



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106175773 B

(45)授权公告日 2019.09.10

(21)申请号 201610542000.3

(22)申请日 2016.07.11

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106175773 A

(43)申请公布日 2016.12.07

(73)专利权人 芯海科技(深圳)股份有限公司

地址 518067 广东省深圳市南山区南海大道1079号花园城数码大厦A座9层

(72)发明人 刘文 尤杰 李晓

(74)专利代理机构 深圳市凯达知识产权事务所
44256

代理人 刘大弯

(51)Int.Cl.

A61B 5/085(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 105232034 A,2016.01.13,

CN 105662411 A,2016.06.15,

CN 105232034 A,2016.01.13,

CN 1977767 B,2010.10.06,

CN 103300861 B,2015.04.08,

AU 2015100881 A4,2015.08.06,

US 2005251232 A1,2005.11.10,

CN 105380647 A,2016.03.09,

CN 101991418 A,2011.03.30,

审查员 许流芳

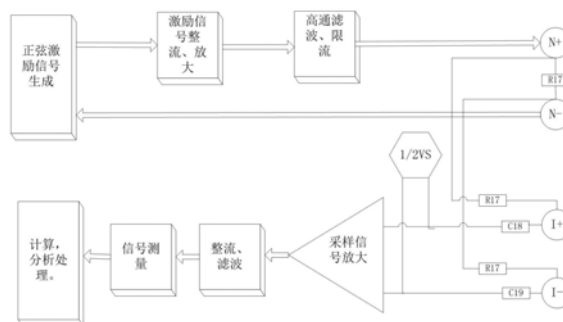
权利要求书2页 说明书6页 附图5页

(54)发明名称

手握式多频段阻抗呼吸信号测量系统及测量方法

(57)摘要

本发明公开了一种手握式多频段阻抗呼吸信号测量系统及测量方法,该系统包括有手握式四电极、正弦激励信号生成模块、采样信号放大电路、计算分析处理模块;所述手握式四电极分别是激励电极N⁺、测量电极I⁺、测量电极I⁻,接收电极N⁻,所述激励电极N⁺接于正弦激励信号生成模块的输出端,接收电极N⁻接于正弦激励信号生成模块的输入端;所述测量电极I⁺、测量电极I⁻分别接于采样信号放大电路。该测量系统及测量方法在有效除去基线漂移强烈影响下,通过幅度监测运动信息以及标准呼吸模版的建立与比对,能较为准确的排除基线漂移和运动干扰,从而准确地测量出呼吸信号和呼吸率。



1. 一种手握式多频段阻抗呼吸信号测量方法,其特征在于该方法包括如下步骤:

步骤一:获取基线值,从四电极获取采样信号作为原始信号SampleDatas,并由此得到基线值gBaseValue;

步骤二、原始信号去除基线值;将原始信号减去基线值,得到峰谷值gBaseData;

步骤三、滤波处理,去除基线漂移和干扰信号;

步骤四、监测运动情况;

步骤五、对滤波结果进行处理,得到呼吸波形gProData;

步骤六、查找出呼吸波形中所有的峰和谷的信息,并进行保存;

步骤七、根据当前峰谷信息提取呼吸模板;

根据保存的峰谷信息,综合判断最新的峰或谷是否是标准的呼吸峰谷波形,判断规则为:

标准谷:tem1=gTroughPoint[3]-gTroughPoint[2];

gThmin<tem1<gThmax;其中,gThmax=600*fs/BRL、gThmin=600*fs/BRH,BRL和BRH为呼吸率的上下限;

&&|gTroughValue[3]-gTroughValue[2]<gZeroValue|;gZeroValue设置为5,为趋于零阈值;

标准峰:tem2=gPeakPoint[3]-gPeakPoint[2];

gThmin<tem2<gThmax;其中,gThmax=600*fs/BRL、gThmin=600*fs/BRH,BRL和BRH为呼吸率的上下限;

&&|gPeakValue[3]-gPeakValue[2]<gZeroValue|;gZeroValue设置为5,为趋于零阈值;

找到标准峰或谷模板后,更新峰谷模板,将其作为标准峰谷模板;

其中,gPeakPoint[N]、gPeakValue[N]是波峰组数,gTroughPoint[N]、gTroughValue[N]是波谷组数,N=5;

步骤八、将呼吸信号与标准峰谷模板进行分析、处理,计算呼吸率。

2. 如权利要求1所述的手握式多频段阻抗呼吸信号测量方法,其特征在于所述步骤一中,对采样信号,先进行整系数的低通滤波处理,滤波器截止频率为F0,是8Hz,去除高频干扰LPData;然后根据采样窗口的大小保存最新W0个LPData,除去其中的最大值Lmax和最小值Lmin,然后剩下的做平均值作为当前的基线值gBaseValue,其中窗口大小为W0为采样窗口的原始信号个数。

3. 如权利要求1所述的手握式多频段阻抗呼吸信号测量方法,其特征在于步骤五中,首先对gFilteData进行W1个数的平滑滤波处理,得:gSmoothData,然后再在对gSmoothData进行积分处理,积分窗口大小W2;其中,W1是采样窗口的原始信号个数,所述gFilteData,是步骤三中对gBaseData进行整系数的高通滤波处理,滤波器截止频率为F1,然后再进一步做整系数低通滤波处理,低通滤波器截止频率为F2得到的滤波结果。

4. 如权利要求3所述的手握式多频段阻抗呼吸信号测量方法,其特征在于该步骤六中,用凹凸算法查找出所有的峰和谷的信息,凹凸算法的判断规则为:

先保存最新Ns点gProData到gFData[Ns]中,gProData是对gSmoothData进行积分处理的呼吸波形,gFData[Ns]是当前Ns点的呼吸波形,Ns是最新点,然后;

峰判断: $gFData[i] < gFData[i-1]$ 且 $gFData[i-1] \leq gFData[i-2]$ 且 $gFData[i-2] > gFData[i-3]$ 且 $gFData[i-3] > gFData[i-4]$;

谷判断: $gFData[i] > gFData[i-1]$ 且 $gFData[i-1] \geq gFData[i-2]$ 且 $gProData[i-2] < gFData[i-3]$ 且 $gFData[i-3] < gFData[i-4]$;

