



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107837080 A

(43)申请公布日 2018.03.27

(21)申请号 201711172628.X

(22)申请日 2017.11.22

(71)申请人 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 李晓 刘文 尤杰

(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 5/024(2006.01)

A61B 5/053(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

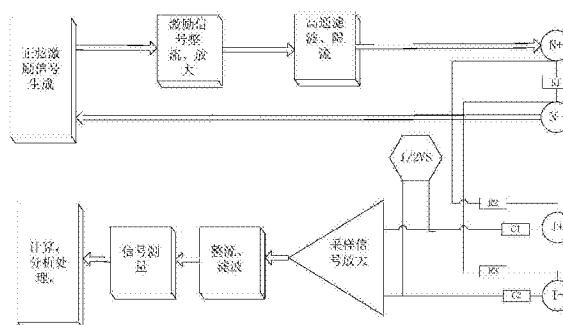
权利要求书2页 说明书6页 附图5页

(54)发明名称

一种四电极人体阻抗获取心率信号电路及方法

(57)摘要

本发明公开了一种四电极人体阻抗获取心率信号电路及方法,其电路包括有至少四电极,四电极中,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,采样后通过采样信号放大电路对采样信号进行放大,所述I+和I-两个测量电极与采样信号放大电路间分别串入电容,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,以去除极化电压的影响,解决基线漂移的现象。



1. 一种四电极人体阻抗获取心率信号电路, 四电极人体阻抗获取心率信号电路, 其包括有至少四电极, 四电极中, $N+$ 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, 从 $N+$ 和 $N-$ 间输出不同频率的激励电流, 测量 $I+$ 和 $I-$ 间电压信号, 采样后通过采样信号放大电路对采样信号进行放大, 其特征在于所述 $I+$ 和 $I-$ 两个测量电极与采样信号放大电路间分别串入电容, 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, 以去除极化电压的影响, 解决基线漂移的现象。

2. 如权利要求1所述的四电极人体阻抗获取心率信号电路, 其特征在于所述2个激励电极间加入释放电阻, 以便在没有人体接触时为2个激励电极做一个释放回路。

3. 如权利要求2所述的四电极人体阻抗获取心率信号电路, 其特征在于所述测量电极接入 $1/2V_S$, 可以在悬空时给一个基准电压, 就可以分辨出有无人体接触。

4. 一种四电极人体阻抗获取心率信号方法, 其特征在于该方法通过四电极采集人体的阻抗信号, 对采集到的信号进行整系数低通滤波处理, 然后获取基线值, 再将原始的采集到的信号减去基线值, 然后进行整系数高通滤波, 去除基线漂移; 再进行整系数低通滤波除去高频干扰, 然后进行滤波处理, 滤波后进行凹凸算法获取峰谷信号, 根据当前峰谷信息提取心跳模版, 然后将后续心跳信号与心跳模版进行分析, 提取峰谷信息, 再计算心率。

5. 如权利要求4所述的四电极人体阻抗获取心率信号方法, 其特征在于所述方法中, 具体步骤如下:

101、对AD采样信号进行整系数的低通滤波处理, 去除高频干扰;

102、获取基线值;

103、原始信号去除基线值, 将AD采样信号减去基线值, 获得缩小信号;

104、对缩小信号进行整系数的高通滤波处理, 去除基线漂移;

105、进一步做整系数低通滤波处理, 滤除高于心跳频率范围的干扰信号, 得到滤波结果信号;

106、对滤波后的结果信号进行滤波处理;

107、用凹凸算法查找出所有的峰和谷的信息, 并保存起来;

108、将最新找到峰或谷信息 y 与标准峰或谷模版进行匹配分析, 即做两者的相关性分析 (ρ_{xy}), 然后提取峰谷信息, 再计算心率。

6. 如权利要求5所述的四电极人体阻抗获取心率信号电路, 其特征在于步骤102中, 基线值的获取是: 取窗口大小为 W_0 的平滑滤波, 保存最新 W_0 个LPData, 除去其中的最大值 L_{max} 和最小值 L_{min} , 然后剩下的做平均值作为当前的基线值 $gBaseValue$ 。

7. 如权利要求5所述的四电极人体阻抗获取心率信号电路, 其特征在于步骤105中, 对滤波后的结果信号进行移动窗口 W_B 的信号幅度监测, 并判断是否超过运动信号跳变的阈值, 超过阈值则认为是监测到运动, 返回步骤101, 否则继续106。

8. 如权利要求5所述的四电极人体阻抗获取心率信号电路, 其特征在于步骤106中, 所述滤波处理包括平滑滤波处理和积分滤波处理, 其中平滑滤波处理是将 W_1 个数的平滑滤波处理, 得平滑滤波处理信号;

然后再对平滑滤波处理信号进行积分处理, 积分的作用一方面凸显了心跳信号, 减小了小幅度信号的影响, 另一方面也起到了平滑的效果, 得到心跳波形。

9. 如权利要求5所述的四电极人体阻抗获取心率信号电路, 其特征在于步骤107中, 凹

凸判断规则如下:

先保存最新Ns点gProData到gFData[Ns]中然后:

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。

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心跳峰谷波形, 并根据找到的标准峰或谷模版更新峰谷模版。

