



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 207590670 U

(45)授权公告日 2018.07.10

(21)申请号 201720409670.8

(22)申请日 2017.04.17

(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 孙晓雅 程驰 孙逸飞 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 5/08(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(ESM)同样的发明创造已同日申请发明专利

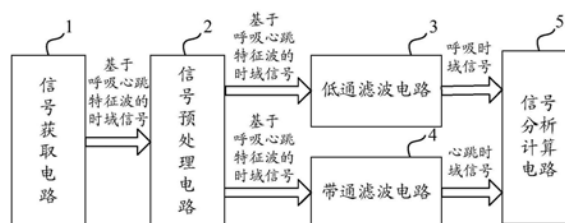
权利要求书2页 说明书17页 附图4页

(54)实用新型名称

基于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呼吸心跳特征波的信号处理装置,其中,装置包括:信号获取电路,用于获取基于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;低通滤波电路,用于对信号预处理电路输出的时域信号进行低通滤波处理,提取出呼吸时域信号;带通滤波电路,用于对信号预处理电路输出的时域信号进行带通滤波处理,提取出心跳时域信号;信号分析计算电路,用于根据呼吸时域信号和/或心跳时域信号分析计算单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。本实用新型的装置可以从基于呼吸心跳特征波的时域信号中分离提取出呼吸时域信号和/或心跳时域信号,进而分析计算单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。



1. 一种基于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呼吸心跳特征波的时域信号进行预处理;

低通滤波电路,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呼吸心跳特征波的时域信号进行低通滤波处理,提取出呼吸时域信号;

带通滤波电路,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呼吸心跳特征波的时域信号进行带通滤波处理,提取出心跳时域信号;

信号分析计算电路,分别与所述低通滤波电路和所述带通滤波电路相连,用于根据所述呼吸时域信号分析计算单位时间内的呼吸次数,和/或根据所述心跳时域信号分析计算单位时间内的跳动次数。

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;

降噪降阶采样电路,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呼吸心跳特征波的时域信号进行过采样降噪处理和降采样抽取处理。

3. 根据权利要求2所述的装置,其特征在于,所述基准调整放大电路进一步包括:

基准调整电路,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呼吸心跳特征波的时域信号的基准点;

电荷放大电路,与所述基准调整电路相连,用于对所述基准调整电路输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行阻抗转换;

电压放大电路,与所述电荷放大电路相连,用于将所述电荷放大电路输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行电压放大,并将所述电压放大后的基于呼吸心跳特征波的时域信号输出至所述降噪降阶采样电路。

4. 根据权利要求2所述的装置,其特征在于,所述降噪降阶采样电路进一步包括:

降噪采样电路,与所述基准调整放大电路相连,用于根据预设采样频率对所述基准调整放大电路输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行过采样降噪处理;

降阶采样电路,与所述降噪采样电路相连,用于对所述降噪采样电路输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行降采样抽取处理,并将所述降采样抽取处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号输出至所述低通滤波电路和所述带通滤波电路。

5. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,还包括:

插值电路,分别与所述低通滤波电路、带通滤波电路和信号分析计算电路相连,用于分别对所述低通滤波电路输出的呼吸时域信号和/或所述带通滤波电路输出的心跳时域信号进行上采样插值处理,并将所述上采样插值处理后的呼吸时域信号和/或心跳时域信号输出至所述信号分析计算电路。

6. 根据权利要求5所述的装置,其特征在于,所述插值电路进一步包括:

第一插值电路,分别与所述低通滤波电路和所述信号分析计算电路相连,用于对所述低通滤波电路输出的呼吸时域信号进行上采样插值处理,以提高采样频率至预设采样频率,并将所述上采样插值处理后的呼吸时域信号输出至所述信号分析计算电路;

第二插值电路,分别与所述带通滤波电路和所述信号分析计算电路相连,用于对所述带通滤波电路输出的心跳时域信号进行上采样插值处理,以提高采样频率至预设采样频率,并将所述上采样插值处理后的心跳时域信号输出至所述信号分析计算电路。

7. 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:

时域处理电路,分别与所述低通滤波电路和所述带通滤波电路相连,用于对所述低通滤波电路输出的呼吸时域信号进行时域分析,计算出单位时间内的所述呼吸时域信号的峰值个数,将所述单位时间内的呼吸时域信号的峰值个数作为所述单位时间内的呼吸次数;和/或对所述带通滤波电路输出的心跳时域信号进行时域分析,计算出单位时间内的所述心跳时域信号的峰值个数,将所述单位时间内的所述心跳时域信号的峰值个数作为所述单位时间内的所述心跳次数。

基于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] 目前,监测生物体的呼吸信号和/或心跳信号的仪器(如摩擦发电式传感器等)常常获取到的是呼吸信号和心跳信号的叠加信号,并且信号中噪声干扰较大,无法准确地获取到呼吸次数和/或心跳次数。

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

实用新型内容

[0005] 本实用新型的发明目的是针对现有技术的缺陷,提供了一种基于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,用于获取基于呼吸心跳特征波的时域信号;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呼吸心跳特征波的时域信号进行预处理;低通滤波电路,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呼吸心跳特征波的时域信号进行低通滤波处理,提取出呼吸时域信号;带通滤波电路,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呼吸心跳特征波的时域信号进行带通滤波处理,提取出心跳时域信号;信号分析计算电路,分别与低通滤波电路和带通滤波电路相连,用于根据呼吸时域信号分析计算单位时间内的呼吸次数,和/或根据心跳时域信号分析计算单位时间内的跳动次数。

[0008] 可选地,信号预处理电路进一步包括: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;降噪降阶采样电路,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呼吸心跳特征波的时域信号进行过采样降噪处理和降采样抽取处理。

[0009] 可选地,基准调整放大电路进一步包括:基准调整电路,与信号获取电路相连,用于调整信号获取电路输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号的基准点;电荷放大电路,与

基准调整电路相连,用于对基准调整电路输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行阻抗转换;电压放大电路,与电荷放大电路相连,用于将电荷放大电路输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行电压放大,并将电压放大后的基于呼吸心跳特征波的时域信号输出至降噪降阶采样电路。

[0010] 可选地,降噪降阶采样电路进一步包括:降噪采样电路,与基准调整放大电路相连,用于根据预设采样频率对基准调整放大电路输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行过采样降噪处理;降阶采样电路,与降噪采样电路相连,用于对降噪采样电路输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行降采样抽取处理,并将降采样抽取处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号输出至低通滤波电路和带通滤波电路。

[0011] 可选地,该装置还包括:插值电路,分别与低通滤波电路、带通滤波电路和信号分析计算电路相连,用于分别对低通滤波电路输出的呼吸时域信号和/或带通滤波电路输出的心跳时域信号进行上采样插值处理,并将上采样插值处理后的呼吸时域信号和/或心跳时域信号输出至信号分析计算电路。

[0012] 可选地,插值电路进一步包括:第一插值电路,分别与低通滤波电路和信号分析计算电路相连,用于对低通滤波电路输出的呼吸时域信号进行上采样插值处理,以提高采样频率至预设采样频率,并将上采样插值处理后的呼吸时域信号输出至信号分析计算电路;第二插值电路,分别与带通滤波电路和信号分析计算电路相连,用于对带通滤波电路输出的心跳时域信号进行上采样插值处理,以提高采样频率至预设采样频率,并将上采样插值处理后的心跳时域信号输出至信号分析计算电路。

[0013] 可选的,信号分析计算电路进一步包括:时域处理电路,分别与低通滤波电路和带通滤波电路相连,用于对低通滤波电路输出的呼吸时域信号进行时域分析,计算出单位时间内的呼吸时域信号的峰值个数,将单位时间内的呼吸时域信号的峰值个数作为单位时间内的呼吸次数;和/或对带通滤波电路输出的心跳时域信号进行时域分析,计算出单位时间内的心跳时域信号的峰值个数,将单位时间内的心跳时域信号的峰值个数作为单位时间内的的心跳次数。

[0014] 可选的,信号分析计算电路进一步包括:频域处理电路,分别与低通滤波电路和带通滤波电路相连,用于对低通滤波电路输出的呼吸时域信号进行快速傅里叶变换得到呼吸频域信号,根据呼吸频域信号计算出呼吸频域信号的最大幅值,根据呼吸频域信号的最大幅值计算出呼吸频域信号的最大幅值对应的频率值,并根据公式 $y_1 = x_1 \times t$ 计算单位时间内的呼吸次数;和/或对带通滤波电路输出的心跳时域信号进行快速傅里叶变换得到心跳频域信号,根据心跳频域信号计算出心跳频域信号的最大幅值,根据心跳频域信号的最大幅值计算出心跳频域信号的最大幅值对应的频率值,并根据公式 $y_2 = x_2 \times t$ 计算单位时间内的的心跳次数;其中, x_1 为计算出的呼吸频域信号的最大幅值对应的频率值, y_1 为计算得到的单位时间内的呼吸次数, x_2 为计算出的心跳频域信号的最大幅值对应的频率值, y_2 为计算得到的单位时间内的的心跳次数, t 为单位时间。

[0015] 可选的,信号分析计算电路进一步包括:时频分析处理电路,分别与低通滤波电路和带通滤波电路相连,用于对低通滤波电路输出的呼吸时域信号进行小波变换得到呼吸时频信号,通过分析小波系数确定呼吸时频信号的局部极大值,根据局部极大值计算相邻两个局部极大值之间的时间间隔,计算单位时间内的时间间隔的平均值得到呼吸周期,并根

