



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 207323455 U

(45)授权公告日 2018.05.08

(21)申请号 201720260879.2

(22)申请日 2017.03.16

(73)专利权人 纳智源科技(唐山)有限责任公司

地址 063000 河北省唐山市建设北路101号
高科总部大厦1001室

(72)发明人 程驰 孙逸飞 孙晓雅 郝立星

(74)专利代理机构 北京市浩天知识产权代理事
务所(普通合伙) 11276

代理人 宋菲 刘云贵

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(ESM)同样的发明创造已同日申请发明专利

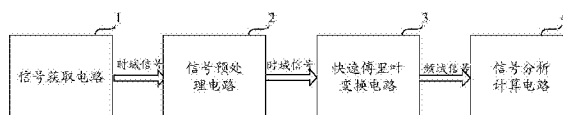
权利要求书2页 说明书15页 附图5页

(54)实用新型名称

基于人体呼吸心跳特征波的信号处理装置

(57)摘要

本实用新型公开了一种基于人体呼吸心跳特征波的信号处理装置,该装置包括:信号获取电路,用于获取基于人体呼吸心跳特征波的时域信号;信号预处理电路,用于对信号获取电路输出的时域信号进行预处理;快速傅里叶变换器,用于对信号预处理电路输出的时域信号进行快速傅里叶变换,得到基于人体呼吸心跳特征波的频域信号;信号分析计算电路,用于根据快速傅里叶变换器输出的频域信号分析计算人体单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。本实用新型提供的基于人体呼吸心跳特征波的信号处理装置能够在同时叠加有呼吸心跳特征波的频域信号上直接分析计算出人体单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。



1. 一种基于人体呼吸心跳特征波的信号处理装置,其特征在于,包括:

信号获取电路,用于获取基于人体呼吸心跳特征波的时域信号;

信号预处理电路,与所述信号获取电路相连,用于对所述信号获取电路输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行预处理;

快速傅里叶变换器,与所述信号预处理电路相连,用于对所述信号预处理电路输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行快速傅里叶变换,得到基于人体呼吸心跳特征波的频域信号;

信号分析计算电路,与所述快速傅里叶变换器相连,用于根据所述快速傅里叶变换器输出的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号分析计算人体单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。

2. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述信号预处理电路进一步包括:

基准调整放大电路,与所述信号获取电路相连,用于调整所述信号获取电路输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号的基准点,并对其进行放大处理;

滤波电路,与所述基准调整放大电路相连,用于对所述基准调整放大电路输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行滤波处理;

模数转换电路,与所述滤波电路相连,用于对所述滤波电路输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行模数转换,并将其输出至所述快速傅里叶变换器。

3. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述装置还包括:

第一存储显示模块,与所述信号预处理电路相连,用于存储所述信号预处理电路输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号,以及根据所述信号预处理电路输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号在时域上绘制时域波形,并显示所述时域波形;和/或,

第二存储显示模块,与所述快速傅里叶变换器相连,用于存储所述快速傅里叶变换器输出的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号,以及根据所述快速傅里叶变换器输出的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号在频域上绘制频域波形,并显示所述频域波形。

4. 根据权利要求3所述的装置,其特征在于,所述第一存储显示模块或第二存储显示模块还与所述信号分析计算电路相连,用于显示分析计算得到的所述呼吸次数和/或所述心跳次数。

5. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述信号获取电路包括摩擦发电式传感器和/或压电发电式传感器。

6. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述信号分析计算电路进一步包括:

峰值检测电路,与所述快速傅里叶变换器相连,用于根据所述快速傅里叶变换器输出的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号,计算出第一频域范围的最大幅值,和/或计算出第二频域范围的最大幅值;

呼吸信号分析计算电路,与所述峰值检测电路相连,用于根据所述峰值检测电路输出的第一频域范围的最大幅值,计算出所述第一频域范围的最大幅值对应的频率值,并根据公式 $y_1 = x_1 \times t$ 计算所述呼吸次数;

心跳信号分析计算电路,与所述峰值检测电路相连,用于根据所述峰值检测电路输出的第二频域范围的最大幅值,计算出所述第二频域范围的最大幅值对应的频率值,并根据公式 $y_2 = x_2 \times t$ 计算所述心跳次数;

其中, x_1 为计算出的所述第一频域范围的最大幅值对应的频率值, y_1 为计算得到的所述呼吸次数, x_2 为计算出的所述第二频域范围的最大幅值对应的频率值, y_2 为计算得到的所述心跳次数, t 为单位时间。

7. 根据权利要求6所述的装置, 其特征在于, 所述第二频域范围进一步包括: 第三频域范围、第四频域范围和第五频域范围;

所述峰值检测电路还用于根据所述快速傅里叶变换器输出的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号, 分别计算出所述第三频域范围、所述第四频域范围和所述第五频域范围的最大幅值;

心跳信号分析计算电路具体用于计算所述第三频域范围与所述第四频域范围的最大幅值对应的频率值的差值的绝对值 A 及所述第四频域范围与所述第五频域范围的最大幅值对应的频率值的差值的绝对值 B , 将 A 与 B 进行比较, 若 $A \leq B$, 则计算得到的 x_2 为所述第三频域范围与所述第四频域范围的最大幅值对应的频率值的平均值; 若 $A > B$, 则计算得到的 x_2 为所述第四频域范围与所述第五频域范围的最大幅值对应的频率值的平均值; 并根据公式 $y_2 = x_2 \times t$ 计算所述心跳次数。

基于人体呼吸心跳特征波的信号处理装置

技术领域

[0001] 本实用新型涉及信号处理技术领域,尤其涉及一种基于人体呼吸心跳特征波的信号处理装置。

背景技术

[0002] 呼吸及心跳是人体重要的生理特征状况信息,而呼吸信号和心跳信号是人体呼吸和心跳作用在信号处理装置后的一种表现形式,因此,呼吸信号和心跳信号常受到人体生理体征状况、个体的差异变化以及信号处理装置的误差而呈现千差万别的形态,同时,在实际检测呼吸信号和心跳信号的过程中,一般获取到的是掺杂了其它工频干扰信号以及高频噪声干扰信号的人体呼吸信号和心跳信号的叠加信号,这都加大了对呼吸信号和心跳信号的分析难度。

[0003] 现有技术中的信号处理装置针对上述问题一般是将呼吸信号和心跳信号先进行滤波,再进行分离,然后分别分析计算人体单位时间内的呼吸次数和心跳次数,为了完成这项工作往往使得该信号处理装置的结构及算法非常复杂,但是,其对呼吸信号和心跳信号的检测分析结果往往准确率不高,同时,也会使得该装置的操作复杂,成本高昂,不适合大规模工业化生产。

[0004] 因此,现有技术中缺少一种能够简便高效准确地处理人体呼吸心跳特征波的信号处理装置。

实用新型内容

[0005] 本实用新型的目的是针对现有技术的缺陷,提供了一种基于人体呼吸心跳特征波的信号处理装置,用于提供一种简便高效地处理人体呼吸心跳特征波的方案。

[0006] 根据本实用新型的一个方面,提供了一种基于人体呼吸心跳特征波的信号处理装置,其包括:

[0007] 信号获取电路,用于获取基于人体呼吸心跳特征波的时域信号;

[0008] 信号预处理电路,与信号获取电路相连,用于对信号获取电路输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行预处理;

[0009] 快速傅里叶变换器,与信号预处理电路相连,用于对信号预处理电路输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行快速傅里叶变换,得到基于人体呼吸心跳特征波的频域信号;

[0010] 信号分析计算电路,与快速傅里叶变换器相连,用于根据快速傅里叶变换器输出的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号分析计算人体单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。

[0011] 所述信号预处理电路进一步包括:

[0012] 基准调整放大电路,与信号获取电路相连,用于调整信号获取电路输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号的基准点,并对其进行放大处理;

[0013] 滤波电路,与基准调整放大电路相连,用于对基准调整放大电路输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行滤波处理;

[0014] 模数转换电路,与滤波电路相连,用于对滤波电路输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行模数转换,并将其输出至快速傅里叶变换器。

[0015] 所述装置还包括:

[0016] 第一存储显示模块,与信号预处理电路相连,用于存储信号预处理电路输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号,以及根据信号预处理电路输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号在时域上绘制时域波形,并显示时域波形;和/或,

[0017] 第二存储显示模块,与快速傅里叶变换器相连,用于存储快速傅里叶变换器输出的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号,以及根据快速傅里叶变换器输出的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号在频域上绘制频域波形,并显示频域波形。

[0018] 所述第一存储显示模块或第二存储显示模块还与信号分析计算电路相连,用于显示分析计算得到的呼吸次数和/或心跳次数。

[0019] 所述信号获取电路包括摩擦发电式传感器和/或压电发电式传感器。

[0020] 所述信号分析计算电路进一步包括:

[0021] 峰值检测电路,与快速傅里叶变换器相连,用于根据快速傅里叶变换器输出的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号,计算出第一频域范围的最大幅值,和/或计算出第二频域范围的最大幅值;

[0022] 呼吸信号分析计算电路,与峰值检测电路相连,用于根据峰值检测电路输出的第一频域范围的最大幅值,计算出第一频域范围的最大幅值对应的频率值,并根据公式 $y_1 = x_1 \times t$ 计算所述呼吸次数;