10. 如权利要求5所述的四电极人体阻抗获取心率信号电路, 其特征在于步骤108中, 相

关性分析公式为:
$$\rho_{xy} = \frac{\sum_{n=1}^N \{x(n) - \bar{x}\} \{y(n) - \bar{y}\}}{\sqrt{\sum_{n=1}^N \{x(n) - \bar{x}\}^2 \sum_{n=1}^N \{y(n) - \bar{y}\}^2}}$$
 其中N为数据个数, $\bar{x}$ 为x的均值,

$\bar{y}$ 为y的均值;

根据求得的 ρ_{xy} 判断当前峰谷与标准峰谷模版的相关性, 在范围 $[-1, +1]$, 值越大, 相关性越大, 设置 $\rho_{xy} > gThxy$ 时, 为相关, 即找到正确峰或谷信息, 否则未找到, 则回到101步骤;

然后根据 ρ_{xy} 结果决定是否保存当前峰谷信息, 具有相关性则进行保存;

再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:

幅度: 峰谷的幅度在允许的范围内;

间距: 在合理范围内;

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;

然后, 根据获取的有效峰谷间距值gPeakSample[N]、gTroughSample[N]来计算心率gBreathValue, 所述平滑处理为: 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。

一种四电极人体阻抗获取心率信号电路及方法

技术领域

[0001] 本发明属于阻抗测量技术领域,特别涉及一种通过人体阻抗测量获取心率信号的电路及方法。

背景技术

[0002] 近年随着人们生活水平的提高,对自身的健康状况日益关注。例如,人们除了关注自己的体重之外,还进一步开始关注人体脂肪的含量,从而可以更加准确的把握自身的胖瘦程度。技术上测量脂肪含量有多种方法,例如经典的水下称重法,CT扫描法,以及人体阻抗测量法。

[0003] 人体阻抗测量的方法的基本原理是人体脂肪含水极小,因此相对于人体其他组织其阻抗很高;通过测量人体阻抗可以大致判断人体脂肪和非脂肪组织的比例,从而推算脂肪含量。人体阻抗测量大致分为直流阻抗测量和交流阻抗测量。直流阻抗测量通过在人体两个不同点输入直流电流,测量两点之间的电压来获得该两点之间的阻抗,优点是测量电路简单,缺点是测量结果包含了人体皮肤的阻抗;而在直流情况下,人体皮肤阻抗的值很大,且容易受皮肤自身状况和测量电极和皮肤接触状况影响,因此总的人体阻抗测量结果的准确度较差。

[0004] 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心跳信号,给人体健康监护提供更多一层的支持和保障。但是,原有通过人体阻抗测量心跳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获取心跳信号仍然没有广泛普及开来,主要原因是,通过阻抗获取的心跳信号相对干扰较多,无法准确和有效的获取心率。

[0005] 如专利申请201610168316.0公开了一种基于生物电阻抗技术的心率测量方法及装置,所述方法利用生物电阻抗技术,通过采集受试者手臂桡动脉的电阻抗信号,并进行模数转换后,得到电阻抗数字信号。从所述电阻抗数字信号中提取心率和心率变异性特征。本发明具有简单易行、廉价和操作简便等特点,能够快速准确地采集并分析心率数据,实现对受试者的测量。该方法虽然能通过手臂桡动脉采集电阻抗信号,然而,这种方式获取的心跳信号相对干扰较多,无法准确和有效的获取心率。

发明内容

[0006] 基于此,因此本发明的首要目地是提供一种四电极人体阻抗获取心率信号电路及方法,该电路及方法能够有效除去基线漂移强烈影响,通过幅度监测(前后峰谷幅度的跳变关系限制)运动信息以及标准心跳模版的建立与比对,能较为准确的排除基线漂移和运动干扰,从而得到较为准确的心率,不仅能准确测量出阻抗及人体成分,还能方便的测量出心

跳信号。

[0007] 本发明的另一个目地在于提供一种四电极人体阻抗获取心率信号电路及方法,该电路及方法通过改进采集阻抗信息的方式改善采集阻抗信息的便捷性和准确性;通过设计阻抗心跳信号提取算法来移植基线漂移和排除运动干扰,从而准确测量出心跳信号。

[0008] 本发明的再一个目的是提供一种四电极人体阻抗获取心率信号电路及方法,该电路及方法能够通过多种方式(包括但不限于手握式或脚踩式这两种测量方式)获取阻抗的心跳信号,简便实用;另一方面不仅可以获取阻抗值,进而分析人体成份,还可以有效通过心跳算法获取心率,使得健康监测得更为全面和准确;通过设计针对性的算法来抑制极限漂移和排除运动干扰,以准确的检测心率。

[0009] 为实现上述目的,本发明的技术方案为:

[0010] 一种四电极人体阻抗获取心率信号电路,其包括有至少四电极,四电极中, $N+$ 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,采样后通过采样信号放大电路对采样信号进行放大,其特征在于所述 $I+$ 和 $I-$ 两个测量电极与采样信号放大电路间分别串入电容,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,以去除极化电压的影响,解决基线漂移的现象。

[0011] 进一步,所述2个激励电极间加入释放电阻,以便在没有人体接触时为2个激励电极做一个释放回路。

[0012] 更进一步,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,所述测量电极接入 $1/2V_S$,可以在悬空时给一个基准电压,就可以分辨出有无人体接触。