据公式 $y_3 = t/x_3$ 计算出单位时间内的呼吸次数;和/或对带通滤波电路输出的心跳时域信号进行小波变换得到心跳时频信号,通过分析小波系数确定心跳时频信号的局部极大值,根据局部极大值计算相邻两个局部极大值之间的时间间隔,计算单位时间内的时间间隔的平均值得到心跳周期,并根据公式 $y_4 = t/x_4$ 计算出单位时间内的呼吸次数;其中, x_3 为计算出的呼吸周期, y_3 为计算得到的单位时间内的呼吸次数, x_4 为计算出的心跳周期, y_4 为计算得到的单位时间内的呼吸次数, t 为单位时间。

[0016] 可选的,信号分析计算电路进一步包括:频域处理电路,分别与低通滤波电路和带通滤波电路相连,用于对低通滤波电路输出的呼吸时域信号进行快速傅里叶变换得到呼吸频域信号,根据呼吸频域信号计算出呼吸频域信号的最大幅值,根据呼吸频域信号的最大幅值计算出呼吸频域信号的最大幅值对应的频率值,并根据公式 $y_1 = x_1 \times t$ 计算所述单位时间内的呼吸次数;和/或,对带通滤波电路输出的心跳时域信号进行快速傅里叶变换得到心跳频域信号,根据心跳频域信号分别计算出心跳频域信号中的第一频域范围、第二频域范围和第三频域范围的最大幅值;根据心跳频域信号中的第一频域范围、第二频域范围和第三频域范围的最大幅值分别计算出所述心跳频域信号中的第一频域范围、第二频域范围和第三频域范围的最大幅值对应的频率值;计算第一频域范围与第二频域范围的最大幅值对应的频率值的差值的绝对值A及第二频域范围与第三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 为第一频域范围与第二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 为第二频域范围与第三频域范围的最大幅值对应的频率值的平均值;根据公式 $y_2 = x_2 \times t$ 计算单位时间内的呼吸次数;其中, x_1 为计算出的呼吸频域信号的最大幅值对应的频率值, y_1 为计算得到的单位时间内的呼吸次数, x_2 为计算出的心跳频域信号的最大幅值对应的频率值, y_2 为计算得到的单位时间内的呼吸次数, t 为单位时间。

[0017] 根据本实用新型提供的基于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呼吸心跳特征波的时域信号;其次通过信号预处理电路对信号获取电路输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行预处理;并通过低通滤波电路和带通滤波电路对基于呼吸心跳特征波的时域信号分别进行低通滤波处理和带通滤波处理,分离提取出呼吸时域信号和/或心跳时域信号;最终通过信号分析计算电路根据低通滤波电路输出的呼吸时域信号分析计算单位时间内的呼吸次数,和/或根据带通滤波电路输出的心跳时域信号分析计算单位时间内的呼吸次数。本实用新型提供的基于呼吸心跳特征波的信号处理装置,可以从基于呼吸心跳特征波的时域信号中分别分离提取出呼吸时域信号和/或心跳时域信号,进而分别对应分析计算单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。另外,本实用新型提供的基于呼吸心跳特征波的信号处理装置结构及分析计算方法简单,对信号分析计算处理的准确率高,并且成本低廉,适合大规模工业生产。

附图说明

[0018] 图1a示出了本实用新型提供的一个实施例的基于呼吸心跳特征波的信号处理装置的结构框图;

[0019] 图1b示出了本实用新型提供的一个实施例的基于呼吸心跳特征波的信号处理装置的功能框图;

- [0020] 图2a示出了基于呼吸心跳特征波的时域信号的波形图；
- [0021] 图2b示出了从基于呼吸心跳特征波的时域信号中提取出的呼吸时域信号的波形图；
- [0022] 图2c示出了从基于的呼吸心跳特征波时域信号中提取出的心跳时域信号的波形图；
- [0023] 图3示出了本实用新型提供的另一个实施例的基于呼吸心跳特征波的信号处理装置的功能框图；
- [0024] 图4示出了本实用新型提供的一个实施例的基于呼吸心跳特征波的信号处理方法的流程图；
- [0025] 图5示出了本实用新型提供的另一个实施例的基于呼吸心跳特征波的信号处理方法的流程图。

具体实施方式

[0026] 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。

[0027] 图1a示出了本实用新型提供的一个实施例的基于呼吸心跳特征波的信号处理装置的结构框图,图1b示出了本实用新型提供的一个实施例的基于呼吸心跳特征波的信号处理装置的功能框图。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、低通滤波电路3、带通滤波电路4和信号分析计算电路5;其中,信号获取电路1,用于获取基于呼吸心跳特征波的时域信号;信号预处理电路2与信号获取电路1相连,用于对信号获取电路1输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行预处理;低通滤波电路3与信号预处理电路2相连,用于对信号预处理电路2输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行低通滤波处理,提取出呼吸时域信号;带通滤波电路4与信号预处理电路2相连,用于对信号预处理电路2输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行带通滤波处理,提取出心跳时域信号;信号分析计算电路5分别与低通滤波电路3和带通滤波电路4相连,用于根据低通滤波电路3输出的呼吸时域信号分析计算单位时间内的呼吸次数,和/或根据带通滤波电路4输出的心跳时域信号分析计算单位时间内的跳动次数。

[0028] 信号获取电路1设置在能够获取到生物体呼吸和/或心跳的位置处,用于将生物体呼吸和/或心跳转换为基于呼吸心跳特征波的信号输出。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,其可以检测出生物体呼吸和/或心跳等生理特征,其输出的信号为基于呼吸心跳特征波的时域信号,该时域信号为包含了呼吸和心跳两种生理特征的叠加信号。另外,由于摩擦发电式传感器对于感应生物体的呼吸和/或心跳更为灵敏,输出的电压也更高,这不仅降低了误报率,同时还能够降低对后续电路的要求,简化电路,因此,信号获取电路1优选为摩擦发电式传感器。

[0029] 通过信号获取电路1获取的基于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、降噪降阶采样处理等,以便后续各个电路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和降噪降阶采样电路22。

[0030] 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,为了简化后续电路的分析处理过程以及保证后续电路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,以便后续电路进行分析处理。

[0031] 在一种可选实施方式中,如图1b所示,基准调整放大电路21可进一步包括基准调整电路211、电荷放大电路212和电压放大电路213;其中,基准调整电路211与信号获取电路1相连,用于调整信号获取电路1输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号的基准点;电荷放大电路212与基准调整电路211相连,用于对基准调整电路211输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行阻抗转换;电压放大电路213与电荷放大电路212相连,用于根据电压放大电路213中的预设放大倍数,将电荷放大电路212输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行电压放大,并将其输出至降噪降阶采样电路22。

[0032] 在该可选实施方式中,为了防止信号获取电路1输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号在后续电路的分析处理过程中出现信号失真的现象,对基准调整电路211输出的基于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,若基准调整电路211输出的基于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电路213对基准调整电路211输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行电压放大,此处不作限定。

[0033] 可选地,降噪降阶采样电路22进一步包括降噪采样电路221和降阶采样电路222;其中,降噪采样电路221与基准调整放大电路21相连,用于根据预设采样频率对基准调整放大电路21输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行过采样降噪处理;降阶采样电路222与降噪采样电路221相连,用于对降噪采样电路221输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行降采样抽取处理,并将降采样抽取处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号输出至低通滤波电路3和带通滤波电路4。

[0034] 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输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号为模拟信号,即使在通过基准调整放大电路21之后仍为模拟信号,且在基准调整放大电路21输出的基于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,因此,为了便于后续电路对基于呼吸心跳特征波的时域信号的分析计算,需通过降噪降阶采样电路22中的降噪采样电路221对基准调整放大电路21输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行过采样降噪处理,从而滤除基于呼吸心跳特征波的时域信号中的工频干扰信号和/或高频噪声干扰信号,并将其转换为数字信号。

[0035] 可选地,为了使采样信号不失真,采样频率应满足奈奎斯特采样定理,即采样频率大于或等于信号最大频率的2倍,因此,应采用大于或等于信号最大频率的2倍的采样频率对基于呼吸心跳特征波的时域信号进行过采样处理,从而降低采样盲区,保证信号不失真,提高信号的采样精度。

[0036] 为了进一步提高信噪比,将有限的噪声分布到较大的频域范围内,可通过降噪采样电路221将基准调整放大电路21输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行过采样降噪处理,即使用远大于奈奎斯特采样频率的频率对基准调整放大电路21输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行过采样降噪处理。以摩擦发电式传感器输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号为例(信号频率集中在0~5Hz),根据奈奎斯特采样定理,预设采样频率应大于或等于信号最大频率的2倍(即10Hz),但是,为了提高信噪比,将有限的噪声分布到较大的频域范围内,预设采样频率应远大于10Hz(信号最大频率5Hz的2倍),但预设采样频率太高时会增加后续电路对基于人体呼吸心跳特征波的时域信号数据处理的负担,所以,综合降噪效果及数据处理量,预设采样频率可选取为100Hz。

[0037] 经过降噪采样电路221过采样降噪处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号的预设采样频率较高,若直接将其输出至低通滤波电路3和带通滤波电路4,则需要低通滤波电路3和带通滤波电路4具有较高阶数,这不仅大大增加了基于呼吸心跳特征波的信号处理装置的成本,还使基于呼吸心跳特征波的信号处理装置的分析计算过程变得复杂。因此,为了降低低通滤波电路3和带通滤波电路4的成本以及简化分析计算过程,将降噪采样电路221输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号进一步通过降阶采样电路222进行降采样抽取处理,以降低采样频率。