[0023] 心跳信号分析计算电路,与峰值检测电路相连,用于根据峰值检测电路输出的第二频域范围的最大幅值,计算出第二频域范围的最大幅值对应的频率值,并根据公式 $y_2 = x_2 \times t$ 计算所述心跳次数;

[0024] 其中, x_1 为计算出的所述第一频域范围的最大幅值对应的频率值, y_1 为计算得到的所述呼吸次数, x_2 为计算出的所述第二频域范围的最大幅值对应的频率值, y_2 为计算得到的所述心跳次数, t 为单位时间。

[0025] 所述第二频域范围进一步包括:第三频域范围、第四频域范围和第五频域范围;

[0026] 所述峰值检测电路还用于根据快速傅里叶变换器输出的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号,分别计算出第三频域范围、第四频域范围和第五频域范围的最大幅值;

[0027] 所述心跳信号分析计算电路具体用于计算第三频域范围与第四频域范围的最大幅值对应的频率值的差值的绝对值A及第四频域范围与第五频域范围的最大幅值对应的频率值的差值的绝对值B,将A与B进行比较,若 $A \leq B$,则计算得到的 x_2 为第三频域范围与第四频域范围的最大幅值对应的频率值的平均值;若 $A > B$,则计算得到的 x_2 为第四频域范围与第五频域范围的最大幅值对应的频率值的平均值;并根据公式 $y_2 = x_2 \times t$ 计算心跳次数。

[0028] 根据本实用新型提供的基于人体呼吸心跳特征波的信号处理装置,首先通过信号获取电路获取基于人体呼吸心跳特征波的时域信号;然后通过信号预处理电路对信号获取电路输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行预处理;其次通过快速傅里叶变换器对信号预处理电路输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行快速傅里叶变换,得到

基于人体呼吸心跳特征波的频域信号;最终通过信号分析计算电路根据快速傅里叶变换器输出的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号分析计算人体单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。本装置通过将在时域上叠加的人体呼吸和心跳特征波转换到频域上,进一步在频域上将呼吸信号和心跳信号所在频域范围分开,再根据在频域上某频率值的幅值越大对应时在域上该信号的周期性就越强找到呼吸频域范围和心跳频域范围的最大幅值对应的频率值,从而计算得到人体单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。也就是说,本实施例提供的基于人体呼吸心跳特征波的信号处理装置能够在同时叠加有呼吸心跳特征波的频域信号上直接分析计算出人体单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。另外,该装置结构及分析计算过程简单,对信号分析处理的准确率高,并且成本低廉,适合大规模工业生产。

附图说明

[0029] 图1a示出了本实用新型提供的一个实施例的基于人体呼吸心跳特征波的信号处理装置的功能结构示意图;

[0030] 图1b示出了图1a提供的一个实施例的基于人体呼吸心跳特征波的信号处理装置的一种具体实施方式的功能结构示意图;

[0031] 图2a示出了基于人体呼吸心跳特征波的时域信号波形图;

[0032] 图2b示出了经过快速傅里叶变换器变换后的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号波形图;

[0033] 图3示出了本实用新型提供的另一个实施例的基于人体呼吸心跳特征波的信号处理装置的功能结构示意图;

[0034] 图4示出了本实用新型提供的一个实施例的基于人体呼吸心跳特征波的信号处理方法的流程图;

[0035] 图5示出了本实用新型提供的另一个实施例的基于人体呼吸心跳特征波的信号处理方法的流程图;

[0036] 图6示出了本实用新型提供的又一个实施例的基于人体呼吸心跳特征波的信号处理方法的流程图。

具体实施方式

[0037] 下面将结合附图对本实用新型技术方案的实施例进行详细的描述。以下实施例仅用于更加清楚地说明本实用新型的技术方案,因此只作为示例,而不能以此来限制本实用新型的保护范围。

[0038] 图1a示出了本实用新型提供的一个实施例的基于人体呼吸心跳特征波的信号处理装置的功能结构示意图。图1b示出了图1a提供的一个实施例的基于人体呼吸心跳特征波的信号处理装置的一种具体实施方式的功能结构示意图。如图1a和图1b所示,该装置包括:信号获取电路1、信号预处理电路2、快速傅里叶变换器3和信号分析计算电路4;信号获取电路1,用于获取基于人体呼吸心跳特征波的时域信号;信号预处理电路2,其与信号获取电路1相连,用于对信号获取电路1输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行预处理;快速傅里叶变换器3,其与信号预处理电路2相连,用于对信号预处理电路2输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行快速傅里叶变换,得到基于人体呼吸心跳特征波的频域信

号;信号分析计算电路4,其与快速傅里叶变换器3相连,用于根据快速傅里叶变换器3输出的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号分析计算人体单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。

[0039] 信号获取电路1设置在能够获取到人体呼吸和/或心跳的位置处,用于将人体呼吸和/或心跳转换为基于人体呼吸心跳特征波的时域信号输出。可选地,本实施例中的信号获取电路1包括摩擦发电式传感器和/或压电发电式传感器。以摩擦发电式传感器为例,其可以检测出人体呼吸和/或心跳等生理特征,其输出的信号为基于人体呼吸心跳特征波的时域信号,该时域信号为包含了人体呼吸和心跳两种生理特征的叠加信号。

[0040] 通过信号获取电路1获取的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号一般为较为微弱的模拟交流脉冲信号,且在信号获取电路1输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号中通常掺杂有工频干扰信号和/或高频噪声干扰信号等,所以,在获取到基于人体呼吸心跳特征波的时域信号后,应对该时域信号进行预处理,如基准调整放大处理、滤波处理和模数转换处理等,以便后续快速傅里叶变换器3及信号分析计算电路4对该时域信号进行分析处理。具体地,如图1b所示,信号预处理电路2可以进一步包括:基准调整放大电路21、滤波电路22和模数转换电路23。

[0041] 其中,基准调整放大电路21,其与信号获取电路1相连,用于调整信号获取电路1输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号的基准点,并对其进行放大处理。在本实施例中,由于信号获取电路1采用摩擦发电式传感器和/或压电发电式传感器获取基于人体呼吸心跳特征波的时域信号,因此,信号获取电路1输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号为模拟交流脉冲信号,也就是说,在信号获取电路1输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号中存在负幅值。因此,为了简化后续模块的分析处理过程以及保证后续模块的分析处理结果的准确率,需要对信号获取电路1输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号的基准点进行调整,避免负幅值的发生。同时,由于信号获取电路1输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号较为微弱,所以,在信号获取电路1输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号调整完基准点后,还需要对其进行放大处理,以便后续模块进行分析处理。

[0042] 在一种可选实施方式中,基准调整放大电路21可进一步包括基准调整器(图中未示出)、电荷放大器(图中未示出)和电压放大器(图中未示出);其中,基准调整器与信号获取单元1相连,用于调整信号获取电路1输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号的基准点;电荷放大器与基准调整器相连,用于对基准调整器输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行阻抗转换;电压放大器与电荷放大器相连,用于根据电压放大器中的预设放大倍数,将电荷放大器输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行电压放大,并将其输出至滤波电路22。

[0043] 在该可选实施方式中,为了防止信号获取电路1输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号在后续模块的分析处理过程中出现信号失真的现象,对基准调整器输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号先后进行电荷放大和电压放大,但是,应当理解的是,若基准调整器输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号未出现失真的现象,也可仅采用电压放大器对基准调整器输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行电压放大,此处不做限定。

[0044] 滤波电路22,其与基准调整放大电路21相连,用于对基准调整放大电路21输出的

基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行滤波处理。由于信号获取电路1输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号中通常掺杂有工频干扰信号(如50Hz的工频干扰信号)和/或高频噪声干扰信号等,从而影响对人体呼吸心跳特征波的分析,所以,在通过基准调整放大电路21处理后,进一步通过滤波电路22对基准调整放大电路21输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行滤波处理。

[0045] 可选地,滤波电路22为低通滤波器。由于人体呼吸频率一般在 $[0.2, 0.8\text{Hz}]$ 之间、心跳频率一般在 $[0.8\text{Hz}, 2\text{Hz}]$ 之间,因此,为了滤除其中的干扰信号,可选用截止频率高于2Hz的低通滤波器。本实用新型对低通滤波器的阶数不做限制,但是,综合低通滤波器的精度及成本,可采用截止频率为10Hz的二阶低通滤波器滤除频率高于10Hz的干扰信号。

[0046] 模数转换电路23,其与滤波电路22相连,用于对滤波电路22输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行模数转换,并将其输出至快速傅里叶变换器3。由于采用摩擦发电式传感器和/或压电发电式传感器的信号获取电路1输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号为模拟信号,所以需要通过模数转换电路23对基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行模数转换,将其从模拟信号转换为数字信号,以便后续模块进行分析处理。例如,可先预设采样率通过模数转换器对滤波电路22输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行模数转换,使其转换为数字信号,从而输出至快速傅里叶变换器3进行快速傅里叶变换。

[0047] 经过信号预处理电路2预处理后的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号在快速傅里叶变换器3中进行快速傅里叶变换,使信号预处理电路2输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号转换为基于人体呼吸心跳特征波的频域信号。如图2a所示的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号在经过快速傅里叶变换器3进行快速傅里叶变换后转换成如图2b所示的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号。