[0013] 一种四电极人体阻抗获取心率信号方法,其特征在于该方法通过四电极采集人体的阻抗信号,对采集到的信号进行整系数低通滤波处理,然后获取基线值(根据窗口大小),再将原始的采集到的信号减去基线值,然后进行整系数高通滤波,去除基线漂移;再进行整系数低通滤波除去高频干扰,然后进行滤波处理,滤波后进行凸凹算法获取峰谷信号,根据当前峰谷信息提取心跳模版,然后将后续心跳信号与心跳模版进行分析,提取峰谷信息,再计算心率。

[0014] 进一步,所述方法中,具体步骤如下:

[0015] 101、对AD采样信号进行整系数的低通滤波处理,去除高频干扰;

[0016] 102、获取基线值;

[0017] 通常情况下,取窗口大小为 W_0 的平滑滤波,保存最新 W_0 个LPData,除去其中的最大值 L_{max} 和最小值 L_{min} ,然后剩下的做平均值作为当前的基线值 $gBaseValue$;

[0018] 103、原始信号去除基线值,将AD采样信号减去基线值,获得缩小信号;

[0019] 104、对缩小信号进行整系数的高通滤波处理,去除基线漂移;

[0020] 105、进一步做整系数低通滤波处理,滤除高于心跳频率范围的干扰信号,得到滤波结果信号;

[0021] 进一步,对滤波后的结果信号进行移动窗口 W_B 的信号幅度监测,并判断是否超过运动信号跳变的阈值,超过阈值则认为是监测到运动,返回步骤101,否则继续106。

[0022] 106、对滤波后的结果信号进行滤波处理,

[0023] 进一步,所述滤波处理包括平滑滤波处理和积分滤波处理,其中平滑滤波处理是

将W1个数的平滑滤波处理,得平滑滤波处理信号;

[0024] 然后再对平滑滤波处理信号进行积分处理,积分的作用一方面凸显了心跳信号,减小了小幅度信号的影响,另一方面也起到了平滑的效果,得到心跳波形。

[0025] 107、用凹凸算法查找出所有的峰和谷的信息,并保存起来;

[0026] 具体地说,凹凸判断规则如下:

[0027] 先保存最新Ns点gProData到gFData[Ns]中然后:

[0028] 峰判断:gFData[i]<gFData[i-1]且gFData[i-1]<=gFData[i-2]且gFData[i-2]>gFData[i-3]且gFData[i-3]>gFData[i-4];

[0029] 谷判断:gFData[i]>gFData[i-1]且gFData[i-1]>=gFData[i-2]且gProData[i-2]<gFData[i-3]且gFData[i-3]<gFData[i-4];

[0030] 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。

[0031] 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心跳峰谷波形,并根据找到的标准峰或谷模版更新峰谷模版。

[0032] 108、将最新找到峰或谷信息y与标准峰或谷模版进行匹配分析,即做两者的相关性分析(ρ_{xy}),然后提取峰谷信息,再计算心率。

[0033] 具体地说,相关性分析公式为:
$$\rho_{xy} = \frac{\sum_{n=1}^N \{x(n) - \bar{x}\} \{y(n) - \bar{y}\}}{\sqrt{\sum_{n=1}^N \{x(n) - \bar{x}\}^2 \sum_{n=1}^N \{y(n) - \bar{y}\}^2}}$$
 其中N为数据个数, $\bar{x}$ 为x的均值, $\bar{y}$ 为y的均值;

据个数, $\bar{x}$ 为x的均值, $\bar{y}$ 为y的均值;

[0034] 根据求得的 ρ_{xy} 判断当前峰谷与标准峰谷模版的相关性,在范围[-1,+1],值越大,相关性越大,设置 $\rho_{xy} \geq \text{gTh}_{xy}$ 时,为相关,即找到正确峰或谷信息,否则未找到,进入步骤S1。

[0035] 进一步,根据 ρ_{xy} 结果决定是否保存当前峰谷信息,具有相关性则进行保存;

[0036] 更进一步,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:

[0037] 幅度:峰谷的幅度在允许的范围内;

[0038] 间距:在合理范围内(在标准峰谷的最小间距和最大间距之间);

[0039] 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。

[0040] 更进一步,根据获取的有效峰谷间距值gPeakSample[N]、gTroughSample[N]来计算心率gBreathValue,并做结果的四舍五入和平滑处理。

[0041] 更进一步,所述平滑处理为: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。

[0042] 所述四电极采用手握接触式或脚踩接触式测量阻抗信息和心跳信息。

[0043] 本发明所实现的四电极人体阻抗获取心率信号电路及方法,能够有效除去基线漂移强烈影响,通过幅度监测(前后峰谷幅度的跳变关系限制)运动信息以及标准心跳模版的

建立与比对,能较为准确的排除基线漂移和运动干扰,从而得到较为准确的心率,不仅能准确测量出阻抗及人体成分,还能方便的测量出心跳信号。

[0044] 且本发明实现方便快捷,通过电路设计和优化心跳提取算法能很好的抑制强烈的基线漂移和排除运动干扰,从而准确和有效地计算出心率。

[0045] 该电路及方法能够通过多种方式(包括但不限于手握式或脚踩式这两种测量方式)获取阻抗的心跳信号,简便实用;另一方面不仅可以获取阻抗值,进而分析人体成份,还可以有效通过心跳算法获取心率,使得健康监测得更为全面和准确;通过设计针对性的算法来抑制极限漂移和排除运动干扰,以准确的检测心率。