[0038] 具体地,降阶采样电路222从降噪采样电路221输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号中每M个采样点抽取一个,组成新的信号序列,从而使采样频率降低为 $1/M$,其中,M为大于1的正整数。此外,为使经过降阶采样电路222降采样抽取处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号不发生信号频谱混叠,经过降阶采样电路222降采样抽取处理后的采样频率仍应满足奈奎斯特采样定理,即降采样抽取处理后的采样频率大于或等于原信号最大频率的2倍。以摩擦发电式传感器输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号为例(信号频率集中在0~5Hz),经过降阶采样电路222降采样抽取处理后的采样频率应大于或等于10Hz(信号最大频率5Hz的2倍)。例如,若降噪采样电路221中预设采样频率为100Hz,降阶采样电路222可以在经过降噪采样电路221过采样降噪处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号中每10采样点中抽取一个,重新组成信号序列,使经过降阶采样电路222降采样抽取处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号采样频率降低为10Hz。可选地,降阶采样电路222可以为抽值滤波器,抽值滤波器硬件结构可以为FIR结构(非递归型结构)或CIC结构(级联积分梳状结构)等。

[0039] 由于信号获取电路1输出的信号为包含了呼吸和心跳两种生理特征的叠加信号,并且在经过信号预处理电路2预处理后输出的信号仍为呼吸和心跳两种生理特征的叠加信号,又由于生物体的呼吸和心跳信号所处的频域范围往往不同,例如人体的呼吸信号与心跳信号分别处于不同的频域范围,人体呼吸信号频率集中在(0Hz,0.5Hz]频域范围内,而人体心跳信号频率集中在[0.8Hz,2Hz]频域范围内,所以,可以通过低通滤波电路3和带通滤波电路4分别对信号预处理电路2输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行低通滤波处

理和带通滤波处理,以实现将呼吸时域信号与心跳时域信号分离提取的目的。

[0040] 具体地,可通过低通滤波电路3对信号预处理电路2输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行低通滤波处理,提取出呼吸时域信号。以信号获取电路1获取到基于人体呼吸心跳特征波的时域信号为例,由于人体呼吸频率集中在(0Hz,0.5Hz]频域范围内,因此,为从信号预处理电路2输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号中提取出呼吸时域信号,可通过低通滤波电路3将基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行低通滤波处理,提取出呼吸时域信号。图2a为基于呼吸心跳特征波的时域信号的波形图,在通过低通滤波电路3后呈现出如图2b所示的从基于呼吸心跳特征波的时域信号中提取出的呼吸时域信号的波形图。其中,低通滤波电路3优选为(0Hz,0.5Hz]的低通滤波器进行呼吸时域信号的分离提取。

[0041] 同理,可通过带通滤波电路4对信号预处理电路2输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行带通滤波处理,提取出心跳时域信号。以信号获取电路1获取到基于人体呼吸心跳特征波的时域信号为例,由于人体心跳频率集中在[0.8Hz,2Hz]频域范围内,因此,为从信号预处理电路2输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号中提取出心跳时域信号,可通过带通滤波电路4将基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行带通滤波处理,提取出心跳时域信号。图2a为基于呼吸心跳特征波的时域信号的波形图,在通过带通滤波电路4后呈现出如图2c所示的从基于呼吸心跳特征波的时域信号中提取出的心跳时域信号的波形图。其中,带通滤波电路4优选为[0.8Hz,2Hz]的带通滤波器进行心跳时域信号的分离提取。

[0042] 信号分析计算电路5分别与低通滤波电路3和带通滤波电路4相连,用于根据低通滤波电路3输出的呼吸时域信号分析计算单位时间内的呼吸次数,和/或根据带通滤波电路4输出的心跳时域信号分析计算单位时间内的呼吸次数。可选地,信号分析计算电路5为单片机。

[0043] 具体地,信号分析计算电路5可分别对通过低通滤波电路3提取出的呼吸时域信号和通过带通滤波电路4提取出的心跳时域信号进行分析计算。下面详细介绍信号分析计算电路5的具体分析计算方法。

[0044] 第一种分析计算方法:信号分析计算电路5可通过对低通滤波电路3输出的呼吸时域信号进行时域分析,计算出单位时间内的呼吸时域信号的峰值个数,将单位时间内的呼吸时域信号的峰值个数作为单位时间内的呼吸次数;和/或对带通滤波电路4输出的心跳时域信号进行时域分析,计算出单位时间内的心跳时域信号的峰值个数,将单位时间内的心跳时域信号的峰值个数作为单位时间内的呼吸次数。

[0045] 第二种分析计算方法:信号分析计算电路5可通过对低通滤波电路3输出的呼吸时域信号进行快速傅里叶变换得到呼吸频域信号,根据呼吸频域信号计算出呼吸频域信号的最大幅值,根据呼吸频域信号的最大幅值计算出呼吸频域信号的最大幅值对应的频率值,并根据公式 $y_1 = x_1 \times t$ 计算单位时间内的呼吸次数;和/或对带通滤波电路输出的心跳时域信号进行快速傅里叶变换得到心跳频域信号,根据心跳频域信号计算出心跳频域信号的最大幅值,根据心跳频域信号的最大幅值计算出心跳频域信号的最大幅值对应的频率值,并根据公式 $y_2 = x_2 \times t$ 计算单位时间内的呼吸次数;其中, x_1 为计算出的呼吸频域信号的最大幅值对应的频率值, y_1 为计算得到的单位时间内的呼吸次数, x_2 为计算出的心跳频域信号的最大幅值对应的频率值, y_2 为计算得到的单位时间内的呼吸次数, t 为单位时间。

[0046] 此外,在第二种分析计算方法中,信号分析计算电路5还可通过对带通滤波电路输

出的心跳时域信号进行快速傅里叶变换得到心跳频域信号,根据心跳频域信号分别计算出心跳频域信号中的第一频域范围、第二频域范围和第三频域范围的最大幅值;根据心跳频域信号中的第一频域范围、第二频域范围和第三频域范围的最大幅值分别计算出心跳频域信号中的第一频域范围、第二频域范围和第三频域范围的最大幅值对应的频率值;计算第一频域范围与第二频域范围的最大幅值对应的频率值的差值的绝对值A及第二频域范围与第三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 为第一频域范围与第二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 为第二频域范围与第三频域范围的最大幅值对应的频率值的平均值;根据公式 $y_2 = x_2 \times t$ 计算单位时间内的心跳次数;其中, x_1 为计算出的呼吸频域信号的最大幅值对应的频率值, y_1 为计算得到的单位时间内的呼吸次数, x_2 为计算出的心跳频域信号的最大幅值对应的频率值, y_2 为计算得到的单位时间内的呼吸次数, t 为单位时间。

[0047] 第三种分析计算方法:信号分析计算电路5可通过对低通滤波电路3输出的呼吸时域信号进行小波变换得到呼吸时频信号,通过分析小波系数确定呼吸时频信号的局部极大值,根据局部极大值计算相邻两个局部极大值之间的时间间隔,计算单位时间内的时间间隔的平均值得到呼吸周期,并根据公式 $y_3 = t/x_3$ 计算出单位时间内的呼吸次数;和/或对带通滤波电路4输出的心跳时域信号进行小波变换得到心跳时频信号,通过分析小波系数确定心跳时频信号的局部极大值,根据局部极大值计算相邻两个局部极大值之间的时间间隔,计算单位时间内的时间间隔的平均值得到心跳周期,并根据公式 $y_4 = t/x_4$ 计算出单位时间内的呼吸次数;其中, x_3 为计算出的呼吸周期, y_3 为计算得到的单位时间内的呼吸次数, x_4 为计算出的心跳周期, y_4 为计算得到的单位时间内的呼吸次数, t 为单位时间。

[0048] 此外,在第三种分析计算方法中,信号分析计算电路5在根据局部极大值计算得到相邻两个局部极大值之间的时间间隔后,可先计算出第一时间间隔与第二时间间隔的平均值 n_1 ,再计算出 n_1 与第三时间间隔的平均值 n_2 ,其次计算出 n_2 与第四时间间隔的平均值 n_3 ,以此类推,最后计算出 n_{i-2} 与第 t_i 时间间隔(即单位时间内的计算得到的最后一个时间间隔)的平均值 n_{i-1} (即呼吸周期 x_3 或心跳周期 x_4),也就是说,第三种分析计算方法中的呼吸周期 x_3 和/或心跳周期 x_4 都可以采用此种方法进行分析计算。

[0049] 其中,对于第一种分析计算方法中的峰值及第二种分析计算方法中的最大幅值的寻找方法可采用现有技术中的寻找最大值的方法进行寻找,如循环比较法,本领域技术人员可以根据需要进行选择,此处不再赘述。

[0050] 根据本实用新型实施例提供的基于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呼吸心跳特征波的时域信号;其次通过信号预处理电路对信号获取电路输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行预处理(即通过基准调整放大电路对信号获取电路获取的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行基准点调整和放大处理;通过降噪降阶电路中的降噪采样电路对基于心跳特征波的时域信号进行过采样降噪处理,提高信噪比;通过降噪降阶电路中的降阶采样电路对经过降噪采样电路过采样降噪处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行降采样抽取处理,以降低低通滤波电路和带通滤波电路阶数);并通过低通滤波电路和带通滤波电路对基于呼吸心跳特征波的时域信号分别进行低通滤波处理和带通滤波处理,分离提取出呼吸时域信号和/或心跳时域信号;最终通过信号分析计算电路根据低通滤波电路输出的呼吸时域信号分析计算单位时间内的呼吸次数,和/或

根据带通滤波电路输出的心跳时域信号分析计算单位时间内的心跳次数。本实用新型实施例提供的基于呼吸心跳特征波的信号处理装置,可以从基于呼吸心跳特征波的时域信号中分别分离提取出呼吸时域信号和/或心跳时域信号,进而分别对应分析计算单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。另外,本实用新型实施例提供的基于呼吸心跳特征波的信号处理装置结构及分析计算过程简单,对信号分析计算处理的准确率高,并且成本低廉,适合大规模工业生产。