[0048] 其中,快速傅里叶变换器3可选用数字信号处理芯片、现场可编程门阵列或专用集成电路。并且快速傅里叶变换器3可通过基2-FFT算法(基2-快速傅里叶变换)或基2-FFT(基4-快速傅里叶变换)算法将基于人体呼吸心跳特征波的时域信号转换为基于人体呼吸心跳特征波的频域信号。

[0049] 信号分析计算电路4,其与快速傅里叶变换器3相连,用于根据快速傅里叶变换器3输出的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号分析计算人体单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。可选地,信号分析计算电路4为单片机(如MSP430系列芯片、STM32系列芯片)。

[0050] 可选地,如图1b所示,信号分析计算电路4还进一步包括:峰值检测电路41、呼吸信号分析计算电路42和心跳信号分析计算电路43;其中,峰值检测电路41,其与快速傅里叶变换器3相连,用于根据快速傅里叶变换器3输出的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号,计算出第一频域范围的最大幅值,和/或计算出第二频域范围的最大幅值;呼吸信号分析计算电路42,其与峰值检测电路41相连,用于根据峰值检测电路41输出的第一频域范围的最大幅值,计算出第一频域范围的最大幅值对应的频率值,并根据公式 $y_1 = x_1 \times t$ 计算人体单位时间内的呼吸次数;心跳信号分析计算电路43,其与峰值检测电路42相连,用于根据峰值检测电路42输出的第二频域范围的最大幅值,计算出第二频域范围的最大幅值对应的频率值,并根据公式 $y_2 = x_2 \times t$ 计算人体单位时间内的呼吸次数;其中, x_1 为计算出的第一频域范围的最大幅值对应的频率值, y_1 为计算得到的人体单位时间内的呼吸次数, x_2 为计算出的第

二频域范围的最大幅值对应的频率值, y_2 为计算得到的人体单位时间内的心跳次数, t 为单位时间。

[0051] 一般情况下, 人体呼吸频率和心跳频率都处于低频范围中, 具体地, 人体呼吸频率处于第一频域范围 $[0.2\text{Hz}, 0.8\text{Hz})$ 内、人体心跳频率处于第二频域范围 $[0.8\text{Hz}, 2\text{Hz}]$ 内, 因此, 第一频域范围可优选为 $[0.2\text{Hz}, 0.8\text{Hz})$ 、第二频域范围可优选为 $[0.8\text{Hz}, 2\text{Hz}]$ 。应当注意的是, 第一频域范围是指在人体呼吸频域范围上的一个特定频域范围, 第二频域范围是指在人体心跳频域范围上的一个特定频域范围, 也就是说, 第一频域范围可以根据本领域技术人员的需要灵活设置为人体呼吸频域范围上的任一频域范围, 同理, 第二频域范围也可以根据本领域技术人员的需要灵活设置为人体心跳频域范围上的任一频域范围, 此处不作限定。

[0052] 在一种可选实施方式中, 峰值检测电路41进一步包括: 赋值电路(图中未示出)和比较电路(图中未示出)。

[0053] 赋值电路, 其与快速傅里叶变换器3相连, 用于分别在第一频域范围、第二频域范围设置变量参数 $\max_1$ 、 $\max_2$; 其中, $\max_1$ 、 $\max_2$ 的初始赋值分别为第一频域范围、第二频域范围起始频率点的幅值。

[0054] 在计算第一频域范围的最大幅值时, 可在第一频域范围设置变量参数 $\max_1$, $\max_1$ 初始赋值为第一频域范围起始频率点的幅值。例如, 第一频域范围起始点坐标为 $(0.2, 0.03)$, 其中, 横坐标0.2为频率值, 纵坐标0.03为频率值为0.2时的信号幅值大小, 则 $\max_1$ 初始赋值为0.03。同理, 在计算第二频域范围的最大幅值时, 可在第二频域范围设置变量参数 $\max_2$, $\max_2$ 的初始赋值为第二频域范围起始频率点的幅值, 此处不再赘述。

[0055] 比较电路, 其与赋值电路相连, 用于在第一频域范围内, 将 $\max_1$ 的值与下一频率点的幅值进行比较。若下一频率点的幅值大于 $\max_1$ 的值, 则将该下一频率点的幅值赋值给 $\max_1$; 若下一频率点的幅值小于或等于 $\max_1$ 的值, 则保持 $\max_1$ 的值不变; 以此类推, 直至比较到第一频域范围终止频率点后结束, 将幅值等于 $\max_1$ 的值的频率点作为第一频域范围内的最大幅值。例如, $\max_1$ 的值为0.05, 下一频率点幅值为0.03, 则保持 $\max_1$ 的值不变, 若下一频率点幅值为0.06, 则给 $\max_1$ 赋值为0.06, 以此类推。当 $\max_1$ 与第一频域范围内的终止频率点的幅值比较后结束, 例如, 当与终止频率点的幅值比较后 $\max_1$ 值为0.06, 则将幅值0.06作为第一频域范围的最大幅值。

[0056] 此外, 比较电路还用于: 在第二频域范围内, 将 $\max_2$ 的值与下一频率点的幅值进行比较。若下一频率点的幅值大于 $\max_2$ 的值, 则将该下一频率点的幅值赋值给 $\max_2$; 若下一频率点的幅值小于或等于 $\max_2$ 的值, 则保持 $\max_2$ 的值不变; 以此类推, 直至比较到第二频域范围终止频率点后结束, 最终将幅值等于 $\max_2$ 的值的频率点作为第二频域范围内的最大幅值。同理, 参照获取第一频域范围的最大幅值的方法, 可以获得第二频域范围的最大幅值。

[0057] 可选地, 也可利用寻峰函数分别计算出第一频域范围、第二频域范围的最大幅值。例如, 可利用导数寻峰函数法, 即在频域信号的波形曲线上求解各点的一阶导数、二阶导数、三阶导数等, 并根据求解的导数曲线确定第一频域范围、第二频域范围的最大峰值点, 即最大幅值。

[0058] 在一般情况下, 由于人体呼吸和心跳波形呈现一定的周期性, 即在频域上某频率值的幅值越大对应应在时域上该信号的周期性就越强, 则第一频域范围的最大幅值的频率值

最能代表人体呼吸频率,而第二频域范围的最大幅值的频率值最能代表人体心跳频率,所以,可利用上述的循环比较法或寻峰函数分别在快速傅里叶变换器3输出的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号的第一频域范围 $[0.2\text{Hz}, 0.8\text{Hz})$ 和第二频域范围 $[0.8\text{Hz}, 2\text{Hz}]$ 中计算出最大幅值,并通过确定第一频域范围和第二频域范围的最大幅值对应的频率值,计算人体单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。若计算出的 $[0.2\text{Hz}, 0.8\text{Hz})$ 第一频域范围的最大幅值对应的频率值 x_1 为 0.5Hz ,计算出的 $[0.8\text{Hz}, 2\text{Hz}]$ 第二频域范围的最大幅值对应的频率值 x_2 为 1.2Hz ,单位时间 t 为 60s ,则通过 $y_1 = x_1 \times t = 0.5\text{Hz} \times 60\text{s}$ 可以获得人体每分钟呼吸次数为30次;通过 $y_2 = x_2 \times t = 1.2\text{Hz} \times 60\text{s}$ 可以获得人体每分钟心跳次数为72次。

[0059] 由于实际获得的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号会受到噪音干扰、信号偏移等其它因素的影响,使得直接在基于人体呼吸心跳特征波的频域信号中获得的第二频域范围的最大幅值对应的频率值与实际人体心跳频率值存在误差,因此,为了减小误差,在一种可选实施方式中,第二频域范围进一步包括第三频域范围、第四频域范围和第五频域范围;此时,峰值检测电路41,还用于根据快速傅里叶变换器3输出的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号,分别计算出第三频域范围、第四频域范围和第五频域范围的最大幅值;心跳信号分析计算电路43具体用于计算第三频域范围与第四频域范围的最大幅值对应的频率值的差值的绝对值 A 及第四频域范围与第五频域范围的最大幅值对应的频率值的差值的绝对值 B ,将 A 与 B 进行比较,若 $A \leq B$,则计算得到的 x_2 为第三频域范围与第四频域范围的最大幅值对应的频率值的平均值;若 $A > B$,则计算得到的 x_2 为第四频域范围与第五频域范围的最大幅值对应的频率值的平均值,并根据公式 $y_2 = x_2 \times t$ 计算人体单位时间内的心跳次数,其中, y_2 为计算得到的人体单位时间内的心跳次数。

[0060] 具体地,第二频域范围 $[0.8\text{Hz}, 2\text{Hz}]$ 为人体心跳频域范围,在第二频域范围(即人体心跳频域范围)内含有三个子频域范围,分别为第三频域范围 $[0.8\text{Hz}, 1\text{Hz})$ 、第四频域范围 $[1\text{Hz}, 1.2\text{Hz})$ 、第五频域范围 $[1.2\text{Hz}, 2\text{Hz}]$,通过峰值检测电路41可以进一步分别计算出第三频域范围、第四频域范围和第五频域范围的最大幅值。关于第三频域范围、第四频域范围和第五频域范围的最大幅值的计算方法,可以利用循环比较法(即上述赋值单元及比较电路采用的方法)分别计算出第三频域范围、第四频域范围和第五频域范围的最大幅值,或者,利用上述寻峰函数分别计算出第三频域范围、第四频域范围和第五频域范围的最大幅值,此处不再赘述。