附图说明

[0046] 图1是本发明所实施四电极测人体阻抗心跳的电路原理图。

[0047] 图2是本发明所实施的心跳提取流程图。

[0048] 图3是本发明所实施测量的阻抗心跳原始波形图。

[0049] 图4是本发明所实施的阻抗心跳去基线漂移波形图。

[0050] 图5是本发明所实施测量的心跳运动监测示意图。

[0051] 图6是图5的去基线及处理后心跳波形图。

[0052] 图7是本发明所实施的查找波谷及分析筛选波形图。

具体实施方式

[0053] 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。

[0054] 参见附图1所示,为本发明所实现的四电极采集阻抗信息的电路原理图,图中所示,其中,采用四电极手握接触式或脚踩接触式测量阻抗信息和心跳信息。 $N+$ 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,进而提取阻抗值和心跳信号。

[0055] 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($R1$),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,方便后续处理。在测量电极中串入电容($C1$ 、 $C2$)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($R2$ 、 $R3$)以去除极化电压的影响,解决基线漂移的现象。

[0056] 本发明所实现的四电极人体阻抗获取心率信号方法,通过四电极采集人体的阻抗信号,对采集到的信号进行整系数低通滤波处理,然后获取基线值(根据窗口大小),再将原始的采集到的信号减去基线值,然后进行整系数高通滤波,去除基线漂移;再进行整系数低通滤波除去高频干扰,然后进行滤波处理,滤波后进行凸凹算法获取峰谷信号,根据当前峰谷信息提取心跳模版,然后将后续心跳信号与心跳模版进行分析,提取峰谷信息,再计算心率。

[0057] 心跳提取算法具体步骤如图2所示：

[0058] 步骤S1：对AD采样信号SampleDatas (如图3所示，原始获得的采样信号有较强的基线漂移干扰) 进行整系数的低通滤波处理，去除高频干扰LPData。

[0059] 步骤S2：窗口大小为W0的平滑滤波，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。

[0060] 步骤S3：原始信号去除基线值，即：谷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。

[0061] 步骤S4：对gBaseData进行整系数的高通滤波处理，目的是去除基线漂移，如图4所示为去除基线后的波形图。

[0062] 步骤S5：对步骤S4处理结果进一步做整系数低通滤波处理，目的是滤除高于心跳频率范围的干扰信号，得到滤波结果gFilterData。

[0063] 步骤S6：对滤波后的结果gFilterData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5所示，方形为监测到了运动) 返回步骤S1，否则继续S7。

[0064] 步骤S7：对gFilterData进行W1个数的平滑滤波处理处理，得：gSmoothData。

[0065] 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心跳信号，减小了小幅度信号的影响，另一方面也起到了平滑的效果，得到心跳波形gProData，如图6所示，下方为去基线后波形，上方为预处理后的心跳波形。

[0066] 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。

[0067] 凹凸判断规则如下：

[0068] 先保存最新Ns点gProData到gFData[Ns]中然后：

[0069] 峰判断：gFData[i]<gFData[i-1]且gFData[i-1]<=gFData[i-2]且gFData[i-2]>gFData[i-3]且gFData[i-3]>gFData[i-4]；

[0070] 谷判断：gFData[i]>gFData[i-1]且gFData[i-1]>=gFData[i-2]且gProData[i-2]<gFData[i-3]且gFData[i-3]<gFData[i-4]；

[0071] 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。

[0072] 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心跳峰谷波形，找到标准峰或谷模版后，更新峰谷模版。

[0073] 步骤S11：最新找到峰或谷信息y与标准峰或谷模版x进行匹配分析，即做两者的相

关性分析 (ρ_{xy})，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N为数据个数， $\bar{x}$ 为x的均

值， $\bar{y}$ 为y的均值；

[0074] 根据求得的 ρ_{xy} 判断当前峰谷与标准峰谷模版的相关性，在范围[-1,+1]，值越大，

相关性越大,设置 $\rho_{xy} > gTh_{xy}$ 时,为相关,即找到正确峰或谷信息,否则未找到,进入步骤S1。

[0075] 步骤S12:根据 ρ_{xy} 结果决定是否保存当前峰谷信息,如图7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。

[0076] 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:

[0077] 幅度:峰谷的幅度在合理范围内(由硬件采集决定);

[0078] 间距($gPeakSample[N]/gTroughSample[N]$):在合理范围内(在标准峰谷的最小间距和最大间距之间);

[0079] 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。

[0080] 步骤S14:根据获取的有效峰谷间距值 $gPeakSample[N]$ 、 $gTroughSample[N]$ 来计算心率 $gBreathValue$,并做结果的四舍五入和平滑处理。

[0081] 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 $gBreathValue$ 。

[0082] 总之,本发明所实现的四电极人体阻抗获取心率信号电路及方法,能够有效除去基线漂移强烈影响,通过幅度监测(前后峰谷幅度的跳变关系限制)运动信息以及标准心跳模版的建立与比对,能较为准确的排除基线漂移和运动干扰,从而得到较为准确的心率,不仅能准确测量出阻抗及人体成分,还能方便的测量出心跳信号。