[0051] 图3示出了本实用新型提供的另一个实施例的基于呼吸心跳特征波的信号处理装置的功能框图。如图3所示,该基于呼吸心跳特征波的信号处理装置与图1所示的基于呼吸心跳特征波的信号处理装置的不同之处在于,图3所示的基于呼吸心跳特征波的信号处理装置还包括:插值电路6;插值电路6分别与低通滤波电路3、带通滤波电路4和信号分析计算电路5相连,用于对低通滤波电路3输出的呼吸时域信号和/或带通滤波电路4输出的心跳时域信号进行上采样插值处理,并将上采样插值处理后的呼吸时域信号和/或心跳时域信号分别输出至信号分析计算电路5。

[0052] 由于经过降阶采样电路222降采样抽取处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号的采样频率降低,而经过低通滤波电路3低通滤波处理后的呼吸时域信号和经过带通滤波电路4带通滤波处理后的心跳时域信号的采样频率仍小于降噪采样电路221中预设采样频率,所以,为了恢复预设采样频率,可通过插值电路6对经过低通滤波处理后的呼吸时域信号和/或经过带通滤波处理后的心跳时域信号进行上采样插值处理。

[0053] 可选地,插值电路6进一步包括第一插值电路61和第二插值电路62。其中,第一插值电路61分别与低通滤波电路3和信号分析计算电路5相连,用于对低通滤波电路3输出的呼吸时域信号进行上采样插值处理,以提高采样频率至预设采样频率,并将上采样插值处理后的呼吸时域信号输出至信号分析计算电路5;第二插值电路62分别与带通滤波电路4和信号分析计算电路5相连,用于对带通滤波电路4输出的心跳时域信号进行上采样插值处理,以提高采样频率至预设采样频率,并将上采样插值处理后的心跳时域信号输出至信号分析计算电路5。

[0054] 具体地,第一插值电路61对经过低通滤波电路3低通滤波处理后的呼吸时域信号进行上采样插值处理,以提高采样频率至预设采样频率。例如,预设采样频率为100Hz,经过降阶采样电路222降采样抽取处理后的采样频率降低为10Hz,则可通过第一插值电路61将经过低通滤波电路3低通滤波处理后的呼吸时域信号进行上采样插值处理,使采样频率恢复至100Hz。其中,可采用线性插值函数或多项式插值等方法,在两个信号节点之间进行插值,从而提高采样频率至预设采样频率,而第一插值电路61可以为插值滤波器,其硬件结构可以为FIR结构或CIC结构等。

[0055] 具体地,第二插值电路62对经过带通滤波电路4带通滤波处理后的心跳时域信号进行上采样插值处理,以提高采样频率至预设采样频率。例如,预设采样频率为100Hz,经过降阶采样电路222降采样抽取处理后的采样频率降低为10Hz,则可通过第二插值电路62将经过带通滤波电路4带通滤波处理后的心跳时域信号进行上采样插值处理,使采样频率恢复至100Hz。其中,可采用线性插值函数或多项式插值等方法,在两个信号节点之间进行插值,从而提高采样频率至预设采样频率,而第二插值电路62可以为插值滤波器,其硬件结构可以为FIR结构或CIC结构等。

[0056] 在一种可选实施方式中,信号分析计算电路5具体包括时域处理电路(图中未示出)。时域处理电路分别与低通滤波电路和带通滤波电路相连,用于对低通滤波电路输出的呼吸时域信号进行时域分析,计算出单位时间内的呼吸时域信号的峰值个数,将单位时间内的呼吸时域信号的峰值个数作为单位时间内的呼吸次数;和/或对带通滤波电路输出的心跳时域信号进行时域分析,计算出单位时间内的心跳时域信号的峰值个数,将单位时间内的心跳时域信号的峰值个数作为单位时间内的跳动次数。其中,对于峰值的寻找可具体为,当基于呼吸心跳特征波的时域信号中的一个采样点 P_n 的幅值大于该采样点左右两侧的采样点 P_{n-i} 、 P_{n+j} 的幅值,且采样点 P_n 的幅值大于或等于预设幅值阈值时,则将 P_n 作为基于呼吸心跳特征波的时域信号中的一个峰值。

[0057] 在另一种可选实施方式中,信号分析计算电路5具体包括频域处理电路(图中未示出)。频域处理电路分别与低通滤波电路3和带通滤波电路4相连,用于对低通滤波电路3输出的呼吸时域信号进行快速傅里叶变换得到呼吸频域信号,根据呼吸频域信号计算出呼吸频域信号的最大幅值,根据呼吸频域信号的最大幅值计算出呼吸频域信号的最大幅值对应的频率值,并根据公式 $y_1 = x_1 \times t$ 计算单位时间内的呼吸次数;和/或对带通滤波电路4输出的心跳时域信号进行快速傅里叶变换得到心跳频域信号,根据心跳频域信号计算出心跳频域信号的最大幅值,根据心跳频域信号的最大幅值计算出心跳频域信号的最大幅值对应的频率值,并根据公式 $y_2 = x_2 \times t$ 计算单位时间内的跳动次数;其中, x_1 为计算出的呼吸频域信号的最大幅值对应的频率值, y_1 为计算得到的单位时间内的呼吸次数, x_2 为计算出的心跳频域信号的最大幅值对应的频率值, y_2 为计算得到的单位时间内的跳动次数, t 为单位时间。

[0058] 此外,由于实际获得的基于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,又由于与呼吸频率相比,心跳频率高、强度弱,所以将在心跳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,还可以首先将经过快速傅里叶变换得到的心跳频域信号划分为多个频域范围,如将其划分为第一频域范围、第二频域范围和第三频域范围,然后根据心跳频域信号分别计算出心跳频域信号中的第一频域范围、第二频域范围和第三频域范围的最大幅值;其次根据心跳频域信号中的第一频域范围、第二频域范围和第三频域范围的最大幅值分别计算出心跳频域信号中的第一频域范围、第二频域范围和第三频域范围的最大幅值对应的频率值;最后计算第一频域范围与第二频域范围的最大幅值对应的频率值的差值的绝对值 A 及第二频域范围与第三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 为第一频域范围与第二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 为第二频域范围与第三频域范围的最大幅值对应的频率值的平均值;根据公式 $y_2 = x_2 \times t$ 计算单位时间内的跳动次数还可以将心跳时域信号,例如,第一频域范围的最大幅值对应的频率值为0.9,第二频域范围的最大幅值对应的频率值为1.05,第三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 $x_2 = (0.15 + 0.17) / 2 = 0.16$ 。

[0059] 其中,对于最大幅值的寻找方法可采用现有技术中的方法进行寻找,如循环比较法,本领域技术人员可以根据需要进行选择,此处不再赘述。

[0060] 在又一种可选实施方式中,信号分析计算电路5可具体包括时频分析处理电路(图中未示出)。时频分析处理电路分别与低通滤波电路3和带通滤波电路4相连,用于对低通滤

波电路3输出的呼吸时域信号进行小波变换得到呼吸时频信号,通过分析小波系数确定呼吸时频信号的局部极大值,根据局部极大值计算相邻两个局部极大值之间的时间间隔,计算单位时间内的时间间隔的平均值得到呼吸周期,并根据公式 $y_3 = t/x_3$ 计算出单位时间内的呼吸次数;和/或对带通滤波电路4输出的心跳时域信号进行小波变换得到心跳时频信号,通过分析小波系数确定心跳时频信号的局部极大值,根据局部极大值计算相邻两个局部极大值之间的时间间隔,计算单位时间内的时间间隔的平均值得到心跳周期,并根据公式 $y_4 = t/x_4$ 计算出单位时间内的呼吸次数;其中, x_3 为计算出的呼吸周期, y_3 为计算得到的单位时间内的呼吸次数, x_4 为计算出的心跳周期, y_4 为计算得到的单位时间内的呼吸次数, t 为单位时间。此外,信号分析计算电路5在根据局部极大值计算得到相邻两个局部极大值之间的时间间隔后,可先计算出第一时间间隔与第二时间间隔的平均值 n_1 ,再计算出 n_1 与第三时间间隔的平均值 n_2 ,其次计算出 n_2 与第四时间间隔的平均值 n_3 ,以此类推,最后计算出 n_{i-2} 与第 t_i 时间间隔(即单位时间内的计算得到的最后一个时间间隔)的平均值 n_{i-1} (即呼吸周期 x_3 或心跳周期 x_4),也就是说,该可选实施方式中的呼吸周期 x_3 和/或心跳周期 x_4 都可以采用此种方法进行分析计算。

[0061] 本实施例中,信号分析计算电路5可以包括时域处理电路、频域处理电路和时频分析处理电路中的任意一个单元,本领域技术人员可以根据需要进行选择,此处不作限定。应当理解的是,图1a和图1b所示的基于呼吸心跳特征波的信号处理装置中的信号分析计算电路5也可以包括时域处理电路、频域处理电路和时频分析处理电路中的任意一个单元,本领域技术人员可以根据需要进行选择,具体描述可参照图3中的描述,此处不再赘述。