[0061] 由于实际获得的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号会受到噪音干扰、信号偏移等其它因素的影响,又由于与人体呼吸频率相比,人体心跳频率高、强度弱,所以将在人体心跳频域范围(即第二频域范围)内直接计算出的最大幅值对应的频率值作为人体心跳频率会存在误差。因此,为了减小误差,首先将人体心跳频域范围(即第二频域范围)划分为三个子频域范围,即第三频域范围、第四频域范围和第五频域范围;其次通过峰值检测电路41分别计算出第三频域范围、第四频域范围和第五频域范围的最大幅值;最后计算第三频域范围与第四频域范围的最大幅值对应的频率值的差值的绝对值 A 及第四频域范围与第五频域范围的最大幅值对应的频率值的差值的绝对值 B ,若 $A \leq B$,则计算得到的 x_2 为第三频域范围与第四频域范围的最大幅值对应的频率值的平均值;若 $A > B$,则计算得到的 x_2 为第四频域范围与第五频域范围的最大幅值对应的频率值的平均值,采用此种方法获得的人体单位时间内的心跳次数更加接近实际人体单位时间内的心跳次数。例如,第三频域范围的最大

幅值对应的频率值为0.9,第四频域范围的最大幅值对应的频率值为1.05,第五频域范围的最大幅值对应的频率值为1.22,则 $A = |0.9 - 1.05| = 0.15$, $B = |1.05 - 1.22| = 0.17$,即 $A \leq B$,则 $x_2 = (0.15 + 0.17) / 2 = 0.16$ 。

[0062] 根据本实施例提供的基于人体呼吸心跳特征波的信号处理装置,通过将在时域上叠加的人体呼吸和心跳特征波转换到频域上,进一步在频域上将呼吸信号和心跳信号所在频域范围分开,再根据在频域上某频率值的幅值越大对应时在域上该信号的周期性就越强找到呼吸频域范围和心跳频域范围的最大幅值对应的频率值,从而计算得到人体单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。也就是说,本实施例提供的基于人体呼吸心跳特征波的信号处理装置能够在同时叠加有呼吸心跳特征波的频域信号上直接分析计算出人体单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。另外,该装置结构及分析计算过程简单,对信号分析处理的准确率高,并且成本低廉,适合大规模工业生产。

[0063] 图3示出了本实用新型提供的另一个实施例的基于人体呼吸心跳特征波的信号处理装置的结构示意图。如图3所示,该基于人体呼吸心跳特征波的信号处理装置与图1a和图1b所示的基于人体呼吸心跳特征波的信号处理装置的不同之处在于,图3所示的基于人体呼吸心跳特征波的信号处理装置还包括:第一存储显示模块5和/或第二存储显示模块6;其中,第一存储显示模块5,其与信号预处理电路2相连,具体地,第一存储显示模块5与信号预处理电路2中的模数转换模块23相连,用于存储信号预处理电路2输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号,以及根据信号预处理电路2输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号在时域上绘制时域波形,并显示该时域波形;第二存储显示模块6,其与快速傅里叶变换器3相连,用于存储快速傅里叶变换器3输出的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号,以及根据快速傅里叶变换器3输出的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号在频域上绘制频域波形,并显示该频域波形。

[0064] 可选地,第一存储显示模块5可以为示波器,第一存储显示模块5可以将经过信号预处理电路2预处理后的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号的数据进行存储,并在时域上绘制该时域波形,同时呈现该时域波形,该时域波形的横坐标为时间,纵坐标为信号幅值,从而将该信号数据转换为易于分析的直观图形;同样的,第二存储显示模块6也可以为示波器,第二存储显示模块6可以将快速傅里叶变换器3输出的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号的数据进行存储,并在频域上绘制该频域波形,同时呈现该频域波形,该频域波形的横坐标为频率,纵坐标为信号幅值,从而将该信号数据转换为易于分析的直观图形。

[0065] 可选地,第一存储显示模块5与第二存储显示模块6可以单独设置,也可以集成为一体。当第一存储显示模块5与第二存储显示模块6集成为一体时,例如,集成为一示波器时,可以同时显示基于人体呼吸心跳特征波的时域信号和频域信号。

[0066] 此外,第一存储显示模块5或第二存储模块6还可与信号分析计算电路4相连,用于显示计算得到的人体单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。在图3所示的基于人体呼吸心跳特征波的信号处理装置中第二存储模块6分别与信号分析计算电路4中的呼吸信号分析计算电路42和心跳信号分析计算电路43相连,用于显示计算得到的人体单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数,当然,除此之外,也可以第一存储模块分别与信号分析计算电路中的呼吸信号分析计算电路和心跳信号分析计算电路相连,用于显示计算得到的人体单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数,此处不做限定。

[0067] 可选地,基于人体呼吸心跳特征波的信号处理装置还可以包括专门用于显示分析处理结果的终端设备,如用户手机端、液晶显示器等,可以将计算得到的人体单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数进行显示。

[0068] 除了上述不同外,图3所示的基于人体呼吸心跳特征波的信号处理装置均与图1a和图1b所示的基于人体呼吸心跳特征波的信号处理装置相同,此处不再赘述。

[0069] 在上述各个实施例中,基于人体呼吸心跳特征波的信号处理装置还可包括供电单元(图中未示出);其中,该供电单元与信号分析计算电路4相连,用于为信号预处理电路2、快速傅里叶变换器3、信号分析计算电路4、第一存储显示模块5和第二存储显示模块6提供电能。

[0070] 图4示出了本实用新型提供的一个实施例的基于人体呼吸心跳特征波的信号处理方法的流程图。如图4所示,该方法包括:

[0071] 步骤401,获取基于人体呼吸心跳特征波的时域信号。

[0072] 通过信号获取模块将人体呼吸和/或心跳转换为基于人体呼吸心跳特征波的时域信号输出。本实施例中,信号获取模块包括摩擦发电式传感器和/或压电发电式传感器。以摩擦发电式传感器为例,其可以检测出人体呼吸和/或心跳等生理特征,其输出的信号为基于人体呼吸心跳特征波的时域信号,该时域信号为包含了人体呼吸和心跳两种生理特征的叠加信号。

[0073] 步骤402,对基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行预处理。

[0074] 由于在步骤401中获取的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号一般较为微弱的模拟交流脉冲信号,且在步骤401后输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号中通常掺杂有工频干扰信号和/或高频噪声干扰信号等,所以,在获取到基于人体呼吸心跳特征波的时域信号后,应对该时域信号进行预处理,如基准调整放大处理、滤波处理和模数转换处理等,以便后续步骤403及步骤404对该时域信号进行分析处理。

[0075] 步骤403,对预处理后的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行快速傅里叶变换,得到基于人体呼吸心跳特征波的频域信号。

[0076] 经过步骤402预处理后的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号可进一步进行快速傅里叶变换,使在步骤402后输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号转换为基于人体呼吸心跳特征波的频域信号。如图2a所示的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号在经过快速傅里叶变换后转换成如图2b所示的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号。

[0077] 可选地,可通过基2-FFT算法(基2-快速傅里叶变换)或基2-FFT(基4-快速傅里叶变换)算法将基于人体呼吸心跳特征波的时域信号转换为基于人体呼吸心跳特征波的频域信号。

[0078] 步骤404,根据基于人体呼吸心跳特征波的频域信号分析计算人体单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。

[0079] 在一般情况下,由于人体呼吸和心跳波形呈现一定的周期性,即在频域上某频率值的幅值越大对应时域上该信号的周期性就越强,又由于一般人体呼吸频域范围 $[0.2\text{Hz}, 0.8\text{Hz})$,心跳频域范围为 $[0.8\text{Hz}, 2\text{Hz}]$,所以,可利用上述的循环比较法或寻峰函数分别在快速傅里叶变换后输出的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号的呼吸频域范围 $[0.2\text{Hz}, 0.8\text{Hz})$ 和心跳频域范围 $[0.8\text{Hz}, 2\text{Hz}]$ 中计算出最大幅值,并通过确定呼吸频域范围

和心跳频域范围的最大幅值对应的频率值,计算人体单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。若计算出的 $[0.2\text{Hz}, 0.8\text{Hz})$ 呼吸频域范围的最大幅值对应的频率值 x_1 为 0.5Hz ,计算出的 $[0.8\text{Hz}, 2\text{Hz}]$ 心跳频域范围的最大幅值对应的频率值 x_2 为 1.2Hz ,单位时间 t 为 60s ,则通过 $y_1 = x_1 \times t = 0.5\text{Hz} \times 60\text{s}$ 可以获得人体每分钟呼吸次数为30次;通过 $y_2 = x_2 \times t = 1.2\text{Hz} \times 60\text{s}$ 可以获得人体每分钟心跳次数为72次。

[0080] 根据本实施例提供的基于人体呼吸心跳特征波的信号处理方法,通过将在时域上叠加的人体呼吸和心跳特征波转换到频域上,进一步在频域上将呼吸信号和心跳信号所在频域范围分开,再根据在频域上某频率值的幅值越大对应时在域上该信号的周期性就越强找到呼吸频域范围和心跳频域范围的最大幅值对应的频率值,从而计算得到人体单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。也就是说,本实施例提供的基于人体呼吸心跳特征波的信号处理方法能够在同时叠加有呼吸心跳特征波的频域信号上直接分析计算出人体单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。另外,该方法分析计算过程简单,对信号分析处理的准确率高。