[0083] 且本发明实现方便快捷,通过电路设计和优化心跳提取算法能很好的抑制强烈的基线漂移和排除运动干扰,从而准确和有效地计算出心率。

[0084] 该电路及方法能够通过多种方式(包括但不限于手握式或脚踩式这两种测量方式)获取阻抗的心跳信号,简便实用;另一方面不仅可以获取阻抗值,进而分析人体成份,还可以有效通过心跳算法获取心率,使得健康监测得更为全面和准确;通过设计针对性的算法来抑制极限漂移和排除运动干扰,以准确的检测心率。

[0085] 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。

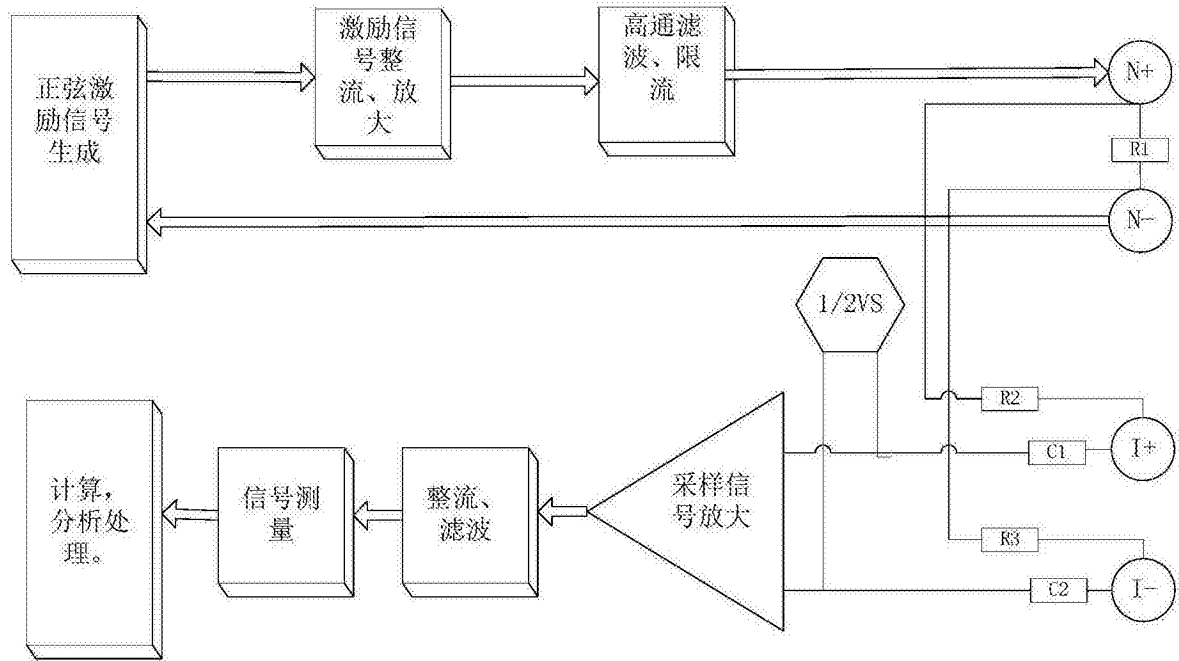


