



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106037655 A

(43)申请公布日 2016. 10. 26

(21)申请号 201610447497.0

(22)申请日 2016.06.17

(71)申请人 美的集团股份有限公司

地址 528311 广东省佛山市顺德区北滘镇
美的大道6号美的总部大楼B区26-28
楼

(72)发明人 池敏越

(74)专利代理机构 北京轻创知识产权代理有限公司 11212

代理人 何佩英

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

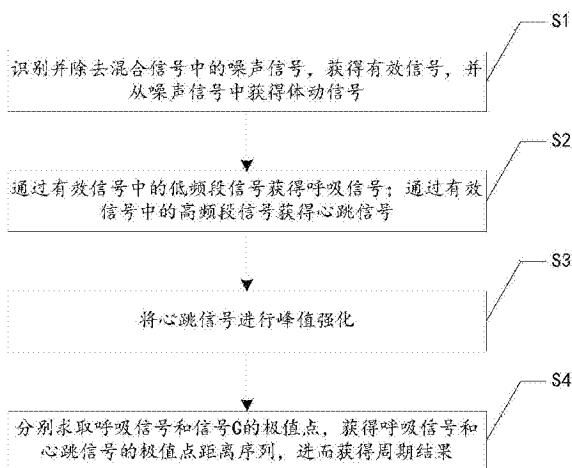
权利要求书4页 说明书12页 附图5页

(54)发明名称

一种睡眠周期信号的分离及周期计算方法及装置

(57)摘要

本发明涉及一种睡眠周期信号的分离及周期计算方法及装置,涉及睡眠信号检测领域。方法具体是由以下步骤实现的:识别并除去混合信号中的噪声信号,获得有效信号;通过有效信号中的低频段信号获得呼吸信号;通过有效信号中的高频段信号获得心跳信号;将心跳信号进行峰值强化;获得呼吸信号和心跳信号的极值点距离序列,进而获得周期结果。本发明适用于睡眠信号中周期信号的分离及周期计算。



1. 一种睡眠周期信号的分离及周期计算方法,其特征在于,所述方法为:提取混合信号中的有效信号,对有效信号进行处理后获得极值点距离序列,进而获得周期结果。

2. 根据权利要求1所述的一种睡眠周期信号的分离及周期计算方法,其特征在于,所述方法具体是由以下步骤实现的:

S1、识别并除去混合信号中的噪声信号,获得有效信号,并从噪声信号中获得体动信号;

S2、通过有效信号中的低频段信号获得呼吸信号;通过有效信号中的高频段信号获得心跳信号;

S3、将心跳信号进行峰值强化;

S4、获得呼吸信号和心跳信号的极值点距离序列,进而获得周期结果。

3. 根据权利要求2所述的一种睡眠周期信号的分离及周期计算方法,其特征在于,所述噪声信号包括突变信号,判断突变信号的持续时间,当突变信号经过一段时间后消失,混合信号恢复,则判断为体动信号;当混合信号经过一段时间后消失,则判断为离床信号,即为无效信号。

4. 根据权利要求2所述的一种睡眠周期信号的分离及周期计算方法,其特征在于,S1中获得有效信号的过程为:

S11、设定滤波器的阶数;

S12、将混合信号进行分段滤波;

S13、分段滤波完成后进行信号拼接。

5. 根据权利要求4所述的一种睡眠周期信号的分离及周期计算方法,其特征在于,S13所述的分段滤波完成后进行信号拼接的过程为:

S131、在每一段单独滤波之后选取无失真的范围求取周期信号的平均模板;

S132、选定周期信号极值点到信号头部或信号尾部的信号发生失真的部分;

S133、采用平均模板替换信号发生失真的部分;

S134、将每一段信号的边界定点的幅值进行归一化,信号拼接完成。

6. 根据权利要求2所述的一种睡眠周期信号的分离及周期计算方法,其特征在于,对有效信号中的低频段信号进行高斯平滑处理、均值滤波处理或中值滤波处理获得呼吸信号。

7. 根据权利要求2所述的一种睡眠周期信号的分离及周期计算方法,其特征在于,通过有效信号中的高频段信号获得心跳信号的过程为:

S21、将有效信号中的高频段信号按照频率分为M层,其中,每一层均包括细节信号和近似信号,M为正整数;

S22、将第i层的近似信号分解作为i+1层的细节信号和近似信号,i为正整数,且 $i < M$;

S23、将从M层中选取的预设数量的信号层的细节信号和近似信号进行合成,获得心跳信号。

8. 根据权利要求2所述的一种睡眠周期信号的分离及周期计算方法,其特征在于,S3所述的将心跳信号进行峰值强化的过程为:

S31、对心跳信号进行差分运算获得信号D;

S32、将信号D与序列N1进行卷积获得信号C,即完成对心跳信号的强化,所述序列N1的元素个数为N,所述N的取值小于心跳信号中起伏范围的长度,所述序列N1存在且仅存在以