[0081] 图5示出了本实用新型提供的另一个实施例的基于人体呼吸心跳特征波的信号处理方法的流程图,如图5所示,该方法包括:

[0082] 步骤501,获取基于人体呼吸心跳特征波的时域信号。

[0083] 通过信号获取模块将人体呼吸和/或心跳转换为基于人体呼吸心跳特征波的时域信号输出。本实施例中,信号获取模块包括摩擦发电式传感器和/或压电发电式传感器。以摩擦发电式传感器为例,其可以检测出人体呼吸和/或心跳等生理特征,其输出的信号为基于人体呼吸心跳特征波的时域信号,该时域信号为包含了人体呼吸和心跳两种生理特征的叠加信号。

[0084] 步骤502,调整获取的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号的基准点,并对其进行放大处理。

[0085] 在本实施例中,由于在步骤501中采用摩擦发电式传感器和/或压电发电式传感器获取基于人体呼吸心跳特征波的时域信号,因此,在步骤501后输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号为模拟交流脉冲信号,也就是说,在步骤501后输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号中存在负幅值。因此,为了简化后续模块的分析处理过程以及保证后续步骤分析处理结果的准确率,需要对在步骤501后输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号的基准点进行调整,避免负幅值的发生。同时,由于在步骤501后输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号较为微弱,所以,在在步骤501后输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号调整完基准点后,还需要对其进行放大处理,以便后续步骤进行分析处理。

[0086] 步骤503,对进行放大处理后的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行滤波处理。

[0087] 由于在步骤502后输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号中通常掺杂有工频干扰信号(如 50Hz 的工频干扰信号)和/或高频噪声干扰信号等,从而影响对人体呼吸心跳特征波的分析,所以,在通过步骤520处理后,进一步对在步骤502后输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行滤波处理。

[0088] 可选地,由于人体呼吸频率一般在 $[0.2, 0.8\text{Hz})$ 之间、心跳频率一般在 $[0.8\text{Hz}, 2\text{Hz}]$ 之间,因此,为了滤除其中的干扰信号,可选用截止频率高于 10Hz 的低通滤波器,在滤

波处理过程中,可滤除高于10Hz的干扰信号,排除工频信号的干扰以及高频噪声信号的干扰。

[0089] 步骤504,对经过滤波处理的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行模数转换。

[0090] 由于步骤501采用摩擦发电式传感器和/或压电发电式传感器获取的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号为模拟信号,所以需要基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行模数转换,将其从模拟信号转换为数字信号,以便后续步骤进行分析处理。

[0091] 步骤505,存储经过预处理后的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号,以及根据经过预处理后的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号在时域上绘制波形,并显示该时域波形。

[0092] 通过步骤502-504对获取到的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行预处理后,将经过预处理后的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号的数据继续进行存储,根据经过预处理后的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号在时域上绘制时域波形,并呈现该时域波形,该时域波形的横坐标为时间,纵坐标为信号幅值,从而将该信号数据转换为易于分析的直观图形。

[0093] 步骤506,将对预处理后的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行快速傅里叶变换,得到基于人体呼吸心跳特征波的频域信号。

[0094] 参照步骤403,将对预处理后的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行快速傅里叶变换,得到基于人体呼吸心跳特征波的频域信号。

[0095] 步骤507,存储经过快速傅里叶变换后的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号,以及根据经过快速傅里叶变换后的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号在频域上绘制频域波形,并显示该频域波形。

[0096] 将经过步骤506快速傅里叶变换后的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号的数据进行存储,并根据该频域信号在频域上绘制频域波形,并呈现该频域波形,该频域波形的横坐标为频率,纵坐标为信号幅值,从而将该信号数据转换为易于分析的直观图形。

[0097] 步骤508,根据经过快速傅里叶变换后的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号,计算出第一频域范围的最大幅值,和/或计算出第二频域范围的最大幅值。

[0098] 其中,人体呼吸频率和心跳频率都处于低频范围中,具体地,人体呼吸频率处于第一频域范围[0.2Hz,0.8Hz)内、人体心跳频率处于第二频域范围[0.8Hz,2Hz]内,因此,第一频域范围可优选为[0.2Hz,0.8Hz)、第二频域范围可优选为[0.8Hz,2Hz]。

[0099] 在一般情况下,由于人体呼吸和心跳波形呈现一定的周期性,即在频域上某频率值的幅值越大对应时在域上该信号的周期性就越强,则第一频域范围的最大幅值的频率值最能代表人体呼吸频率,而第二频域范围的最大幅值的频率值最能代表人体心跳频率,所以,可利用循环比较法或寻峰函数分别在经过步骤506的快速傅里叶变换后输出的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号的第一频域范围[0.2Hz,0.8Hz)和第二频域范围[0.8Hz,2Hz]中计算出最大幅值,并通过确定第一频域范围和第二频域范围的最大幅值对应的频率值,计算人体单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。若计算出的[0.2Hz,0.8Hz)第一频域范围的最大幅值对应的频率值 x_1 为0.5Hz,计算出的[0.8Hz,2Hz]第二频域范围的最大幅值对应的频率值 x_2 为1.2Hz,单位时间 t 为60s,则通过 $y_1 = x_1 \times t = 0.5\text{Hz} \times 60\text{s}$ 可以获得人体每分钟呼吸次数为30次;通过 $y_2 = x_2 \times t = 1.2\text{Hz} \times 60\text{s}$ 可以获得人体每分钟心跳次数为72次。

[0100] 其中,上述循环比较具体为:

[0101] 首先,分别在第一频域范围、第二频域范围设置变量参数 $\max_1$ 、 $\max_2$;其中, $\max_1$ 、 $\max_2$ 的初始赋值分别为第一频域范围、第二频域范围起始频率点的幅值,具体地,在计算第一频域范围的最大幅值时,可在第一频域范围设置变量参数 $\max_1$, $\max_1$ 初始赋值为第一频域范围起始频率点的幅值。例如,第一频域范围起始点坐标为(0.2,0.03),其中,横坐标0.2为频率值,纵坐标0.03为频率值为0.2时的信号幅值大小,则 $\max_1$ 初始赋值为0.03。同理,在计算第二频域范围的最大幅值时,可在第二频域范围设置变量参数 $\max_2$, $\max_2$ 的初始赋值为第二频域范围起始频率点的幅值,此处不再赘述。

[0102] 其次,在第一频域范围内,将 $\max_1$ 的值与下一频率点的幅值进行比较。若下一频率点的幅值大于 $\max_1$ 的值,则将该下一频率点的幅值赋值给 $\max_1$;若下一频率点的幅值小于或等于 $\max_1$ 的值,则保持 $\max_1$ 的值不变;以此类推,直至比较到第一频域范围终止频率点后结束,将幅值等于 $\max_1$ 的值的频率点作为第一频域范围内的最大幅值,具体地, $\max_1$ 的值为0.05,下一频率点幅值为0.03,则保持 $\max_1$ 的值不变,若下一频率点幅值为0.06,则给 $\max_1$ 赋值为0.06,以此类推。当 $\max_1$ 与第一频域范围内的终止频率点的幅值比较后结束,例如,当与终止频率点的幅值比较后 $\max_1$ 值为0.06,则将幅值0.06作为第一频域范围的最大幅值。同理,在第二频域范围内,将 $\max_2$ 的值与下一频率点的幅值进行比较。若下一频率点的幅值大于 $\max_2$ 的值,则将该下一频率点的幅值赋值给 $\max_2$;若下一频率点的幅值小于或等于 $\max_2$ 的值,则保持 $\max_2$ 的值不变;以此类推,直至比较到第二频域范围终止频率点后结束,最终将幅值等于 $\max_2$ 的值的频率点作为第二频域范围内的最大幅值。同理,参照获取第一频域范围的最大幅值的方法,可以获得第二频域范围的最大幅值。

[0103] 其中,寻峰函数具体为:在频域信号的波形曲线上求解各点的一阶导数、二阶导数、三阶导数等,并根据求解的导数曲线确定第一频域范围、第二频域范围的最大峰值点,即最大幅值。

[0104] 步骤509,根据第一频域范围的最大幅值,计算出第一频域范围的最大幅值对应的频率值,并根据公式 $y_1 = x_1 \times t$ 计算人体单位时间内的呼吸次数;以及根据第二频域范围的最大幅值,计算出第二频域范围的最大幅值对应的频率值,并根据公式 $y_2 = x_2 \times t$ 计算人体单位时间内的心跳次数。

[0105] 根据步骤508计算出第一频域范围的最大幅值的方法,利用公式 $y_1 = x_1 \times 60$ 可以计算出人体单位时间内的呼吸次数,其中, x_1 为计算出的第一频域范围的最大幅值对应的频率值, y_1 为计算得到的人体单位时间内的呼吸次数。同理,根据步骤508计算出的第二频域范围的最大幅值,利用公式 $y_2 = x_2 \times 60$ 可以计算出人体单位时间内的心跳次数,其中, x_2 为计算出的第二频域范围的最大幅值对应的频率值, y_2 为计算得到的人体单位时间内的心跳次数。