[0062] 根据本实用新型实施例提供的基于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呼吸心跳特征波的时域信号;其次通过信号预处理电路对信号获取电路输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行预处理(即通过基准调整放大电路对信号获取电路获取的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行基准点调整和放大处理;通过降噪降阶电路中的降噪采样电路对基于心跳特征波的时域信号进行过采样降噪处理,提高信噪比;通过降噪降阶电路中的降阶采样电路对经过降噪采样电路过采样降噪处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行降采样抽取处理,以降低低通滤波电路和带通滤波电路阶数);并通过低通滤波电路及第一插值电路提取出恢复至预设采样频率的呼吸时域信号和/或通过带通滤波电路及第二插值电路提取出恢复至预设采样频率的心跳时域信号;最终通过信号分析计算电路根据低通滤波电路输出的呼吸时域信号分析计算单位时间内的呼吸次数,和/或根据带通滤波电路输出的心跳时域信号分析计算单位时间内的呼吸次数。本实用新型实施例提供的基于呼吸心跳特征波的信号处理装置,可以从基于呼吸心跳特征波的时域信号中分别分离提取出呼吸时域信号和/或心跳时域信号,进而分别对应分析计算单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。另外,本实用新型实施例提供的基于呼吸心跳特征波的信号处理装置结构及分析计算过程简单,对信号分析计算处理的准确率高,并且成本低廉,适合大规模工业生产。

[0063] 图4示出了本实用新型提供的一个实施例的基于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:

[0064] 步骤S410,获取基于呼吸心跳特征波的时域信号。

[0065] 通过信号获取电路将生物体的呼吸和/或心跳转换为基于呼吸心跳特征波的时域

信号输出。本实施例中,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。以摩擦发电式传感器为例,其可以检测出生物体(例如人体)呼吸和/或心跳等生理特征,其输出的信号为基于呼吸心跳特征波的时域信号,该时域信号为包含了生物体呼吸和心跳两种生理特征的叠加信号。

[0066] 步骤S420,对获取的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行预处理。

[0067] 在本实施例中,由于信号获取电路采用摩擦发电式传感器和/或压电发电式传感器,通过其获取的基于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,且在信号获取电路输出的基于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、降噪降阶采样处理等,以便后续各个电路对该时域信号进行分析处理。

[0068] 步骤S430,对预处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行低通滤波处理,提取出呼吸时域信号。

[0069] 由于经过步骤S420处理后的信号仍为包含了呼吸和心跳两种生理特征的叠加信号,又由于生物体的呼吸信号和心跳信号所处的频域往往不同,例如人体呼吸信号与心跳信号分别处于不同的频域范围,人体呼吸信号频率集中在(0Hz,0.5Hz]频域范围内,而人体心跳信号频率集中在[0.8Hz,2Hz]频域范围内。所以可通过低通滤波电路对经过步骤S420处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行低通滤波处理,提取出呼吸时域信号。

[0070] 以基于人体呼吸心跳特征波的时域信号为例,人体呼吸频率集中在(0Hz,0.5Hz]频域范围内,所以,为从基于人体呼吸心跳特征波的时域信号中提取出呼吸时域信号,可通过低通滤波电路将基于呼吸心跳特征波的时域信号进行低通滤波处理,提取出呼吸时域信号。一般情况下,人体呼吸频率处于(0Hz,0.5Hz]频域范围内,因此,当处理基于人体呼吸心跳特征波的时域信号时,可优选(0Hz,0.5Hz]的低通滤波器进行呼吸时域信号的分离提取。

[0071] 步骤S440,对预处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行带通滤波处理,提取出心跳时域信号。

[0072] 具体地,可通过带通滤波电路对经过步骤S420处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行带通滤波处理,提取出心跳时域信号。

[0073] 以基于人体呼吸心跳特征波的时域信号为例,人体心跳频率集中在[0.8Hz,2Hz]频域范围内,所以,为从基于人体呼吸心跳特征波的时域信号中提取出心跳时域信号,可通过带通滤波电路将基于呼吸心跳特征波的时域信号进行带通滤波处理,提取出心跳时域信号。一般情况下,人体心跳频率处于[0.8Hz,2Hz]频域范围内,因此,当处理基于人体呼吸心跳特征波的时域信号时,可优选[0.8Hz,2Hz]的带通滤波器进行心跳时域信号的分离提取。

[0074] 步骤S450,根据呼吸时域信号计算单位时间内的呼吸次数,和/或根据心跳时域信号计算单位时间内的跳动次数。

[0075] 根据步骤S430提取出的呼吸时域信号和/或经过步骤S440提取出的心跳时域信号,可通过时域处理、频域处理或时频分析处理的方法对呼吸时域信号和/或心跳时域信号进行分析,并计算单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。下面将通过三个示例具体介绍上述三种处理方法。

[0076] 示例一

[0077] 对步骤S430提取出的呼吸时域信号进行时域分析,计算出单位时间内的呼吸时域信号的峰值个数,将单位时间内的呼吸时域信号的峰值个数作为单位时间内的呼吸次数;和/或对步骤S440提取出的心跳时域信号进行时域分析,计算出单位时间内的心跳时域信号的峰值个数,将单位时间内的心跳时域信号的峰值个数作为单位时间内的跳动次数。

[0078] 其中,对于峰值的寻找可具体为,当基于呼吸心跳特征波的时域信号中的一个采样点 P_n 的幅值大于该采样点左右两侧的采样点 P_{n-i} 、 P_{n+j} 的幅值,且采样点 P_n 的幅值大于或等于预设幅值阈值时,则将 P_n 作为基于呼吸心跳特征波的时域信号中的一个峰值。

[0079] 示例二

[0080] 对步骤S430提取出的呼吸时域信号进行快速傅里叶变换得到呼吸频域信号,根据呼吸频域信号计算出呼吸频域信号的最大幅值,根据呼吸频域信号的最大幅值计算出呼吸频域信号的最大幅值对应的频率值,根据公式 $y_1 = x_1 \times t$ 计算单位时间内的呼吸次数;和/或对步骤S440提取出的心跳时域信号进行快速傅里叶变换得到心跳频域信号,根据心跳频域信号计算出心跳频域信号的最大幅值,根据心跳频域信号的最大幅值计算出心跳频域信号的最大幅值对应的频率值,根据公式 $y_2 = x_2 \times t$ 计算单位时间内的跳动次数;其中, x_1 为计算出的呼吸频域信号的最大幅值对应的频率值, y_1 为计算得到的单位时间内的呼吸次数, x_2 为计算出的心跳频域信号的最大幅值对应的频率值, y_2 为计算得到的单位时间内的跳动次数, t 为单位时间。

[0081] 其中,对于最大幅值的寻找方法可采用现有技术中的寻找最大值的方法进行寻找,如循环比较法,本领域技术人员可以根据需要进行选择,此处不再赘述。

[0082] 此外,由于实际获得的基于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,又由于与呼吸频率相比,心跳频率高、强度弱,所以将在心跳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,还可以首先将经过快速傅里叶变换得到的心跳频域信号划分为多个频域范围,如将其划分为第一频域范围、第二频域范围和第三频域范围,然后根据心跳频域信号分别计算出心跳频域信号中的第一频域范围、第二频域范围和第三频域范围的最大幅值;其次根据心跳频域信号中的第一频域范围、第二频域范围和第三频域范围的最大幅值分别计算出心跳频域信号中的第一频域范围、第二频域范围和第三频域范围的最大幅值对应的频率值;最后计算第一频域范围与第二频域范围的最大幅值对应的频率值的差值的绝对值 A 及第二频域范围与第三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 为第一频域范围与第二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 为第二频域范围与第三频域范围的最大幅值对应的频率值的平均值;根据公式 $y_2 = x_2 \times t$ 计算单位时间内的跳动次数还可以将心跳时域信号,例如,第一频域范围的最大幅值对应的频率值为0.9,第二频域范围的最大幅值对应的频率值为1.05,第三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 $x_2 = (0.15 + 0.17) / 2 = 0.16$ 。

[0083] 示例三

[0084] 对呼吸时域信号进行小波变换得到呼吸时频信号,通过分析小波系数确定呼吸时频信号的局部极大值,根据局部极大值计算相邻两个局部极大值之间的时间间隔,计算单位时间内的时间间隔的平均值得到呼吸周期,并根据公式 $y_3 = t / x_3$ 计算出单位时间内的呼

吸次数;和/或对心跳时域信号进行小波变换得到心跳时频信号,通过分析小波系数确定心跳时频信号的局部极大值,根据局部极大值计算相邻两个局部极大值之间的时间间隔,计算单位时间内的时间间隔的平均值得到心跳周期,并根据公式 $y_4 = t/x_4$ 计算出单位时间内的心跳次数;其中, x_3 为计算出的呼吸周期, y_3 为计算得到的单位时间内的呼吸次数, x_4 为计算出的心跳周期, y_4 为计算得到的单位时间内的呼吸次数, t 为单位时间。

[0085] 此外,在示例三中,在根据局部极大值计算得到相邻两个局部极大值之间的时间间隔后,可先计算出第一时间间隔与第二时间间隔的平均值 n_1 ,再计算出 n_1 与第三时间间隔的平均值 n_2 ,其次计算出 n_2 与第四时间间隔的平均值 n_3 ,以此类推,最后计算出 n_{i-2} 与第 t_i 时间间隔(即单位时间内的计算得到的最后一个时间间隔)的平均值 n_{i-1} (即呼吸周期 x_3 或心跳周期 x_4),也就是说,示例三中的呼吸周期 x_3 和/或心跳周期 x_4 都可以采用此种方法进行分析计算。

[0086] 根据本实用新型实施例提供的基于呼吸心跳特征波的信号处理方法,首先获取基于呼吸心跳特征波的时域信号;其次对基于呼吸心跳特征波的时域信号进行预处理;再通过对基于呼吸心跳特征波的时域信号的低通滤波处理和带通滤波处理,分别分离提取出呼吸时域信号和/或心跳时域信号,最终根据呼吸时域信号分析计算单位时间内的呼吸次数,和/或根据心跳时域信号分析计算单位时间内的呼吸次数。本实用新型实施例提供的基于呼吸心跳特征波的信号处理方法,可以从基于呼吸心跳特征波的时域信号中分别分离提取出呼吸时域信号和/或心跳时域信号,进而分别对应分析计算单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。另外,本实用新型实施例提供的基于呼吸心跳特征波的信号处理方法简单,对信号分析计算处理的准确率高,并且在将其应用在上述各个实施例中的基于呼吸心跳特征波的信号处理装置中时,能够简化的硬件电路结构,降低成本,适合大规模工业生产。