找到波峰或者波谷时, 保存到波峰数组 $gPeakPoint[N]$ 、 $gPeakValue[N]$ 或者波谷数组 $gTroughPoint[N]$ 、 $gTroughValue[N]$ 中, 并均保存在最后一个位置中, 保存前将第一个位置的去掉, 后面依次前移。

5. 如权利要求1所述的手握式多频段阻抗呼吸信号测量方法, 其特征在于步骤八中, 将最新找到峰或谷信息 y 与标准模板 x 进行匹配分析, 即做两者的相关性分析, 公式:

$$\rho_{xy} = \frac{\sum_{n=1}^N \{x(n) - \bar{x}\} \{y(n) - \bar{y}\}}{\sqrt{\sum_{n=1}^N \{x(n) - \bar{x}\}^2 \sum_{n=1}^N \{y(n) - \bar{y}\}^2}},$$

其中 ρ_{xy} 是相关系数, n 为数据个数, $\bar{x}$ 为 x 的均值, $\bar{y}$ 为 y 的均值, $x(n)$ 为 n 个数据时的峰信息值, $y(n)$ 为 n 个数据时的谷信息值;

根据求得的 ρ_{xy} 判断当前峰谷与标准峰谷模板的相关性, 在范围 $[-1, +1]$, 值越大, 相关性越大, 设置 $\rho_{xy} \geq gThxy$ 时, 为相关, 即找到正确峰或谷信息, 否则未找到, 返回步骤一, 其中 $gThxy$ 是相关性指标;

然后根据 ρ_{xy} 结果决定是否保存当前峰谷信息, 对于正确峰或谷信息进行保存; 对保存的峰谷信息进行判断, 判断方式分幅度、间距的范围限制和前后关系; 根据获取的有效峰间距值 $gPeakSample[N]$ 、有效谷间距值 $gTroughSample[N]$ 来计算呼吸率 $gBreathValue$ 。

手握式多频段阻抗呼吸信号测量系统及测量方法

技术领域

[0001] 本发明属于医疗设备技术领域,特别涉及一种阻抗式呼吸信号测量系统。

背景技术

[0002] 随着BIA(生物电阻抗)技术的普及与应用,通过BIA获取人体成分参数来检测人体健康状况的产品也越来越多和越来越完善,采集阻抗信息的方式也由2电极进化到4电极和8电极,激励电流也从单一频率增加到多频段分析,检测的参数也越来越丰富,不仅可以检测出阻抗值,进而计算获取各种人体成分给健康生活提供更准确更有用的参考,而且还可以通过上肢阻抗信息获取呼吸信号,给人体健康监护提供更多一层的支持和保障。

[0003] 但是,原有通过人体阻抗测量呼吸的地采集方式需要通过贴电极片到胸腔或腹部等身体部位,采集方式繁琐、不方便。而直接通过手握式的BIA获取呼吸信号仍然没有广泛普及开来,主要原因是,通过阻抗获取的呼吸信号相对干扰较多,无法准确和有效的获取呼吸率。

[0004] 如专利申请201310167857.8公开了一种阻抗式呼吸测量系统,包括:呼吸载波信号获取模块,用于获取呼吸载波信号;解调滤波电路模块,用于对呼吸载波信号进行解调、滤波,得到呼吸波形信号;放大电路模块,用于对呼吸波形信号中的交流分量进行放大,得到放大波形信号;波形基线调节电路模块,用于实时调节放大电路模块的状态为非饱和放大状态;高通滤波电路模块,用于滤除放大波形信号中的直流信号,得到第一模拟波形信号;模数转换电路模块,用于对第一模拟波形信号进行模数转换,得到第一数字波形信号;微控制器处理模块,用于对第一数字波形信号进行数字信号处理,得到呼吸测量结果。然而通过阻抗信号获取呼吸率的阻抗信号采集方式都是通过贴电极片等方式,适用性不广,结构也显得较为复杂。

发明内容

[0005] 基于此,因此本发明的首要目的是提供一种手握式多频段阻抗呼吸信号测量系统及测量方法,该测量系统及测量方法在有效除去基线漂移强烈影响下,通过幅度监测运动信息以及标准呼吸模板的建立与比对,能较为准确的排除基线漂移和运动干扰,从而准确地测量出呼吸信号。

[0006] 本发明的另一个目地在于提供一种手握式多频段阻抗呼吸信号测量系统及测量方法,该系统及测量方法不仅能准确测量出阻抗及人体成分,还得到较为准确的呼吸率。

[0007] 为实现上述目的,本发明的技术方案为:

[0008] 一种手握式多频段阻抗呼吸信号测量系统,其特征在于该系统包括有手握式四电极、正弦激励信号生成模块、采样信号放大电路、计算分析处理模块;所述手握式四电极分别是激励电极N+、测量电极I+、测量电极I-,接收电极N-,所述激励电极N+接于正弦激励信号生成模块的输出端,接收电极N-接于正弦激励信号生成模块的输入端;所述测量电极I+、测量电极I-分别接于采样信号放大电路。

[0009] 因为采集的是上身阻抗信号,其中夹带的胸廓与收缩运动的呼吸信号,所以可以通过呼吸算法来提取呼吸信号和呼吸率。

[0010] 所述激励电极N+与正弦激励信号生成模块之间还设置有激励信号整流放大电路、高通滤波和限流电路。

[0011] 所述采样信号放大电路与计算分析处理模块之间设置有整流滤波电路、信号测量电路。

[0012] 进一步,所述测量电极I+、测量电极I-分别通过电容接于采样信号放大电路;所述测量电极I+通过电阻接于激励电极N+,所述测量电极I-通过电阻接于接收电极N-。

[0013] 一种手握式多频段阻抗呼吸信号测量方法,其特征在于该方法包括如下步骤:

[0014] 步骤一:获取基线值(窗口大小),所述系统从四电极获取采样信号作为原始信号SampleDatas,并由此得到基线值gBaseValue;

[0015] 对采样信号,先经过整系数低通滤波处理,即进行整系数的低通滤波处理,滤波器截止频率为F0(8Hz),去除高频干扰LPData;