[0106] 步骤510,显示计算得到的人体单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。

[0107] 将步骤509中计算得到的呼吸次数和/或心跳次数进行呈现,以便可以直观的获知计算结果。

[0108] 根据本实施例提供的基于人体呼吸心跳特征波的信号处理方法,通过将在时域上叠加的人体呼吸和心跳特征波转换到频域上,进一步在频域上将呼吸信号和心跳信号所在频域范围分开,再根据在频域上某频率值的幅值越大对应时在域上该信号的周期性就越强

找到呼吸频域范围和心跳频域范围的最大幅值对应的频率值,从而计算得到人体单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。也就是说,本实施例提供的基于人体呼吸心跳特征波的信号处理方法能够在同时叠加有呼吸心跳特征波的频域信号上直接分析计算出人体单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。另外,该方法分析计算过程简单,对信号分析处理的准确率高。

[0109] 图6示出了本实用新型提供的又一个实施例的基于人体呼吸心跳特征波的信号处理方法的流程图,如图6所示,该方法包括:

[0110] 步骤601,获取基于人体呼吸心跳特征波的时域信号。

[0111] 参照步骤501,获取基于人体呼吸心跳特征波的时域信号,此处不再赘述。

[0112] 步骤602,调整获取的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号的基准点,并对其进行放大处理。

[0113] 参照步骤502,调整获取的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号的基准点,并对其进行放大处理,此处不再赘述。。

[0114] 步骤603,对进行放大处理后的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行滤波处理。

[0115] 参照步骤503,对进行放大处理后的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行滤波处理,此处不再赘述。

[0116] 步骤604,对经过滤波处理的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行模数转换。

[0117] 参照步骤504,对经过滤波处理的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行模数转换,此处不再赘述。

[0118] 步骤605,存储经过预处理后的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号,以及根据经过预处理后的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号在时域上绘制波形,并显示该时域波形。

[0119] 参照步骤505存储经过预处理后的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号,以及根据经过预处理后的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号在时域上绘制波形,并显示该时域波形,此处不再赘述。

[0120] 步骤606,将对预处理后的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行快速傅里叶变换,得到基于人体呼吸心跳特征波的频域信号。

[0121] 参照步骤506,将对预处理后的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行快速傅里叶变换,得到基于人体呼吸心跳特征波的频域信号,此处不再赘述。

[0122] 步骤607,存储经过快速傅里叶变换后的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号,以及根据经过快速傅里叶变换后的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号在频域上绘制频域波形,并显示该频域波形。

[0123] 将经过步骤606快速傅里叶变换后的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号的数据进行存储,并根据该频域信号在频域上绘制频域波形,并呈现该频域波形,该频域波形的横坐标为频率,纵坐标为信号幅值,从而将该信号数据转换为易于分析的直观图形。

[0124] 步骤608,根据经过快速傅里叶变换后的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号,计算出第一频域范围的最大幅值,和/或分别计算出第二频域范围包括的第三频域范围、第四频域范围和第五频域范围的最大幅值。

[0125] 可选地,第一频域范围为[0.2Hz,0.8Hz)、第二频域范围为[0.8Hz,2Hz],第二频域范围进一步包括第三频域范围、第四频域范围和第五频域范围。第三频域范围为[0.8Hz,1Hz)、第四频域范围为[1Hz,1.2Hz)、第五频域范围为[1.2Hz,2Hz]。第一频域范围[0.2Hz,0.8Hz)为人体呼吸频域范围,[0.8Hz,2Hz]为人体心跳频域范围,在人体心跳频域范围内含有三个子频域范围,即第三频域范围[0.8Hz,1Hz)、第四频域范围[1Hz,1.2Hz)、第五频域范围[1.2Hz,2Hz]。

[0126] 参照步骤508计算第一频域范围和第二频域范围的最大幅值的方法,分别计算出第一频域范围的最大幅值、以及第二频域范围包括的第三频域范围、第四频域范围和第五频域范围的最大幅值,此处不再赘述。

[0127] 步骤609,根据第一频域范围的最大幅值,计算出第一频域范围的最大幅值对应的频率值,并根据公式 $y_1 = x_1 \times t$ 计算人体单位时间内的呼吸次数;以及计算第三频域范围与第四频域范围的最大幅值对应的频率值的差值的绝对值A及第四频域范围与第五频域范围的最大幅值对应的频率值的差值的绝对值B,将A与B进行比较,若 $A \leq B$,则计算得到的 x_2 为第三频域范围与第四频域范围的最大幅值对应的频率值的平均值;若 $A > B$,则计算得到的 x_2 为第四频域范围与第五频域范围的最大幅值对应的频率值的平均值;并根据公式 $y_2 = x_2 \times t$ 计算心跳次数。

[0128] 由于实际获得的基于人体呼吸心跳特征波的频域信号会受到噪音干扰、信号偏移等其它因素的影响,使得直接在基于人体呼吸心跳特征波的频域信号中获得的第二频域范围的最大幅值对应的频率值与实际人体心跳频率值存在误差,因此,为了减小误差,首先,将第二频域范围进一步划分为三个子频域范围,即第三频域范围、第四频域范围和第五频域范围,分别计算出第三频域范围、第四频域范围和第五频域范围的最大幅值,然后,计算第三频域范围与第四频域范围的最大幅值对应的频率值的差值的绝对值A及第四频域范围与第五频域范围的最大幅值对应的频率值的差值的绝对值B,若 $A \leq B$,则计算得到的 x_2 为第三频域范围与第四频域范围的最大幅值对应的频率值的平均值;若 $A > B$,则计算得到的 x_2 为第四频域范围与第五频域范围的最大幅值对应的频率值的平均值,采用此种方法获得的人体单位时间内的的心跳次数更加接近实际人体单位时间内的的心跳次数。例如,第三频域范围的最大幅值对应的频率值为0.9,第四频域范围的最大幅值对应的频率值为1.05,第五频域范围的最大幅值对应的频率值为1.22,则 $A = |0.9 - 1.05| = 0.15$, $B = |1.05 - 1.22| = 0.17$,即 $A \leq B$,则 $x_2 = (0.15 + 0.17) / 2 = 0.16$ 。

[0129] 步骤610,显示计算得到的人体单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。

[0130] 将步骤609中计算得到的呼吸次数和/或心跳次数进行呈现,以便可以直观的获知计算结果。

[0131] 根据本实施例提供的基于人体呼吸心跳特征波的信号处理方法,通过将在时域上叠加的人体呼吸和心跳特征波转换到频域上,进一步在频域上将呼吸信号和心跳信号所在频域范围分开,再根据在频域上某频率值的幅值越大对应时在域上该信号的周期性就越强找到呼吸频域范围和心跳频域范围的最大幅值对应的频率值,从而计算得到人体单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。也就是说,本实施例提供的基于人体呼吸心跳特征波的信号处理方法能够在同时叠加有呼吸心跳特征波的频域信号上直接分析计算出人体单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。另外,该方法分析计算过程简单,对信号分析处理的准确率

高。

[0132] 应当注意的是,在上述各个基于人体呼吸心跳特征波的信号处理方法的实施例中,第一频域范围是指在人体呼吸频域范围上的一个特定频域范围,第二频域范围是指在人体心跳频域范围上的一个特定频域范围,也就是说,第一频域范围可以根据本领域技术人员的需要灵活设置为人体呼吸频域范围上的任一频域范围,同理,第二频域范围也可以根据本领域技术人员的需要灵活设置为人体心跳频域范围上的任一频域范围,此处不作限定。

[0133] 最后,需要注意的是:以上列举的仅是本实用新型的具体实施例子,当然本领域的技术人员可以对本实用新型进行改动和变型,倘若这些修改和变型属于本实用新型权利要求及其等同技术的范围之内,均应认为是本实用新型的保护范围。