[0087] 图5示出了本实用新型提供的另一个实施例的基于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:

[0088] 步骤S510,获取基于呼吸心跳特征波的时域信号。

[0089] 通过信号获取电路将生物体的呼吸和/或心跳转换为基于呼吸心跳特征波的时域信号输出。本实施例中,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。以摩擦发电式传感器为例,其可以检测出生物体(例如人体)呼吸和/或心跳等生理特征,其输出的信号为基于呼吸心跳特征波的时域信号,该时域信号为包含了生物体呼吸和心跳两种生理特征的叠加信号。

[0090] 步骤S520,调整获取的基于呼吸心跳特征波信号的基准点,并对其进行放大处理。

[0091] 在本实施例中,由于在步骤510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510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510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,为了简化后续电路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510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510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510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。

[0092] 具体地,在调整完获取的基于呼吸心跳特征波的时域信号的基准点后,为了防止

基于呼吸心跳特征波的时域信号在后续分析处理过程中出现信号失真的现象,可进一步地通过电荷放大处理对该时域信号进行电荷放大从而实现阻抗转换,并在阻抗转换后对该时域信号进行电压放大处理。但是,应当理解的是,若步骤S510获取的基于呼吸心跳特征波信号未出现失真的现象,也可仅对调整完基准点的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行电压放大,此处不作限定。

[0093] 步骤S530,根据预设采样频率对调整放大处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行过采样降噪处理。

[0094] 由于步骤S510中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输出的基于呼吸心跳特征波的时域信号为模拟信号,即使经过步骤S520处理后,基于呼吸心跳特征波的时域信号仍为模拟信号,且在经过步骤S520处理后的基于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,因此,为了便于后续步骤对基于呼吸心跳特征波信号的分析处理,需对步骤S520处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行过采样降噪处理,从而滤除基于呼吸心跳特征波的时域信号中的工频干扰信号和/或高频噪声干扰信号,并将其转换为数字信号。

[0095] 可选地,为了使采样信号不失真,采样频率应满足奈奎斯特采样定理,即采样频率大于或等于信号最大频率的2倍,因此,应采用大于或等于信号最大频率的2倍的采样频率对基于呼吸心跳特征波的时域信号进行过采样处理,从而降低采样盲区,保证信号不失真,提高信号的采样精度。

[0096] 为进一步提高信噪比,将有限的噪声分布到较大的频域范围内,基于呼吸心跳特征波的时域信号进行过采样降噪处理,即使用远大于奈奎斯特采样频率的频率对经过步骤S520处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行过采样降噪处理。以摩擦发电式传感器输出的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号为例(信号频率集中在0~5Hz),根据奈奎斯特采样定理,预设采样频率应大于或等于信号最大频率的2倍(即10Hz),但是,为了提高信噪比,将有限的噪声分布到较大的频域范围内,预设采样频率应远大于10Hz(信号最大频率5Hz的2倍),但预设采样频率太高时会增加后续电路对基于人体呼吸心跳特征波的时域信号数据处理的负担,所以,综合降噪效果及数据处理量,预设采样频率可选取为100Hz。

[0097] 步骤S540,对过采样降噪处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行降采样抽取处理。

[0098] 在经过步骤S530过采样降噪处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号的预设采样频率较高,若直接进行低通滤波处理和带通滤波处理,则需要低通滤波电路和带通滤波电路具有较高阶数,这不仅大大增加了基于呼吸心跳特征波的信号处理装置的成本,还使基于呼吸心跳特征波的信号处理方法的分析计算过程变得复杂。因此,为了降低低通滤波电路和带通滤波电路的成本以及简化分析计算方法,将步骤S530过采样降噪处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号进一步进行降采样抽取处理,以降低采样频率。

[0099] 具体地,可在经过步骤S530过采样降噪处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号中每M个采样点抽取一个,组成新的信号序列,从而使采样频率降低为 $1/M$,其中,M为大于1的正整数。此外,为使经过降采样抽取处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号不发生信号频谱混叠,经过降采样抽取处理后的采样频率仍应满足奈奎斯特采样定理,即降采样抽取处理后的采样频率大于或等于原信号最大频率的2倍。以摩擦发电式传感器输出的基于

人体呼吸心跳特征波的时域信号为例(信号频率集中在0~5Hz),经过降采样抽取处理后的采样频率应大于或等于10Hz(信号最大频率5Hz的2倍)。例如,若降采样抽取处理时的预设采样频率为100Hz,可以在经过步骤S530过采样降噪处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号中每10采样点中抽取一个,重新组成信号序列,使经过降采样抽取处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号采样频率降低为10Hz。

[0100] 步骤S550,对降采样抽取处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行低通滤波处理,提取出呼吸时域信号。

[0101] 由于步骤S510获取的为包含了呼吸和心跳两种生理特征的叠加信号,经过步骤S520至步骤S540处理后的信号中仍为包含了呼吸和心跳两种生理特征的叠加信号,又由于生物体的呼吸和心跳信号所处的频域范围往往不同,例如人体的呼吸信号与心跳信号分别处于不同的频域范围,人体呼吸信号频率集中在(0Hz,0.5Hz]频域范围内,而人体心跳信号频率集中在[0.8Hz,2Hz]频域范围内,所以,可以对经过步骤S540降采样抽取处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行低通滤波处理和带通滤波处理,以实现将呼吸时域信号与心跳时域信号分离提取的目的。

[0102] 具体地,可对经过步骤S540降采样抽取处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行低通滤波处理,提取出呼吸时域信号。以获取到基于人体呼吸心跳特征波的时域信号为例,由于人体呼吸频率集中在(0Hz,0.5Hz]频域范围内,因此,为从经过步骤S540降采样抽取处理后的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号中提取出呼吸时域信号,可将基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行低通滤波处理,提取出呼吸时域信号。图2a为基于呼吸心跳特征波的时域信号的波形图,在经过低通滤波处理后呈现出如图2b所示的从基于呼吸心跳特征波的时域信号中提取出的呼吸时域信号的波形图。

[0103] 步骤S560,对降采样抽取处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行带通滤波处理,提取出心跳时域信号。

[0104] 具体地,可对经过步骤S540降采样抽取处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行带通滤波处理,提取出心跳时域信号。

[0105] 可对经过步骤S540降采样抽取处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行带通滤波处理,提取出心跳时域信号。以获取到基于人体呼吸心跳特征波的时域信号为例,由于人体心跳频率集中在[0.8Hz,2Hz]频域范围内,因此,为从经过步骤S540降采样抽取处理后的基于人体呼吸心跳特征波的时域信号中提取出心跳时域信号,可将基于人体呼吸心跳特征波的时域信号进行带通滤波处理,提取出心跳时域信号。图2a为基于呼吸心跳特征波的时域信号的波形图,在经过带通滤波处理后呈现出如图2c所示的从基于呼吸心跳特征波的时域信号中提取出的心跳时域信号的波形图。

[0106] 步骤S570,对呼吸时域信号进行上采样插值处理,提高采样频率至预设采样频率。

[0107] 由于经过步骤S540降采样抽取处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号的采样频率降低,而经过步骤S550低通滤波处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号的采样频率仍小于预设采样频率,所以,为了恢复预设采样频率,可对经过低通滤波处理后的呼吸时域信号进行上采样插值处理。例如,预设采样频率为100Hz,经过步骤S540降采样抽取处理后的采样频率降低为10Hz,则可通过本步骤对呼吸时域信号进行上采样插值处理,使采样频率恢复至100Hz。可选地,可采用线性插值函数或多项式插值等方法,在两个信号节点之间

进行插值,从而提高采样频率至预设采样频率。

[0108] 步骤S580,对心跳时域信号进行上采样插值处理,提高采样频率至预设采样频率。

[0109] 由于经过步骤S540降采样抽取处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号的采样频率降低,而经过步骤S560带通滤波处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号的采样频率仍小于预设采样频率,所以,为了恢复预设采样频率,可对经过带通滤波处理后的心跳时域信号进行上采样插值处理。例如,预设采样频率为100Hz,经过步骤S540降采样抽取处理后的采样频率降低为10Hz,则可通过本步骤对心跳时域信号进行上采样插值处理,使采样频率恢复至100Hz。可选地,可采用线性插值函数或多项式插值等方法,在两个信号节点之间进行插值,从而提高采样频率至预设采样频率。

[0110] 步骤S590,根据上采样插值处理后的呼吸时域信号计算单位时间内的呼吸次数,和/或根据上采样插值处理后的心跳时域信号计算单位时间内的跳动次数。

[0111] 根据步骤S570上采样插值处理后的呼吸时域信号和/或经过步骤S580上采样插值处理后的心跳时域信号,可通过时域处理、频域处理或时频分析处理的方法对呼吸时域信号和/或心跳时域信号进行分析,并计算单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。本实施例中的三种处理方法与上述实施例中的示例一至示例三的处理方法相同,此处不再赘述。