图1

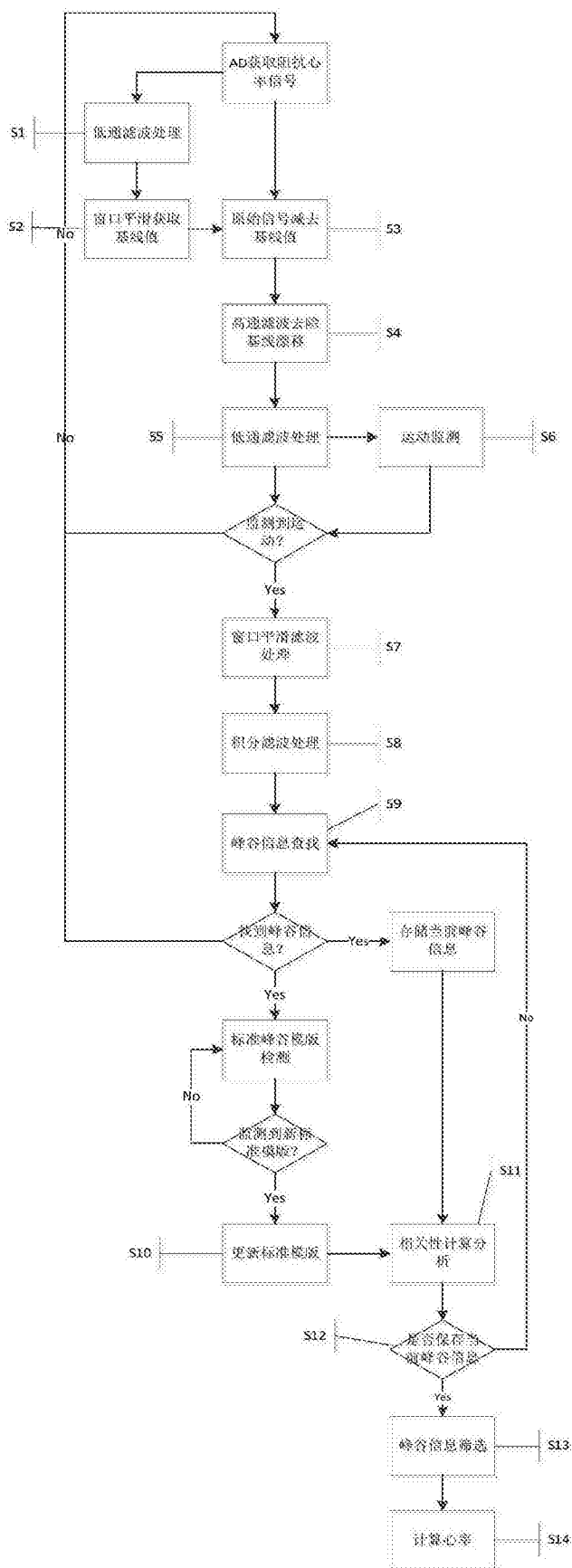


图2

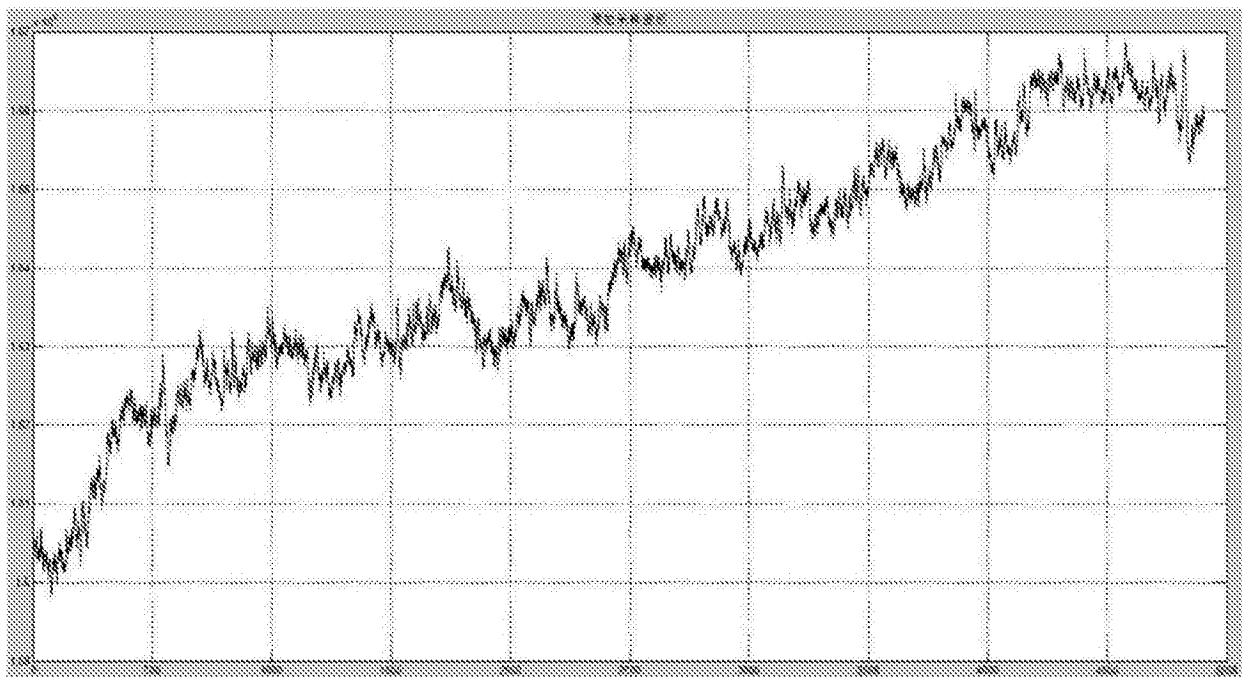


图3

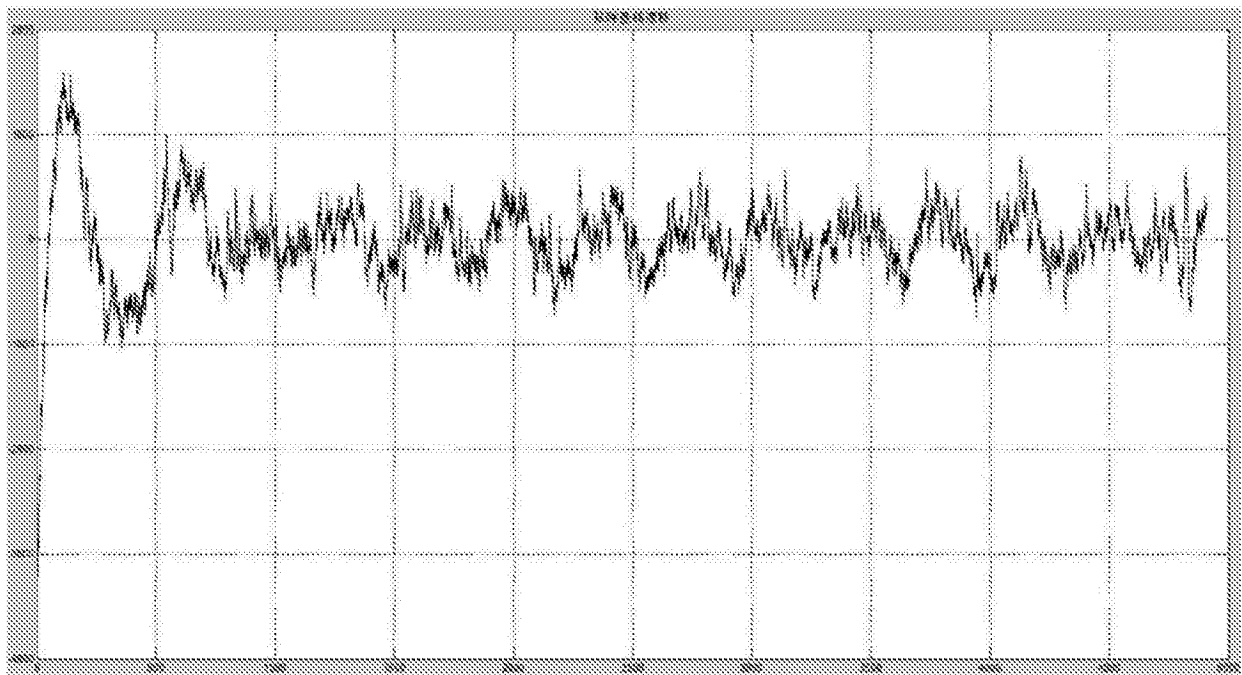


图4

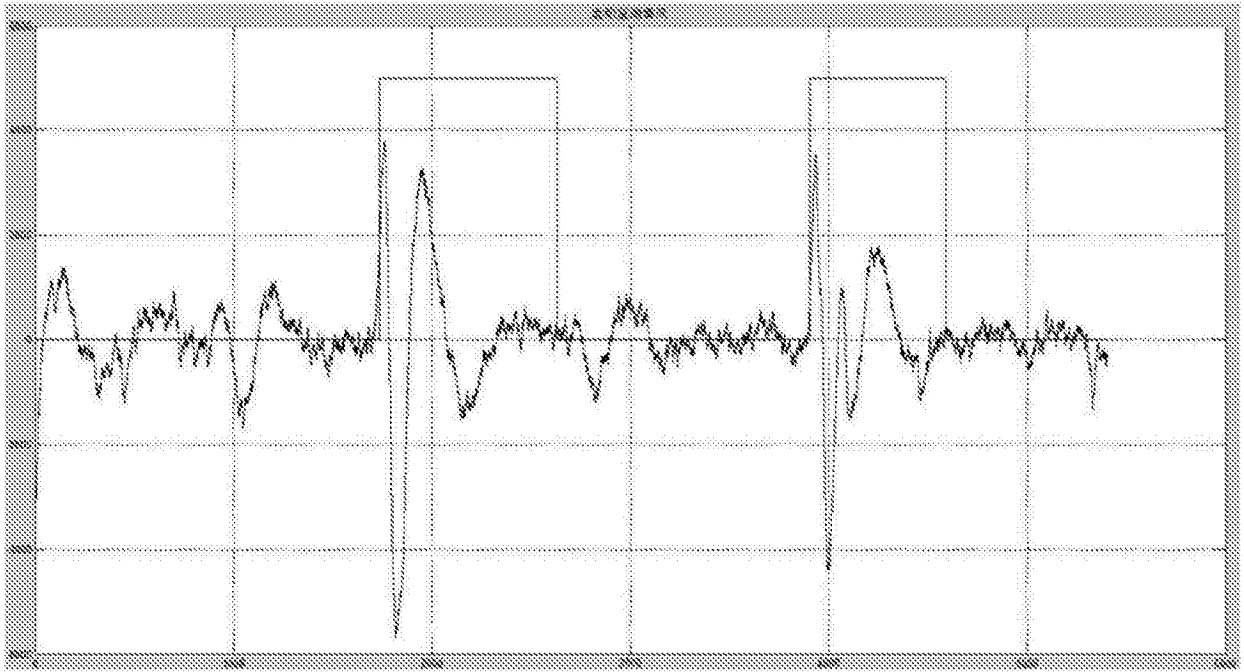


图5

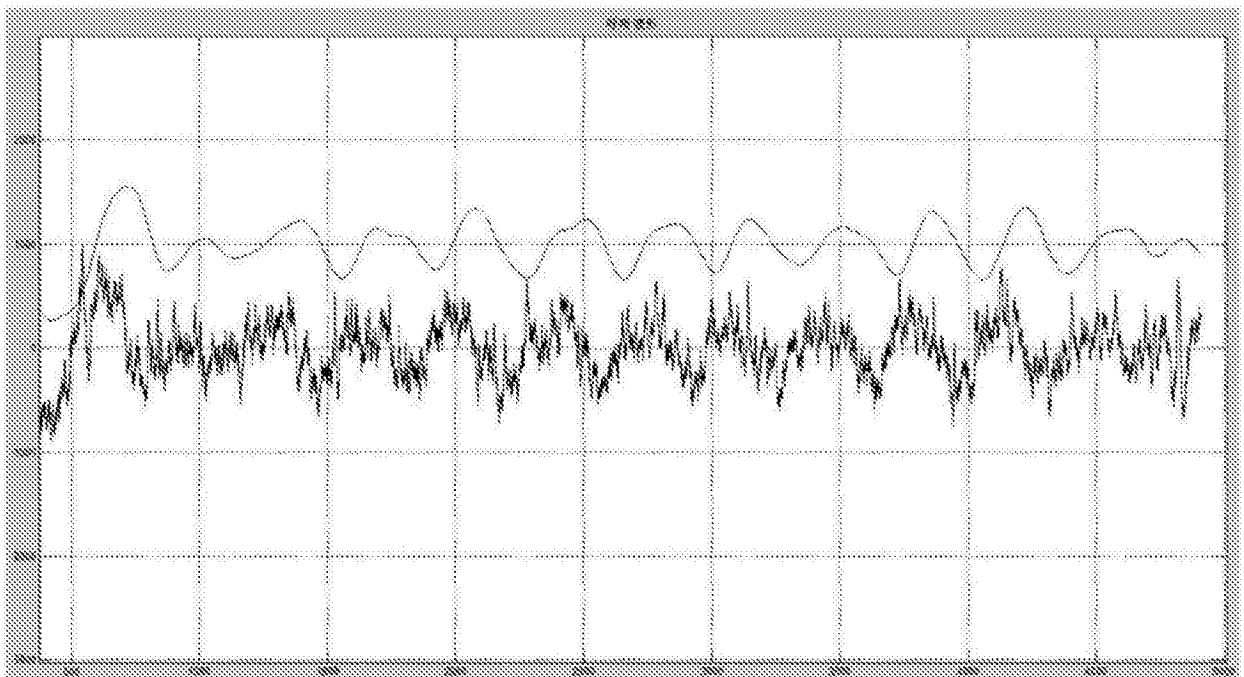


图6

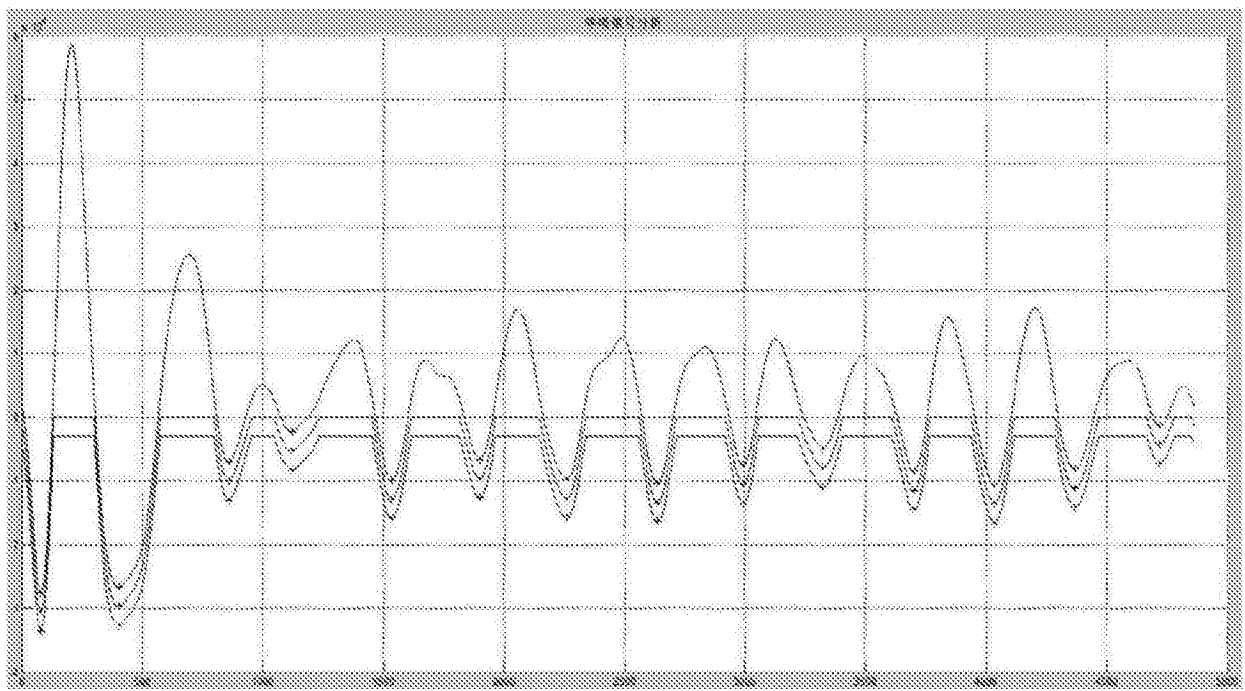


图7

专利名称(译)	一种四电极人体阻抗获取心率信号电路及方法		
公开(公告)号	CN107837080A	公开(公告)日	2018-03-27
申请号	CN201711172628.X	申请日	2017-11-22
[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	李晓 刘文 尤杰		
发明人	李晓 刘文 尤杰		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/053 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/024 A61B5/053 A61B5/0537 A61B5/7225 A61B5/7246 A61B5/725		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种四电极人体阻抗获取心率信号电路及方法，其电路包括有至少四电极，四电极中，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，采样后通过采样信号放大电路对采样信号进行放大，所述I+和I-两个测量电极与采样信号放大电路间分别串入电容，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，以去除极化电压的影响，解决基线漂移的现象。

