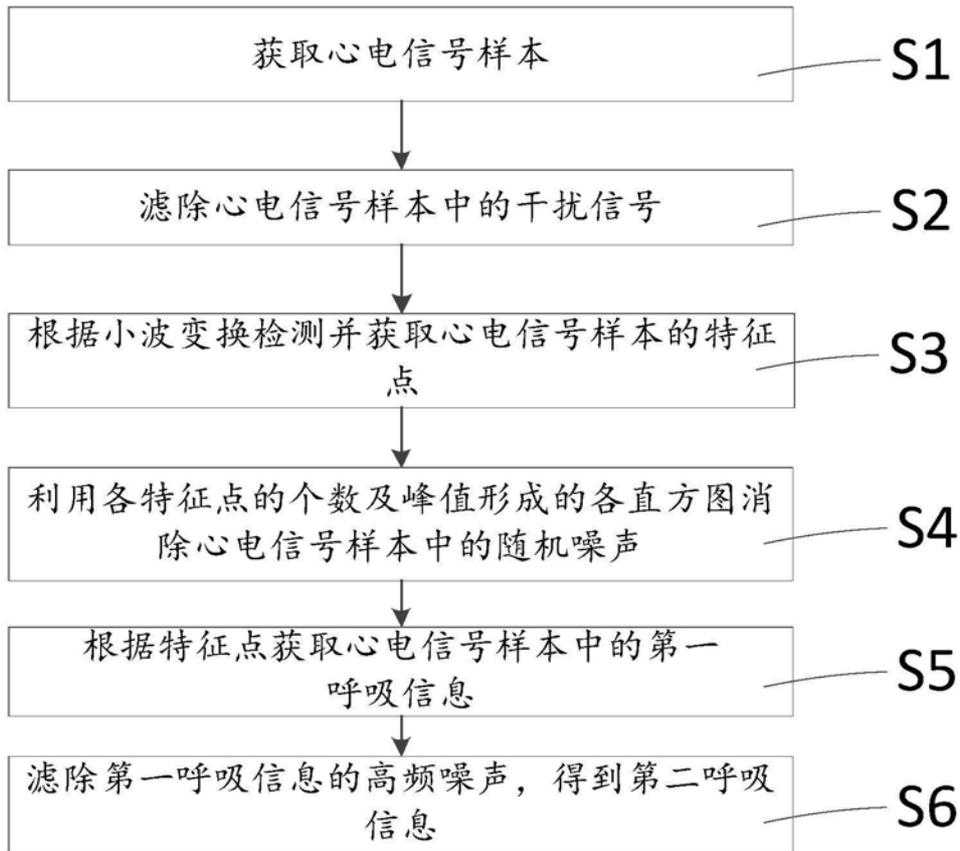


图1

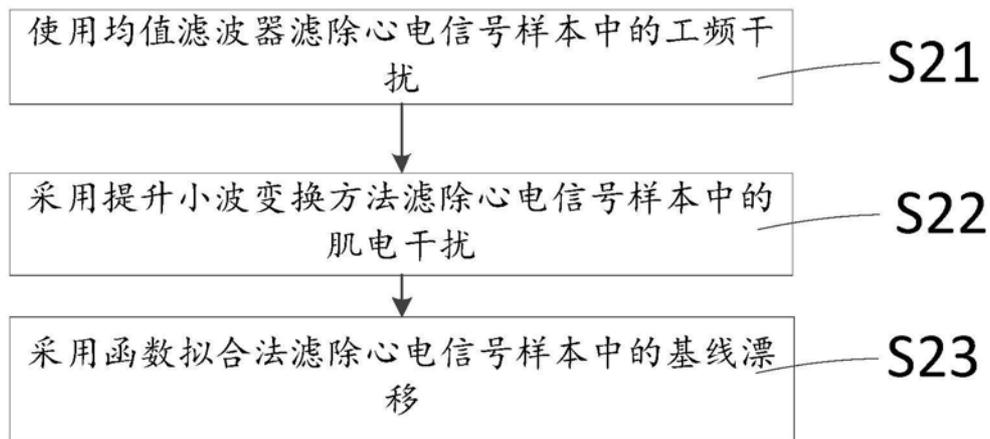


图2

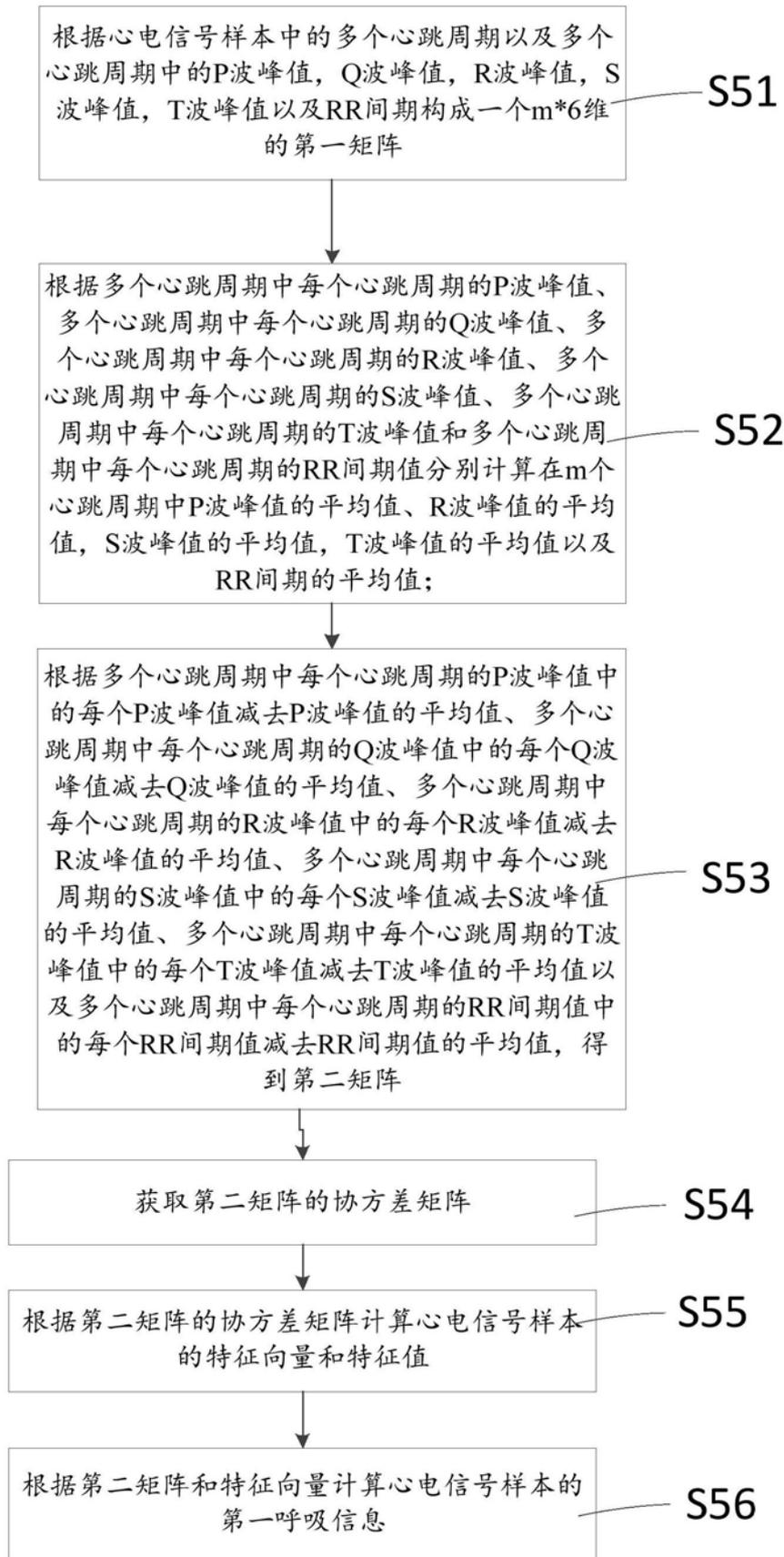


图3



图4

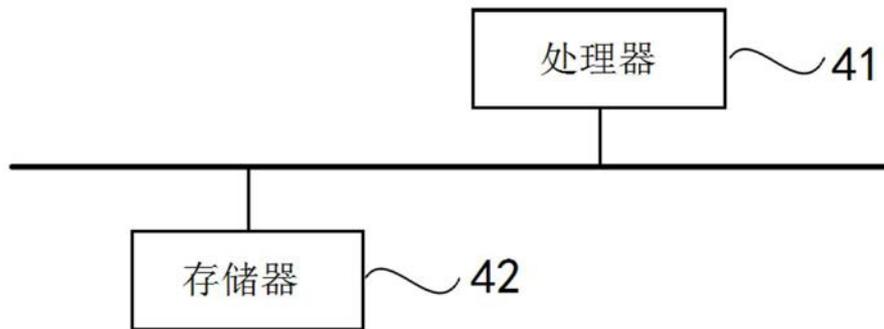


图5

专利名称(译)	一种获取呼吸信息的方法及装置		
公开(公告)号	CN110236527A	公开(公告)日	2019-09-17
申请号	CN201910605059.6	申请日	2019-07-05
[标]申请(专利权)人(译)	北京理工大学 中国航天员科研训练中心		
申请(专利权)人(译)	北京理工大学 中国航天员科研训练中心		
当前申请(专利权)人(译)	北京理工大学 中国航天员科研训练中心		
[标]发明人	许志 高玥 李延军 杨向林 唐晓英 宋晋忠		
发明人	许志 高玥 李延军 杨向林 唐晓英 宋晋忠		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/04017 A61B5/0402 A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/725 A61B5/7253 A61B5/7271		
代理人(译)	李博洋		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种获取呼吸信息的方法及装置，该获取呼吸信息的方法包括：获取心电信号样本；滤除心电信号样本中的干扰信号；根据小波变换检测并获取心电信号样本的特征点；利用各特征点的个数及峰值形成的各直方图消除心电信号样本中的随机噪声；根据特征点获取心电信号样本中的第一呼吸信息；滤除所述呼吸信息的高频噪声，得到第二呼吸信息。通过获取多个特征点，并对多个特征点进行一系列的计算，从而从心电信号样本中提取第一呼吸信息；在滤除心电信号样本的抗干扰信号的前提下，多个特征点还可以通过使用直方图去除心电信号样本的随机噪声，所以无需任何传感器的情况下，获取的呼吸信号不仅准确性较高，而且抗干扰能力较强。