[0112] 根据本实用新型实施例提供的基于呼吸心跳特征波的信号处理方法,首先获取基于呼吸心跳特征波的时域信号;其次对获取到的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行预处理(即对获取到的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行基准点调整和放大处理;对经过基准点调整和放大处理后的基于心跳特征波的时域信号进行过采样降噪处理,提高信噪比;对经过过采样降噪处理后的基于呼吸心跳特征波的时域信号进行降采样抽取处理,以降低低通滤波电路和带通滤波电路阶数);并通过低通滤波处理及上采样插值处理提取出恢复至预设采样频率的呼吸时域信号和/或通过带通滤波处理及上采样插值处理提取出恢复至预设采样频率的心跳时域信号;最终根据经过低通滤波处理后的呼吸时域信号分析计算单位时间内的呼吸次数,和/或根据经过带通滤波处理后的心跳时域信号分析计算单位时间内的跳动次数。本实用新型实施例提供的基于呼吸心跳特征波的信号处理方法,可以从基于呼吸心跳特征波的时域信号中分别分离提取出呼吸时域信号和/或心跳时域信号,进而分别对应分析计算单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。另外,本实用新型实施例提供的基于呼吸心跳特征波的信号处理方法简单,对信号分析计算处理的准确率高,并且在将其应用在上述各个实施例中的基于呼吸心跳特征波的信号处理装置中时,能够简化的硬件电路结构,降低成本,适合大规模工业生产。

[0113] 本实用新型中所提到的各种模块、电路均为由硬件实现的电路,虽然其中某些模块、电路集成了软件,但本实用新型所要保护的是集成软件对应的功能的硬件电路,而不仅仅是软件本身。

[0114] 本领域技术人员应该理解,附图或实施例中所示的装置结构仅仅是示意性的,表示逻辑结构。其中作为分离部件显示的模块可能是或者可能不是物理上分开的,作为模块显示的部件可能是或者可能不是物理模块。