[0016] 然后根据采样窗口的大小保存最新W0个LPData(多个原始信号),除去其中的最大值Lmax和最小值Lmin,然后剩下的做平均值作为当前的基线值gBaseValue。

[0017] 步骤二、原始信号去除基线值;将原始信号减去基线值,得到峰谷值gBaseData;

[0018] 步骤三、滤波处理,去除基线漂移和干扰信号;

[0019] 所述滤波处理,首先对gBaseData进行整系数的高通滤波处理,滤波器截止频率为F1(0.15Hz),目的是去除基线漂移,然后再进一步做整系数低通滤波处理,低通滤波器截止频率为F2(0.8Hz),目的是滤除高于呼吸频率范围的干扰信号,得到滤波结果gFilteData。

[0020] 步骤四、监测运动情况;

[0021] 对滤波后的结果gFilteData进行移动窗口WB的信号幅度监测,并判断是否超过运动信号跳变的阈值gSportTH,当监测到运动时返回步骤一,否则继续。

[0022] 步骤五、对滤波结果进行处理,得到呼吸波形gProData;

[0023] 该步骤中,首先对gFilteData进行W1个数的平滑滤波处理,得:gSmoothData,然后再在对gSmoothData进行积分处理,积分窗口大小W2,积分的作用一方面凸显了呼吸信号,减小了小幅度信号的影响,另一方面也起到了平滑的效果,得到呼吸波形gProData。

[0024] 步骤六、查找出呼吸波形中所有的峰和谷的信息,并进行保存;

[0025] 该步骤中,用凹凸算法查找出所有的峰和谷的信息,凹凸算法的判断规则为:

[0026] 先保存最新Ns点gProData到gFData[Ns]中,然后;

[0027] 峰判断(5点): $gFData[i] < gFData[i-1]$ 且 $gFData[i-1] \leq gFData[i-2]$ 且 $gFData[i-2] > gFData[i-3]$ 且 $gFData[i-3] > gFData[i-4]$;

[0028] 谷判断(5点): $gFData[i] > gFData[i-1]$ 且 $gFData[i-1] \geq gFData[i-2]$ 且 $gProData[i-2] < gFData[i-3]$ 且 $gFData[i-3] < gFData[i-4]$;

[0029] 找到波峰或者波谷时,保存到波谷数组gPeakPoint[N]、gPeakValue[N]或gTroughPoint[N]、gTroughValue[N]中,并均保准在最后一个位置中,保存前将第一个位置的去掉,后面依次前移。

[0030] 步骤七、根据当前峰谷信息提取呼吸模板;

[0031] 所述步骤中,根据保存的峰谷信息(gPeakPoint[N]、gPeakValue[N]和

gTroughPoint[N]、gTroughValue[N],N=5),综合判断最新的峰或谷是否是标准的呼吸峰谷波形,判断规则为:

[0032] 标准峰:tem1=gTroughPoint[3]-gTroughPoint[2];

[0033] gThmin<tem1<gThmax; (gThmax=600*fs/BRL、gThmin=600*fs/BRH,BRL和BRH为呼吸率(次/分钟)的上下限)

[0034] &&|gTroughValue[3]-gTroughValue[2]<gZeroValue|;(gZeroValue设置为5,为趋于零阈值)

[0035] 标准谷:tem2=gPeakPoint[3]-gPeakPoint[2];

[0036] gThmin<tem2<gThmax; (gThmax=600*fs/BRL、gThmin=600*fs/BRH,BRL和BRH为呼吸率(次/分钟)的上下限)

[0037] &&|gPeakValue[3]-gPeakValue[2]<gZeroValue|;(gZeroValue设置为5,为趋于零阈值)

[0038] 找到标准峰或谷模板后,更新峰谷模板,将其作为标准峰谷模板。

[0039] 步骤八、将呼吸信号与标准峰谷模板进行分析、处理,计算呼吸率。

[0040] 将最新找到峰或谷信息y与标准模板x进行匹配分析,即做两者的相关性分析(ρ_{xy}),公式:

$$[0041] \quad \rho_{xy} = \frac{\sum_{n=1}^N \{x(n) - \bar{x}\} \{y(n) - \bar{y}\}}{\sqrt{\sum_{n=1}^N \{x(n) - \bar{x}\}^2 \sum_{n=1}^N \{y(n) - \bar{y}\}^2}},$$

[0042] 其中N为数据个数, $\bar{x}$ 为x的均值, $\bar{y}$ 为y的均值;

[0043] 根据求得的 ρ_{xy} 判断当前峰谷与标准峰谷模板的相关性,在范围[-1,+1],值越大,相关性越大,设置 $\rho_{xy} \geq gThxy$ 时,为相关,即找到正确峰或谷信息,否则未找到,返回步骤一。

[0044] 然后根据 ρ_{xy} 结果决定是否保存当前峰谷信息,对于正确峰或谷信息进行保存;对保存的峰谷信息进行判断,判断方式分幅度及间距的范围限制和前后关系:

[0045] 幅度:峰谷的幅度在合理范围内;

[0046] 间距(gPeakSample[N]/gTroughSample[N]):在合理范围内(步骤S9中的gThmin和gThmax);

[0047] 前后关系:幅度跳变不超过前一幅度的A1倍,间距不超过前已间距的A2倍。

[0048] 最后根据获取的有效峰谷间距值gPeakSample[N]、gTroughSample[N]来计算呼吸率gBreathValue,并将结果进行四舍五入和平滑处理。

[0049] 所述的平滑处理,即保存最新RN个gBreathValue到gResultData[RN]中,然后去除其中最大max和最小min值,余下的做平均作为最终的gBreathValue。

[0050] 本发明中的通过设计手握式直接测量阻抗信息的系统与优化阻抗呼吸信号的测量方法,能很好的抑制强烈的基线漂移和排除运动干扰,通过幅度监测(前后峰谷幅度的跳变关系限制)运动信息以及标准呼吸模板的建立与比对,能较为准确的排除基线漂移和运动干扰,从而得到准确的呼吸信号。