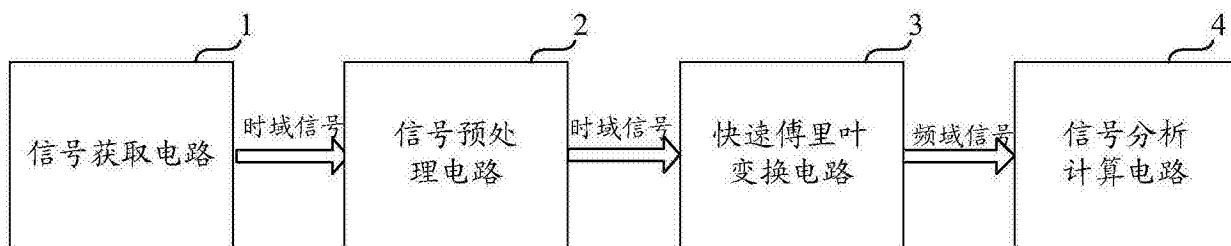


图1a

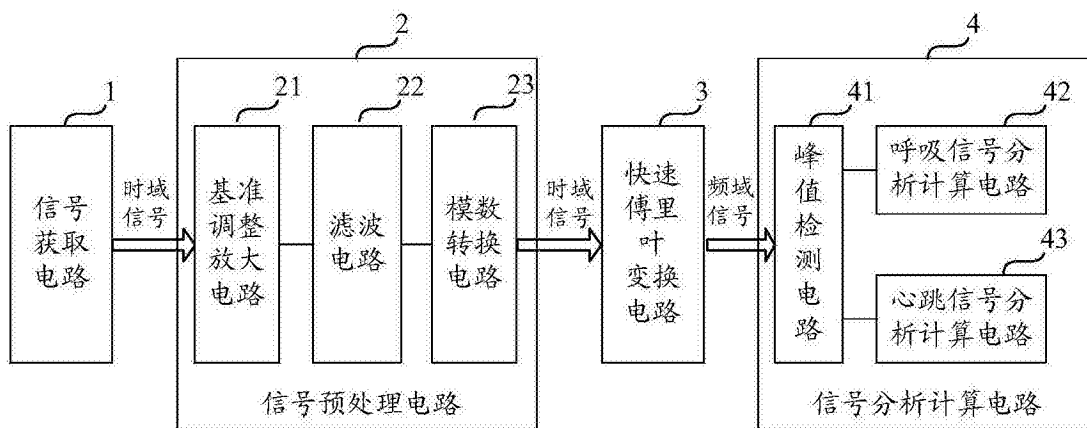


图1b

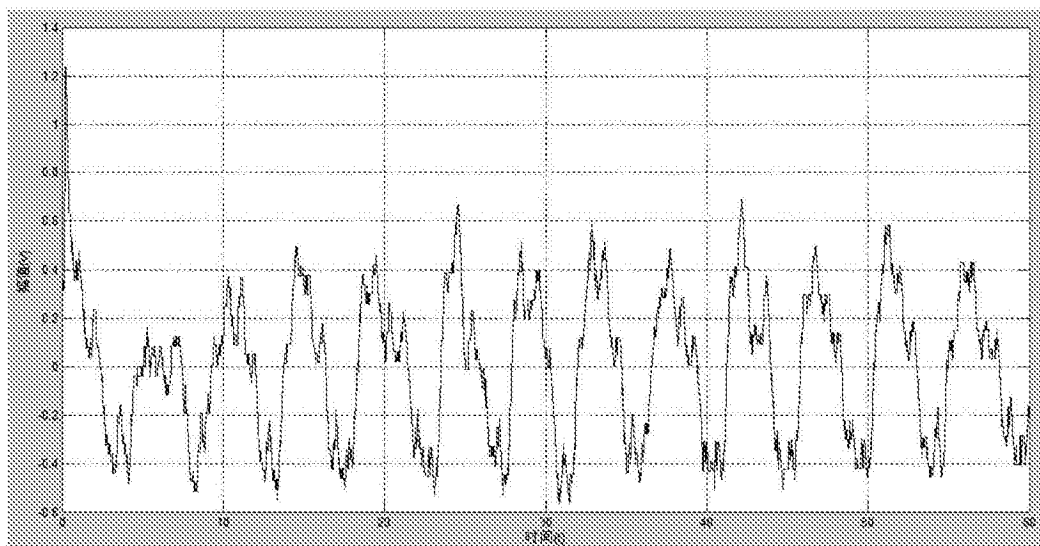


图2a

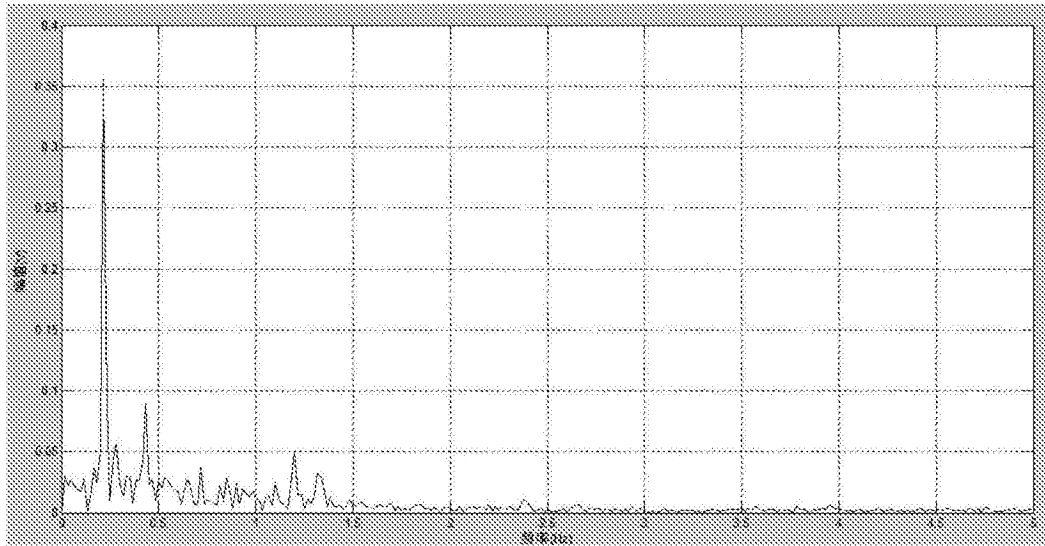


图2b

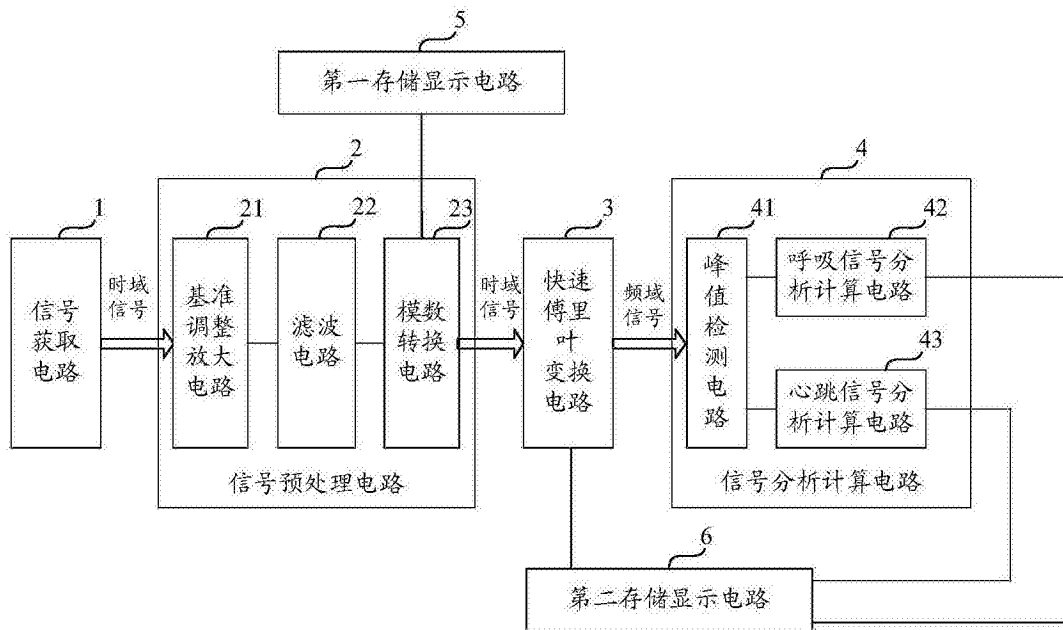


图3

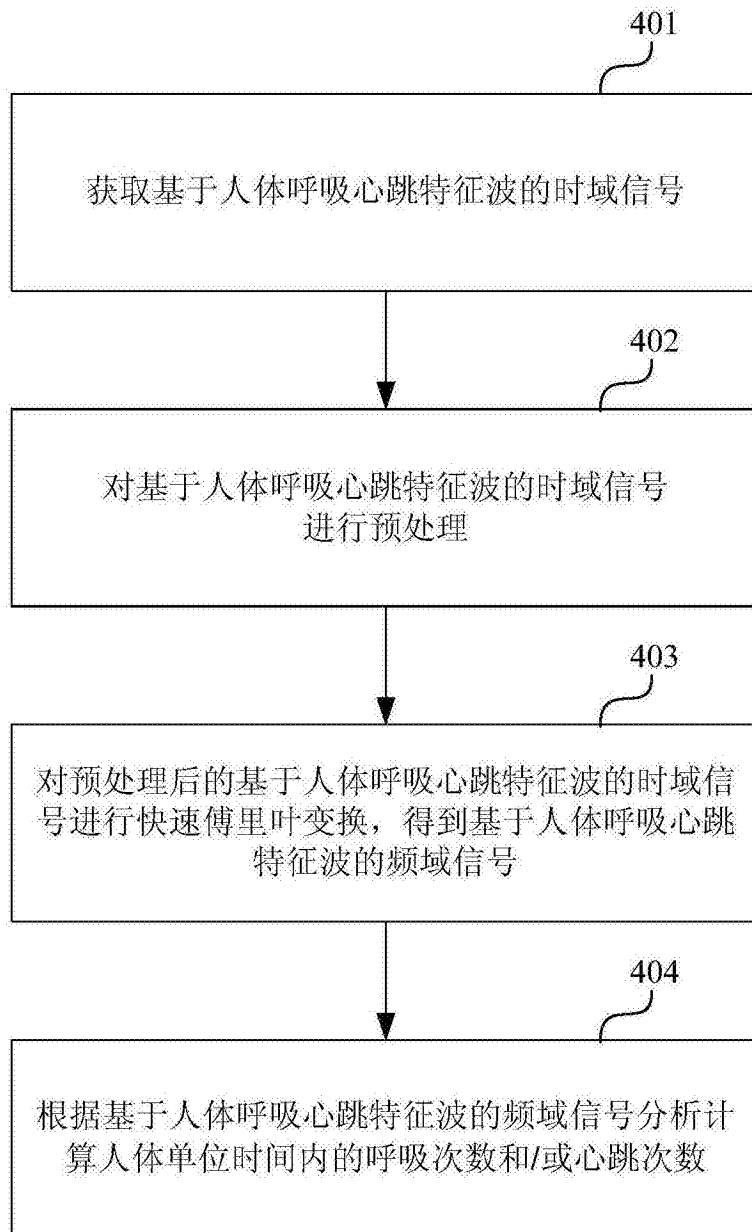


图4

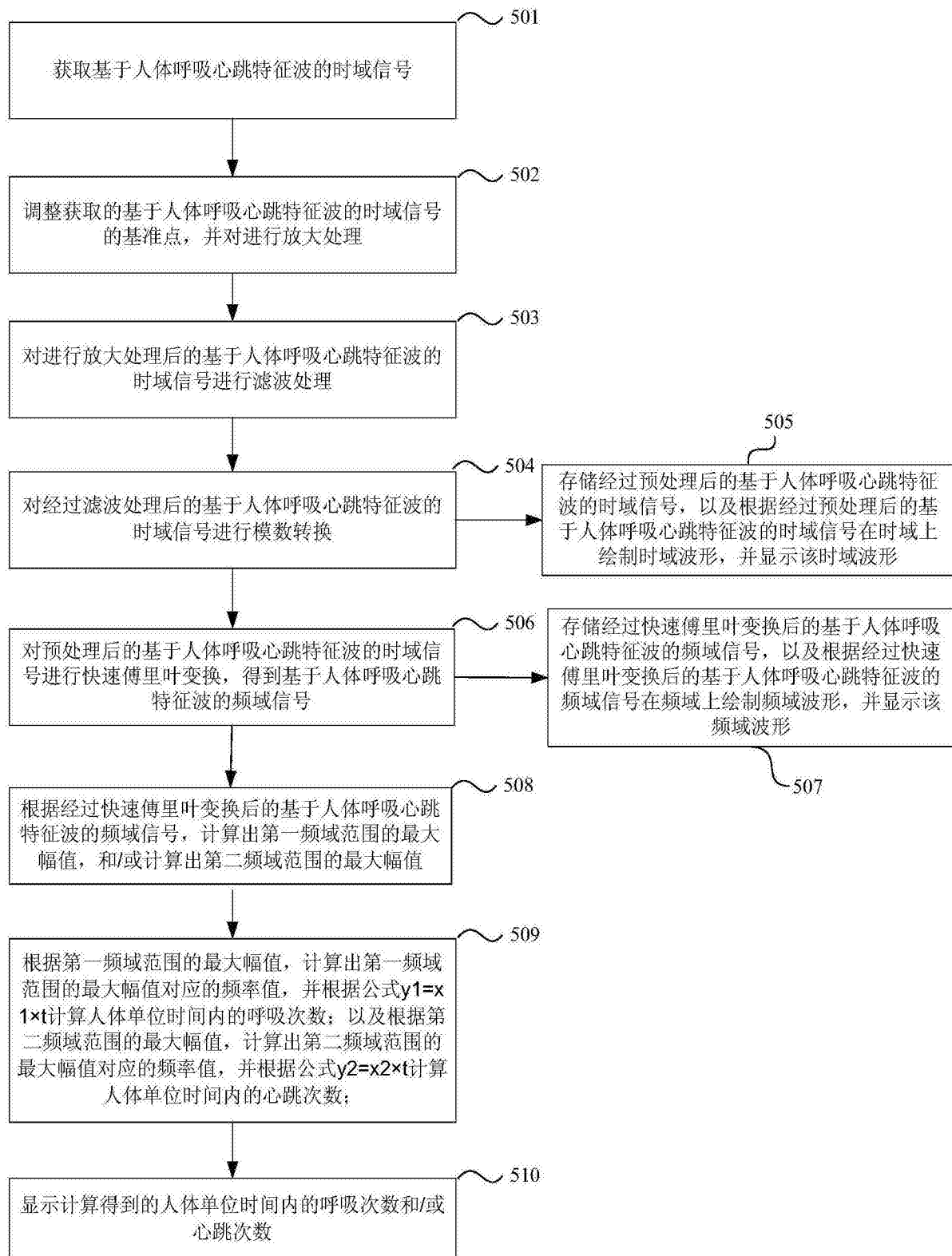


图5

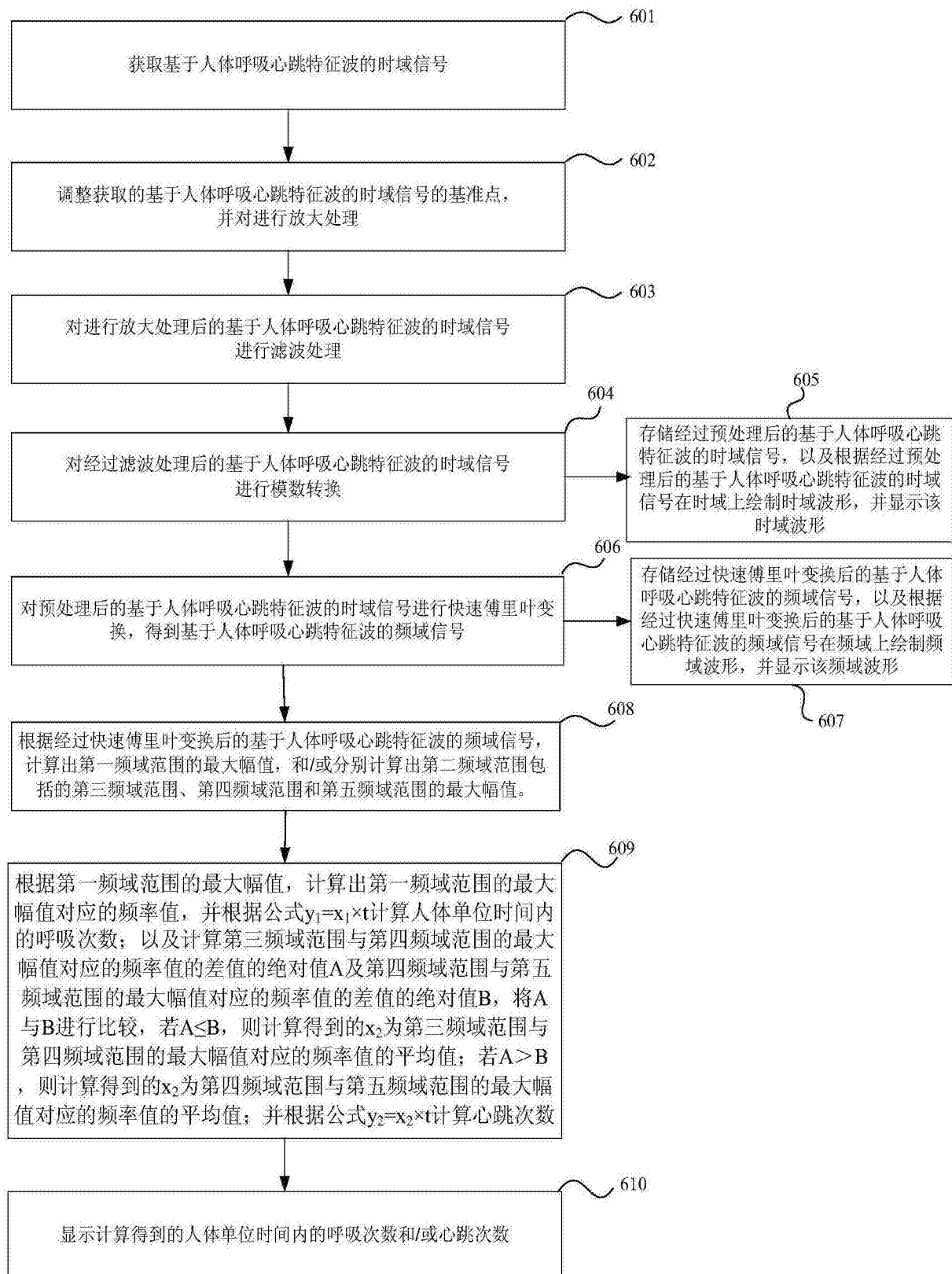


图6

专利名称(译)	基于人体呼吸心跳特征波的信号处理装置		
公开(公告)号	CN207323455U	公开(公告)日	2018-05-08
申请号	CN201720260879.2	申请日	2017-03-16
[标]申请(专利权)人(译)	纳智源科技(唐山)有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	纳智源科技(唐山)有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	纳智源科技(唐山)有限责任公司		
[标]发明人	程驰 孙逸飞 孙晓雅 郝立星		
发明人	程驰 孙逸飞 孙晓雅 郝立星		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/00		
代理人(译)	宋菲 刘云贵		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

本实用新型公开了一种基于人体呼吸心跳特征波的信号处理装置，该装置包括：信号获取电路，用于获取基于人体呼吸心跳特征波的时域信号；信号预处理电路，用于对信号获取电路输出的时域信号进行预处理；快速傅里叶变换器，用于对信号预处理电路输出的时域信号进行快速傅里叶变换，得到基于人体呼吸心跳特征波的频域信号；信号分析计算电路，用于根据快速傅里叶变换器输出的频域信号分析计算人体单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。本实用新型提供的基于人体呼吸心跳特征波的信号处理装置能够在同时叠加有呼吸心跳特征波的频域信号上直接分析计算出人体单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。