[0115] 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。

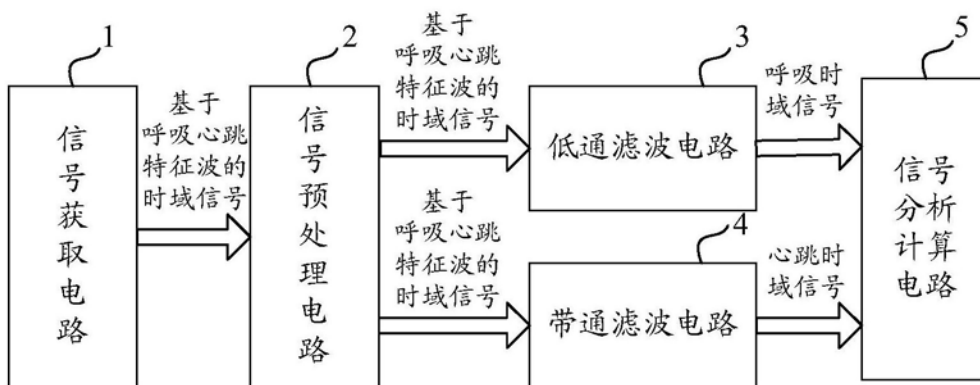


图1a

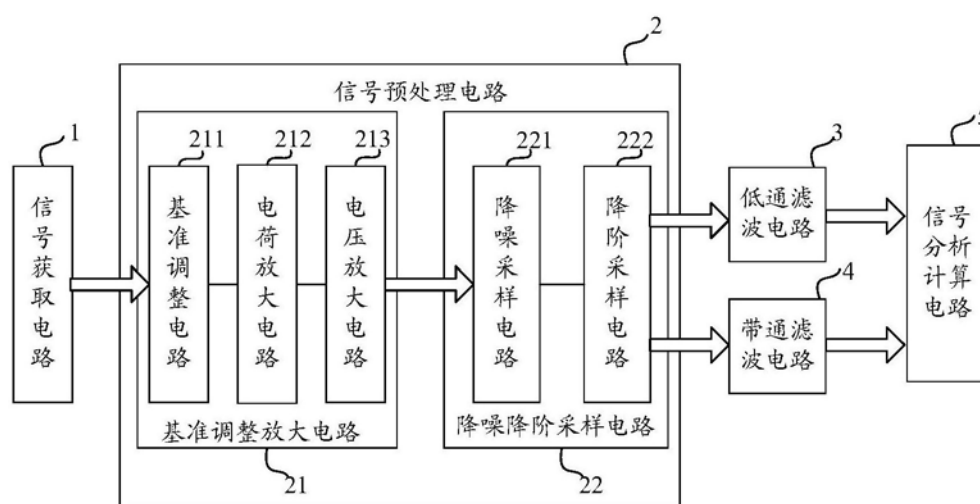


图1b

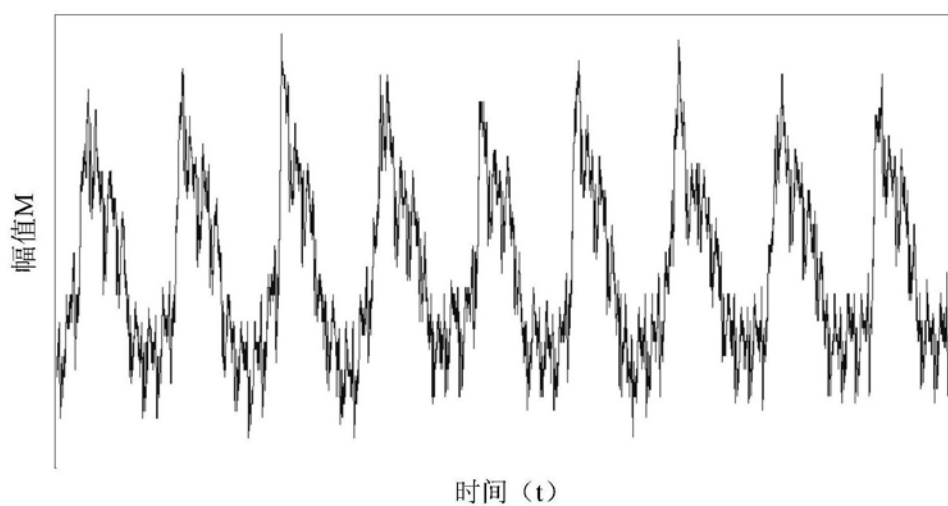


图2a

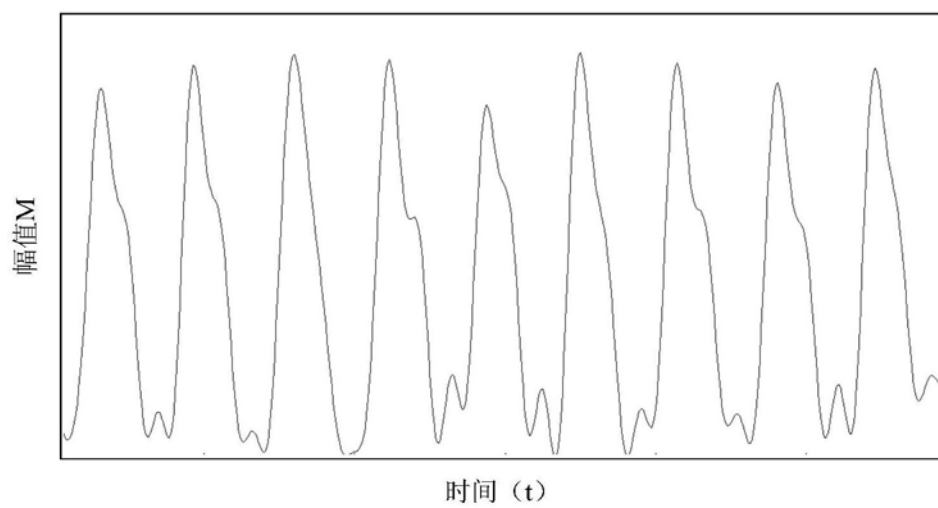


图2b

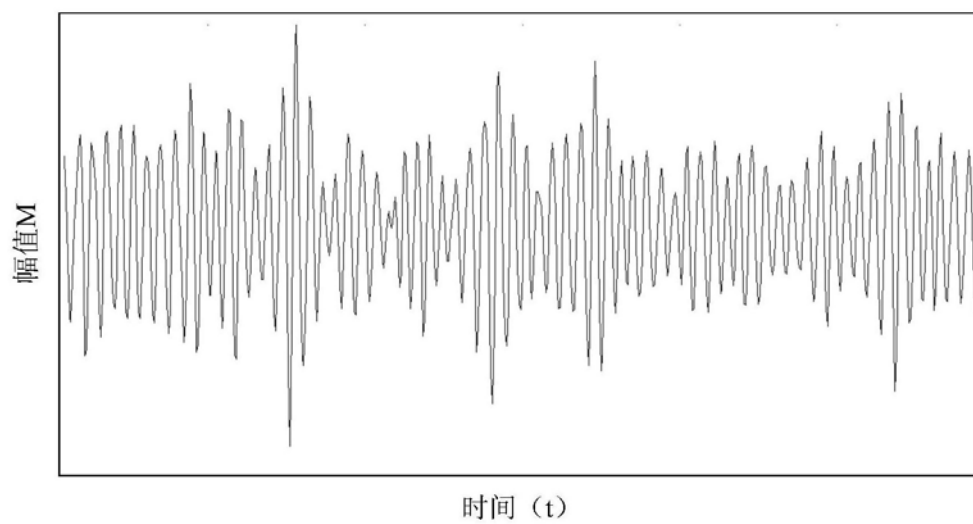


图2c

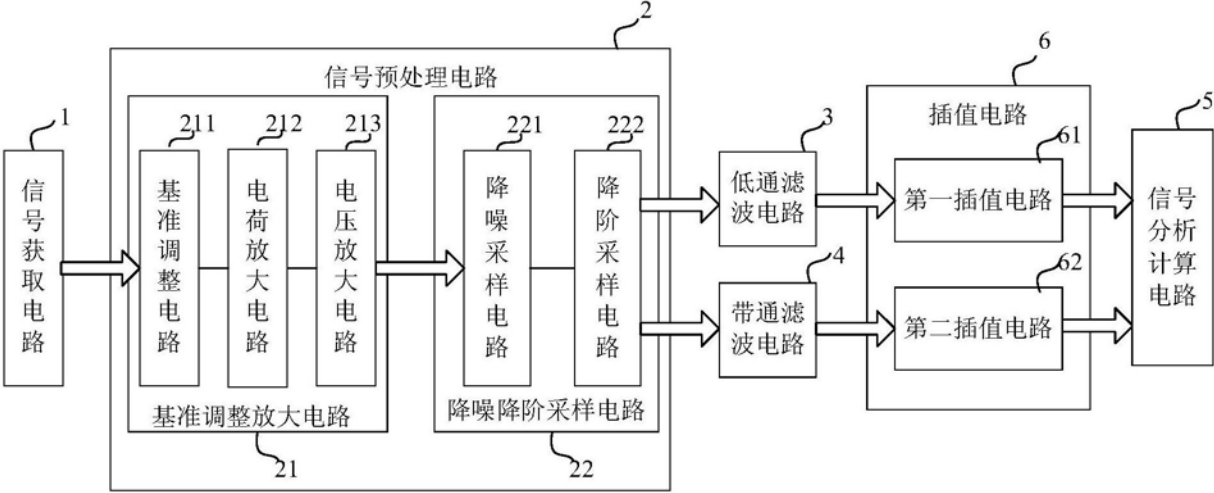


图3

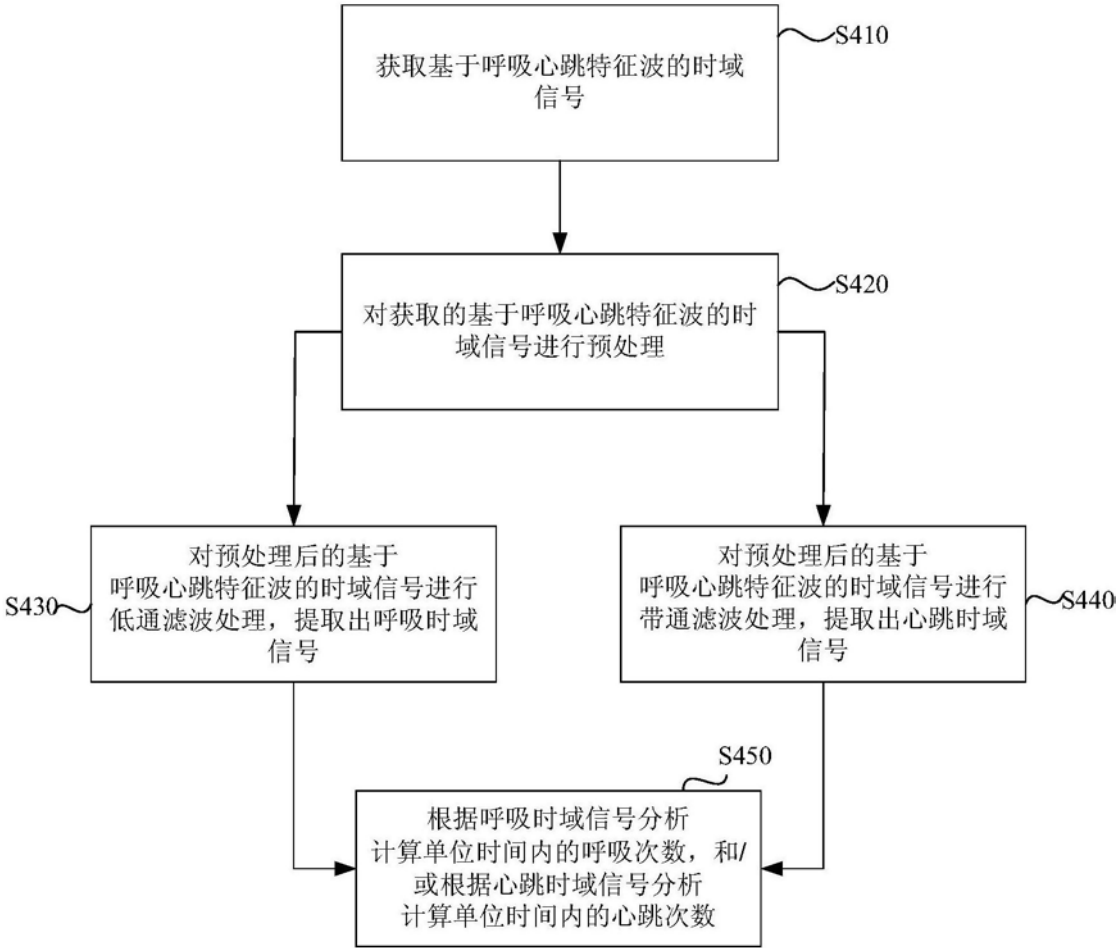


图4

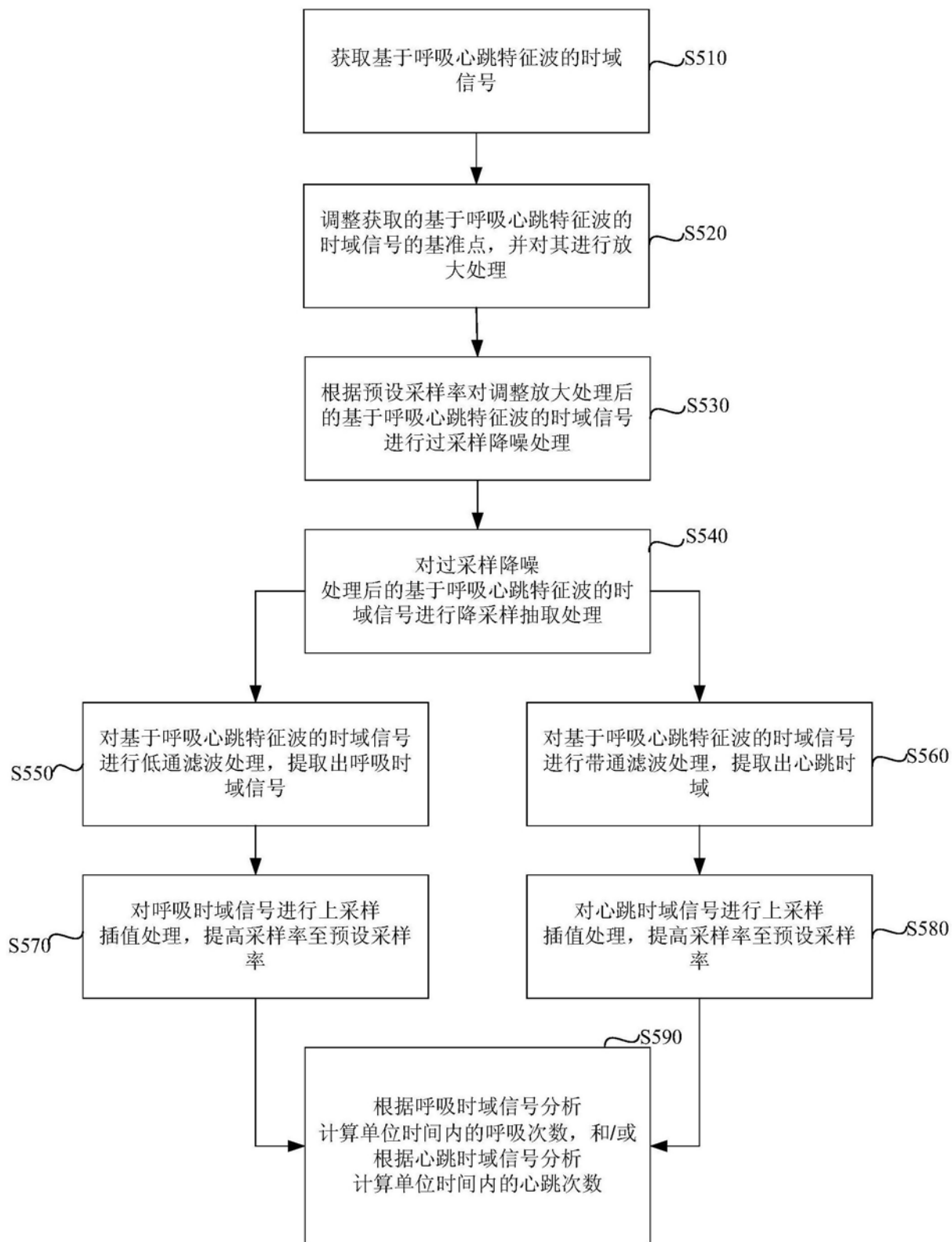


图5

专利名称(译)	基于呼吸心跳特征波的信号处理装置		
公开(公告)号	CN207590670U	公开(公告)日	2018-07-10
申请号	CN201720409670.8	申请日	2017-04-17
[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	孙晓雅 程驰 孙逸飞 郝立星		
发明人	孙晓雅 程驰 孙逸飞 郝立星		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/08 A61B5/00		
代理人(译)	宋菲 刘云贵		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型公开了一种基于呼吸心跳特征波的信号处理装置，其中，装置包括：信号获取电路，用于获取基于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；低通滤波电路，用于对信号预处理电路输出的时域信号进行低通滤波处理，提取出呼吸时域信号；带通滤波电路，用于对信号预处理电路输出的时域信号进行带通滤波处理，提取出心跳时域信号；信号分析计算电路，用于根据呼吸时域信号和/或心跳时域信号分析计算单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。本实用新型的装置可以从基于呼吸心跳特征波的时域信号中分离提取出呼吸时域信号和/或心跳时域信号，进而分析计算单位时间内的呼吸次数和/或心跳次数。