[0051] 本发明不仅能准确测量出阻抗及人体成分,还能方便的测量出较为准确的呼吸率。

附图说明

- [0052] 图1是本发明所实施的手握式四电极示意图。
[0053] 图2是本发明所实施的手握式测阻抗呼吸电路原理图。
[0054] 图3是本发明所实施的呼吸提取算法流程图。
[0055] 图4是阻抗呼吸波形图。
[0056] 图5是本发明所实施的抑制基线漂移后的波形图。
[0057] 图6是运动监测示意图。
[0058] 图7是本发明所实施的呼吸算法提取的呼吸波形图。
[0059] 图8是本发明所实施的呼吸波形的波谷分析与筛选图。
[0060] 请将图4-图8修改为黑白图片,谢谢

具体实施方式

[0061] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0062] 本发明所实施的手握式四电极采集阻抗信息的方案如图1所示,采用四电极手握接触式方式测量阻抗信息和呼吸信息。 N^+ 和 N^- 为激励电流的产生电极和接收电极, I^+ 和 I^- 为测量电极,即从 N^+ 和 N^- 间输出不同频率的激励电流,通过测量 I^+ 和 I^- 间电压信号,然后转换成阻抗信号,进而提取阻抗值和呼吸信号。

[0063] 如图2所示为本发明所实施的整个系统电路图。本发明所实现的手握式多频段阻抗呼吸信号测量系统,包括有手握式四电极、正弦激励信号生成模块、采样信号放大电路、计算分析处理模块;所述手握式四电极分别是激励电极 N^+ 、测量电极 I^+ 、测量电极 I^- 、接收电极 N^- ,所述激励电极 N^+ 接于正弦激励信号生成模块的输出端,接收电极 N^- 接于正弦激励信号生成模块的输入端;所述测量电极 I^+ 、测量电极 I^- 分别接于采样信号放大电路。激励电极 N^+ 与正弦激励信号生成模块之间还设置有激励信号整流放大电路、高通滤波和限流电路。采样信号放大电路与计算分析处理模块之间设置有整流滤波电路、信号测量电路。所述测量电极 I^+ 、测量电极 I^- 分别通过电容接于采样信号放大电路;所述测量电极 I^+ 通过电阻接于激励电极 N^+ ,所述测量电极 I^- 通过电阻接于接收电极 N^- 。

[0064] 因为采集的是上身阻抗信号,其中夹带的胸廓与收缩运动的呼吸信号,所以可以通过呼吸算法来提取呼吸信号和呼吸率。

[0065] 为了解决测量中的基线漂移,电极极化干扰,接触判断等难点。电路做了如下处理:无人接触时,两个激励电极和测量电极处于悬空状态,在2个激励电极间加入释放电阻(R_{17}),以便在没有人体接触时为2个激励电极做一个释放回路。由于测量电极处于悬空时状态不稳定,可能会对人体接触判断造成误判,为测量电极接入 $1/2V_S$ 可以在悬空时给一个基准电压,就可以分辨出有无人接触,方便后续软件处理。在测量电极中串入电容(C_{18} 、 C_{19})可以有效滤除信号中无效的直流成分。在 N^+ 和 I^+ 间、 N^- 和 I^- 间接入电阻(R_{33} 、

R34) 以去除极化电压的影响,解决基线漂移的现象。

[0066] 如图3所示,本发明所实现的呼吸提取算法控制流程为:

[0067] 步骤S1:对AD采样信号SampleDatas (如图4所示,有较强的基线漂移干扰) 进行整系数的低通滤波处理,滤波器截止频率为F0 (8Hz),以去除高频干扰LPData。

[0068] 步骤S2:将窗口大小为W0进行平滑滤波,保存最新W0个LPData,除去其中的最大值Lmax和最小值Lmin,然后剩下的做平均值作为当前的基线值gBaseValue。

[0069] 步骤S3:原始信号SampleDatas去除基线值gBaseValue,即得到谷值gBaseData=SampleDatas-gBaseValue,这样将SampleDatas从较大的整数统一缩小在0附近的值gBaseData,而不影响原来信号的波动情况。

[0070] 步骤S4:对gBaseData进行整系数的高通滤波处理,滤波器截止频率为F1 (0.15Hz),目的是去除基线漂移,如图5,去除基线后的波形。

[0071] 步骤S5:对步骤S4处理结果进一步做整系数低通滤波处理,滤波器截止频率为F2 (0.8Hz),目的是滤除高于呼吸频率范围的干扰信号,得到滤波结果gFilteData。

[0072] 步骤S6:对滤波后的结果gFilteData进行移动窗口WB的信号幅度监测,并判断是否超过运动信号跳变的阈值gSportTH,当监测到运动(如图6,方形为监测到了运动,也就是信号幅度超过运动信号跳变的阈值gSportTH) 返回步骤S1,否则继续S7。

[0073] 步骤S7:对gFilteData进行W1个数的平滑滤波处理,得:gSmoothData。

[0074] 步骤S8:在对gSmoothData进行积分处理,积分窗口大小W2,积分的作用一方面凸显了呼吸信号,减小了小幅度信号的影响,另一方面也起到了平滑的效果,得到呼吸波形gProData,如图7所示,下方为去基线后波形,上方为预处理后的呼吸波形。

[0075] 步骤S9:用凹凸算法查找出所有的峰和谷的信息,并保存起来。

[0076] 凹凸算法的判断规则为:

[0077] 901、先保存最新Ns点gProData到gFData[Ns]中然后:

[0078] 902、峰判断(5点): $gFData[i] < gFData[i-1]$ 且 $gFData[i-1] \leq gFData[i-2]$ 且 $gFData[i-2] > gFData[i-3]$ 且 $gFData[i-3] > gFData[i-4]$;

[0079] 903、谷判断(5点): $gFData[i] > gFData[i-1]$ 且 $gFData[i-1] \geq gFData[i-2]$ 且 $gProData[i-2] < gFData[i-3]$ 且 $gFData[i-3] < gFData[i-4]$;

[0080] 904、找到波峰或者波谷时,保存到波谷数组gPeakPoint[N]、gPeakValue[N]或gTroughPoint[N]、gTroughValue[N]中,并均保准在最后一个位置中,保存前将第一个位置的去掉,后面依次前移。

[0081] 步骤S10:根据保存的峰谷信息(gPeakPoint[N]、gPeakValue[N]和gTroughPoint[N]、gTroughValue[N], $N=5$),综合判断最新的峰或谷是否是标准的呼吸峰谷波形,判断规则为:

[0082] 标准峰: $tem1 = gTroughPoint[3] - gTroughPoint[2]$;

[0083] $gThmin < tem1 < gThmax$; ($gThmax = 600 * fs / BRL$ 、 $gThmin = 600 * fs / BRH$, BRL和BRH为呼吸率(次/分钟)的上下限)

[0084] $\&\& |gTroughValue[3] - gTroughValue[2]| < gZeroValue$; (gZeroValue设置为5,为趋于零阈值)

[0085] 标准谷: $tem2 = gPeakPoint[3] - gPeakPoint[2]$;

[0086] $gThmin < tem2 < gThmax$; ($gThmax = 600 * fs / BRL$, $gThmin = 600 * fs / BRH$, BRL 和 BRH 为呼吸率(次/分钟)的上下限)

[0087] $\&\& |gPeakValue[3] - gPeakValue[2]| < gZeroValue$; ($gZeroValue$ 设置为5,为趋于零阈值)

[0088] 找到标准峰或谷模板后,更新峰谷模板,作为标准峰谷模板x;

[0089] 步骤S11:最新找到峰或谷信息y与标准峰谷模板x进行匹配分析,即做两者的相关性分析(ρ_{xy}),公式:

$$[0090] \quad \rho_{xy} = \frac{\sum_{n=1}^N \{x(n) - \bar{x}\} \{y(n) - \bar{y}\}}{\sqrt{\sum_{n=1}^N \{x(n) - \bar{x}\}^2 \sum_{n=1}^N \{y(n) - \bar{y}\}^2}},$$

[0091] 其中N为数据个数, $\bar{x}$ 为x的均值, $\bar{y}$ 为y的均值。

[0092] 根据求得的 ρ_{xy} 判断当前峰谷与标准峰谷模板的相关性,在范围 $[-1, +1]$,值越大,相关性越大,设置 $\rho_{xy} \geq gThxy$ 时,为相关,即找到正确峰或谷信息,否则未找到,进入步骤S1。

[0093] 步骤S12:根据 ρ_{xy} 结果决定是否保存当前峰谷信息,保存正确峰或谷信息;如图8所示,最上方为积分处理后波形,中间为找到的波谷示意图,最下面为筛选后的波谷点。

[0094] 步骤S13:对保存的峰谷信息进行判断,判断方式分幅度及间距的范围限制和前后关系:

[0095] 幅度:峰谷的幅度在合理范围内(由硬件采集决定);

[0096] 间距($gPeakSample[N] / gTroughSample[N]$):在合理范围内(步骤S9中的 $gThmin$ 和 $gThmax$);

[0097] 前后关系:幅度跳变不超过前一幅度的A1倍,间距不超过前已间距的A2倍。

[0098] S14:根据获取的有效峰谷间距值 $gPeakSample[N]$ 、 $gTroughSample[N]$ 来计算呼吸率 $gBreathValue$,并做结果的四舍五入和平滑处理。

[0099] 平滑处理:保存最新RN个 $gBreathValue$ 到 $gResultData[RN]$ 中,然后去除其中最大max和最小min值,余下的做平均作为最终的 $gBreathValue$ 。

[0100] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

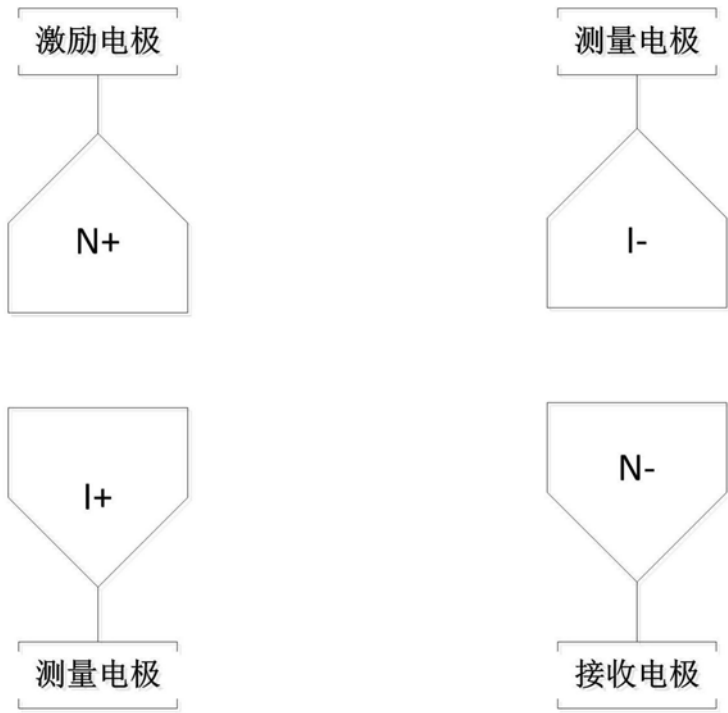


图1

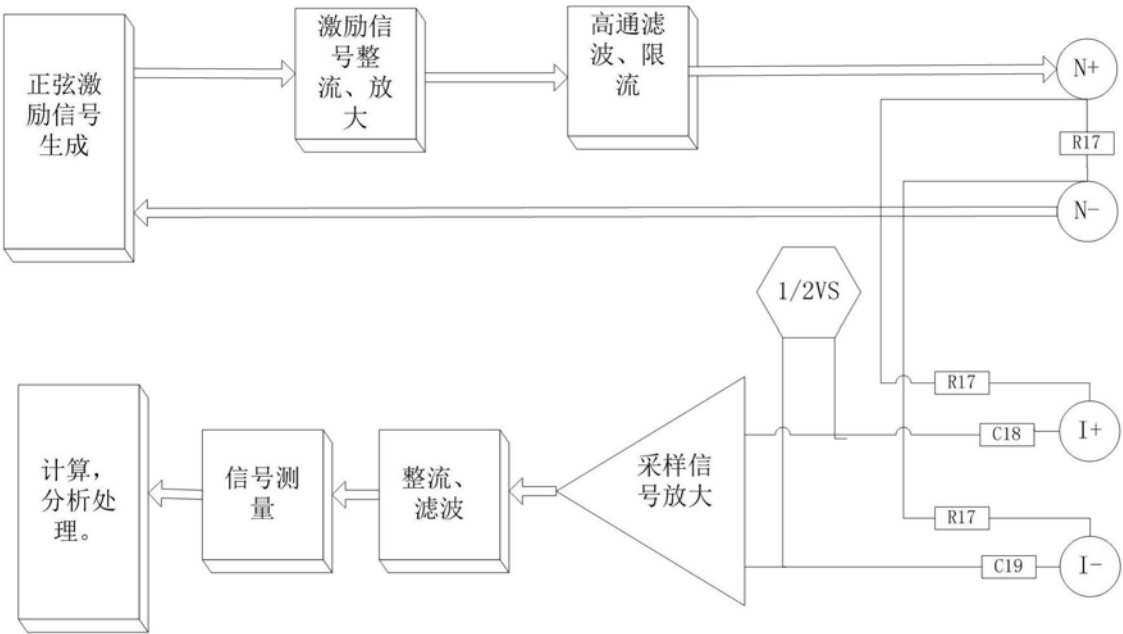


图2

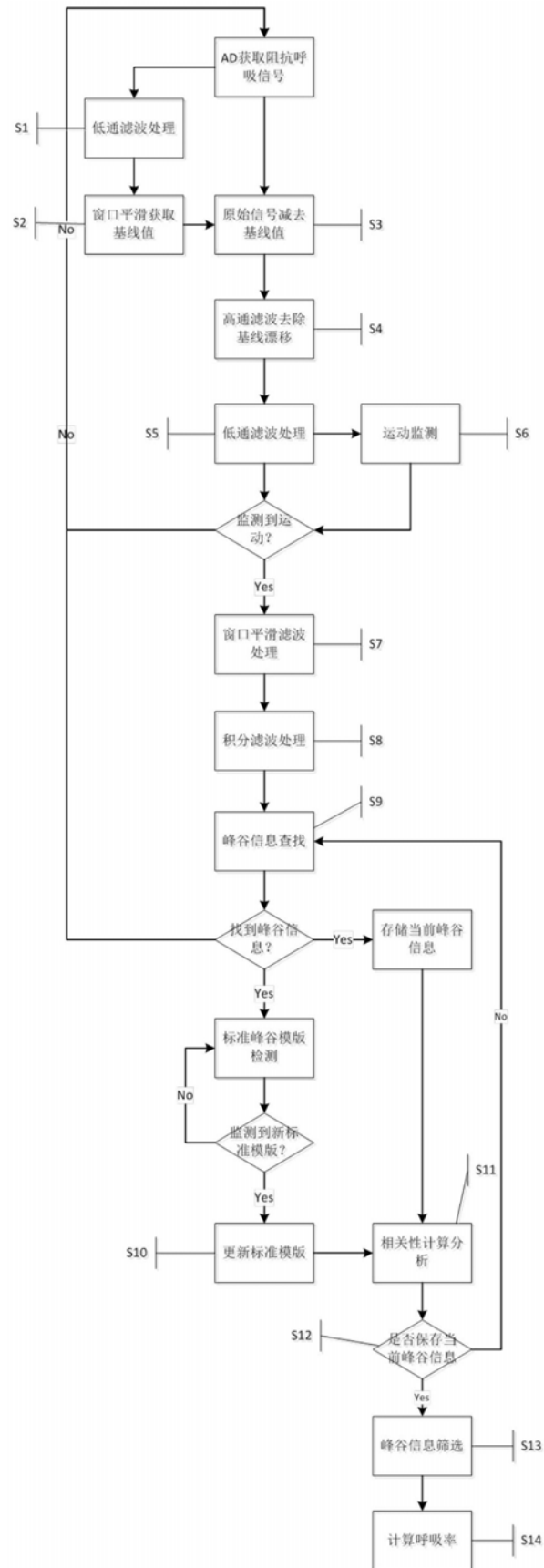


图3

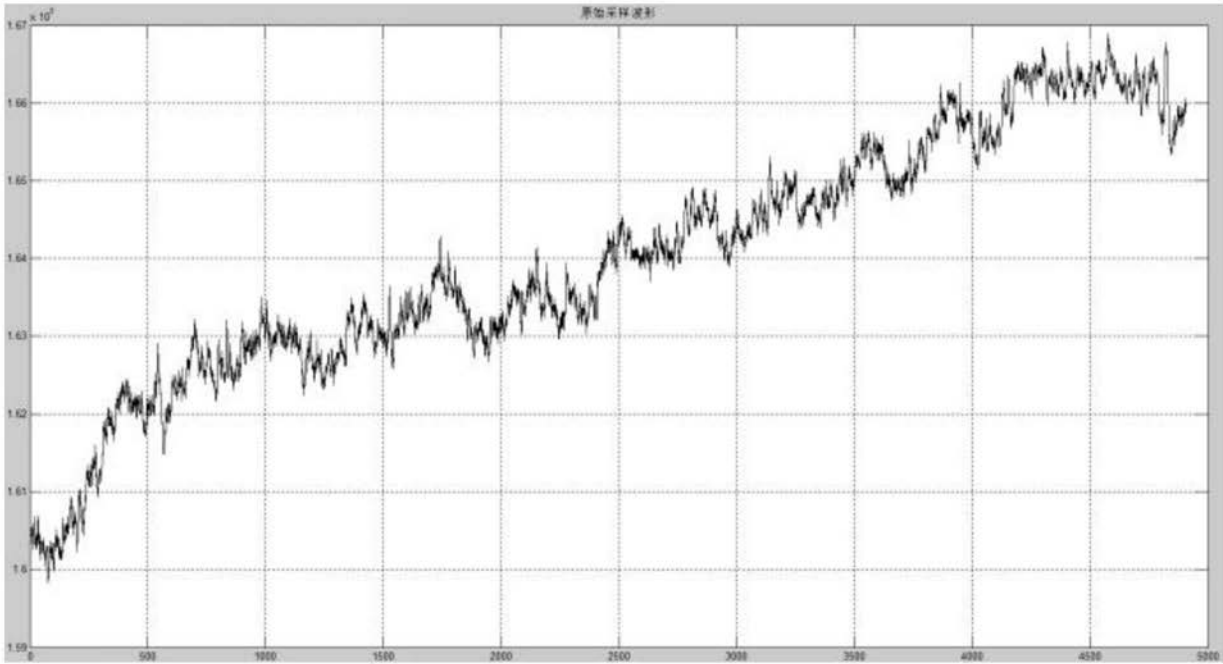


图4

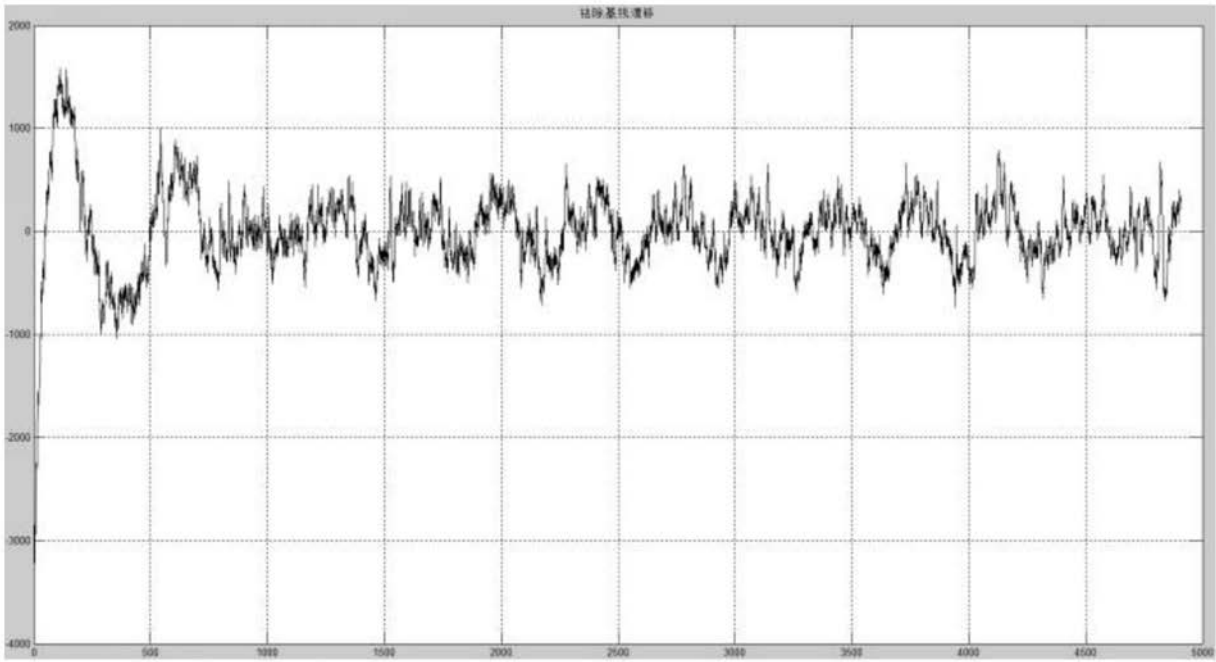


图5

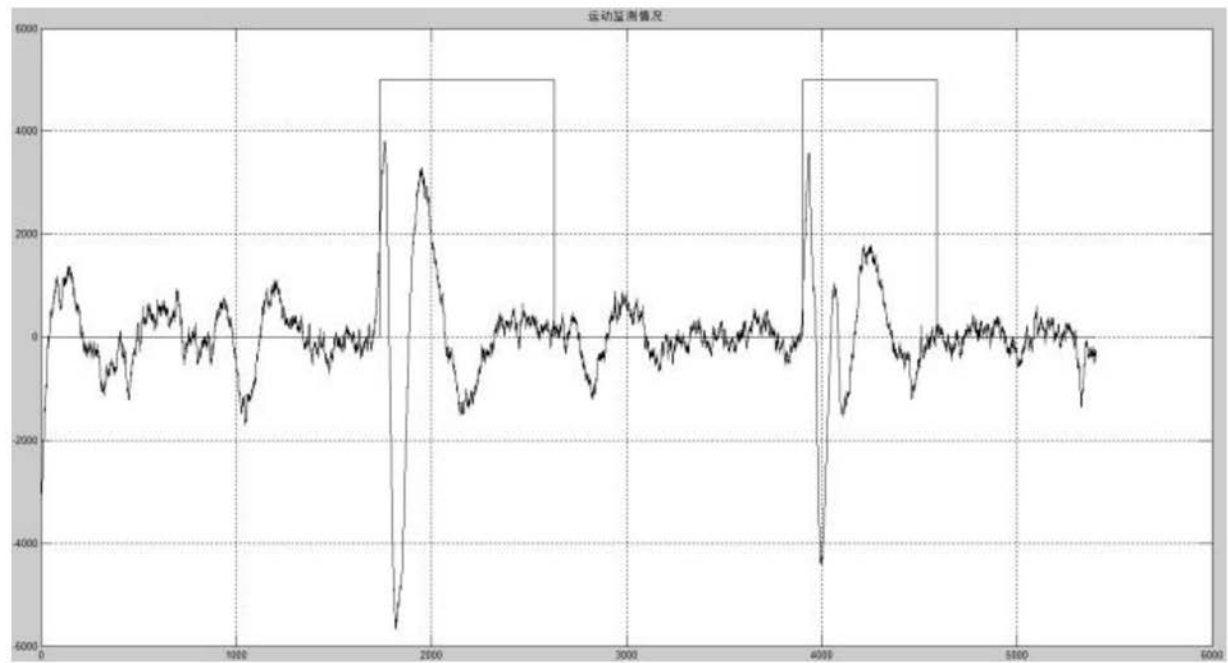


图6

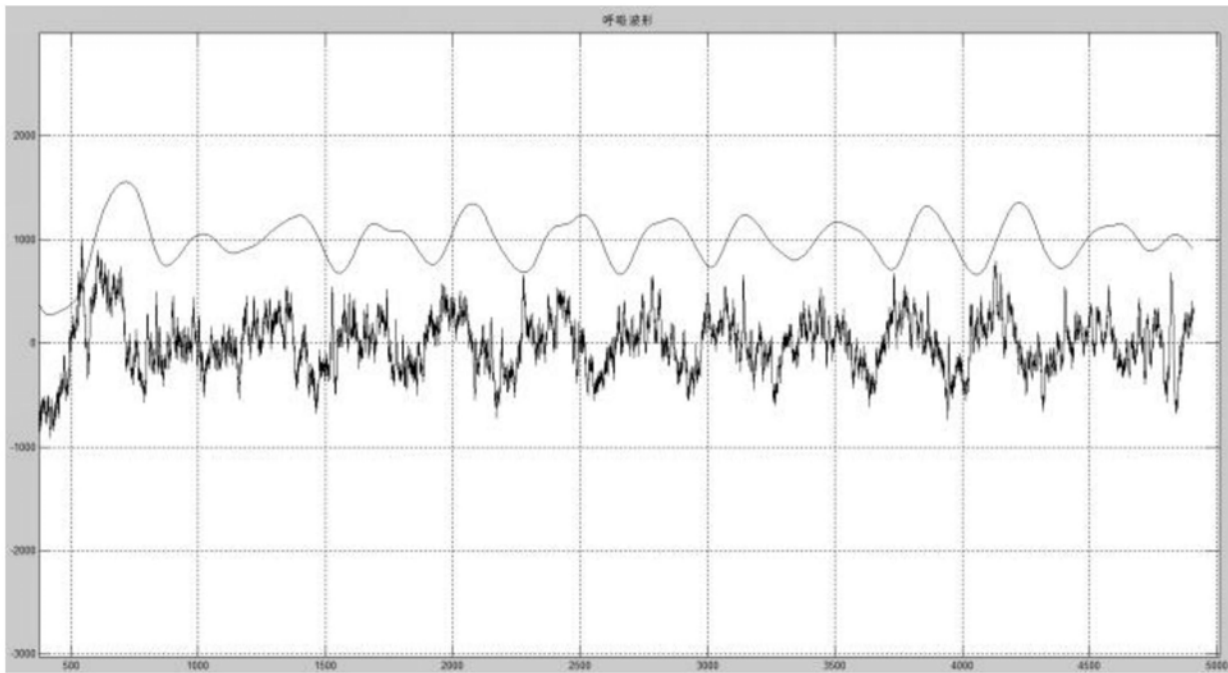


图7

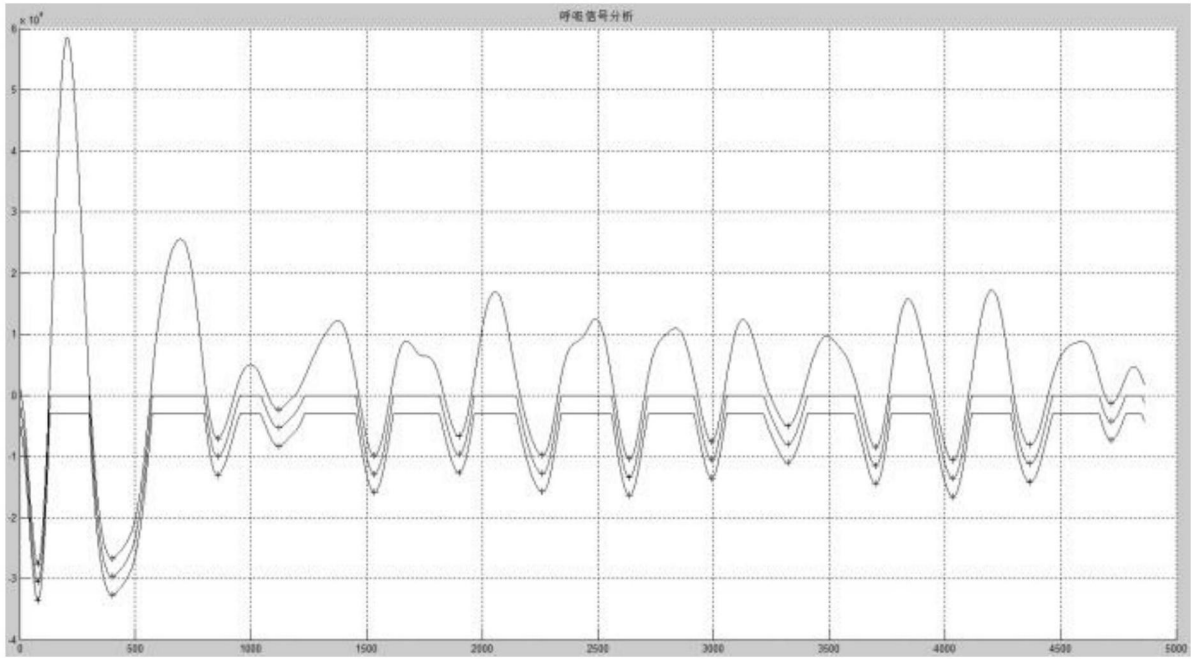


图8

专利名称(译)	手握式多频段阻抗呼吸信号测量系统及测量方法		
公开(公告)号	CN106175773B	公开(公告)日	2019-09-10
申请号	CN201610542000.3	申请日	2016-07-11
[标]申请(专利权)人(译)	芯海科技(深圳)股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	芯海科技(深圳)股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	芯海科技(深圳)股份有限公司		
[标]发明人	刘文 尤杰 李晓		
发明人	刘文 尤杰 李晓		
IPC分类号	A61B5/085 A61B5/00		
其他公开文献	CN106175773A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种手握式多频段阻抗呼吸信号测量系统及测量方法，该系统包括有手握式四电极、正弦激励信号生成模块、采样信号放大电路、计算分析处理模块；所述手握式四电极分别是激励电极N+、测量电极I+、测量电极I-，接收电极N-，所述激励电极N+接于正弦激励信号生成模块的输出端，接收电极N-接于正弦激励信号生成模块的输入端；所述测量电极I+、测量电极I-分别接于采样信号放大电路。该测量系统及测量方法在有效除去基线漂移强烈影响下，通过幅度监测运动信息以及标准呼吸模版的建立与比对，能较为准确的排除基线漂移和运动干扰，从而准确地测量出呼吸信号和呼吸率。