下两种情况：当序列N1的前一半元素为1时，序列N1的后一半元素为-1；当序列N1的前一半元素为-1时，序列N1的后一半元素为1。

9. 根据权利要求2所述的一种睡眠周期信号的分离及周期计算方法，其特征在于，S4所述的获得呼吸信号和心跳信号的极值点距离序列，进而获得周期结果的过程为：

S41、采用局部极值点方法求解呼吸信号和信号C的全部极值点；

S42、计算呼吸信号和信号C的两个相邻极值点之间的距离，进而获得平均距离；

S43、判断当前全部极值点是否存在错误极值点，是，则去除错误极值点，并在错误极值点左右范围内寻找真实极值点，所述范围为平均距离的两倍；

S44、根据呼吸信号和信号C的真实极值点获得呼吸信号和心跳信号的极值点距离序列，进而获得周期结果。

10. 根据权利要求9所述的一种睡眠周期信号的分离及周期计算方法，其特征在于，所述判断当前全部极值点是否存在错误极值点的依据为：当前极值点大于平均距离的最大阈值倍数或小于平均距离的最小阈值倍数，则当前极值点为错误极值点。

11. 根据权利要求2所述的一种睡眠周期信号的分离及周期计算方法，其特征在于，S4所述的获得心跳信号的极值点距离序列，进而获得周期结果的过程为：

S4a、根据最大心率获得当前时间段内的最小心跳时间间隔，以此时间间隔为标准寻找心跳信号的上脉络波形的极值点；

S4b、计算所有上脉络波形极值点的高度并获得平均高度；

S4c、判断是否所有上脉络波形极值点的高度都大于平均高度乘以比例系数后的数值，是，则执行下一步；否，则将该条件作为补充条件重新寻找心跳信号的上脉络波形的极值点；

S4d、检测极值点的差分数组，判断每个差值与平均差值的大小，获得心跳信号的脉络堆数，并将该堆数转换为心跳间隔；

S4e、根据S4d获得的心跳间隔乘以比例系数后作为最小极值距离限制，获得心跳信号中的极值点；

S4f、求取心跳信号极值点的差分均值获得当前时间段内心跳周期的平均长度，得到一分钟内的跳动次数，进而获得心跳信号周期结果。

12. 一种睡眠周期信号的分离及周期计算装置，其特征在于，它包括：

用于提取混合信号中的有效信号的有效信号获取模块；

用于对有效信号进行处理后获得极值点距离序列，进而获得周期结果的周期结果获取模块。

13. 根据权利要求12所述的一种睡眠周期信号的分离及周期计算装置，其特征在于，所述装置进一步包括：

所述有效信号获取模块包括：

用于识别并除去混合信号中的噪声信号，获得有效信号，并从噪声信号中获得体动信号的信号提取模块；

用于通过有效信号中的低频段信号获得呼吸信号；通过有效信号中的高频段信号获得心跳信号的信号分离模块；

所述周期结果获取模块包括：

用于将心跳信号进行峰值强化的峰值强化模块；

用于获得呼吸信号和心跳信号的极值点距离序列,进而获得周期结果的周期计算模块。

14.根据权利要求13所述的一种睡眠周期信号的分离及周期计算装置,其特征在于,所述噪声信号包括突变信号,判断突变信号的持续时间,当突变信号经过一段时间后消失,混合信号恢复,则判断为体动信号;当混合信号经过一段时间后消失,则判断为离床信号,即为无效信号。

15.根据权利要求13所述的一种睡眠周期信号的分离及周期计算装置,其特征在于,所述信号提取模块包括:

用于设定带通滤波器阶数的阶数设定模块;

用于将混合信号进行分段滤波的分段滤波模块;

用于对分段滤波完成后的信号进行信号拼接的信号拼接模块。

16.根据权利要求15所述的一种睡眠周期信号的分离及周期计算装置,其特征在于,所述信号拼接模块包括:

用于在每一段单独滤波之后选取无失真的范围求取周期信号的平均模板的平均模板获取模块;

用于选定周期信号极值点到信号头部或信号尾部的信号发生失真的部分的失真信号获取模块;

用于采用平均模板替换信号发生失真的部分的信号替换模块;

用于将每一段信号的边界定点的幅值进行归一化的幅值归一化模块。

17.根据权利要求13所述的一种睡眠周期信号的分离及周期计算装置,其特征在于,对有效信号中的低频段信号进行高斯平滑处理、均值滤波处理或中值滤波处理获得呼吸信号。

18.根据权利要求13所述的一种睡眠周期信号的分离及周期计算装置,其特征在于,信号分离模块包括:

用于将有效信号中的高频段信号按照频率分为M层的分层模块,其中,每一层均包括细节信号和近似信号,M为正整数;

用于将第i层的近似信号分解作为i+1层的细节信号和近似信号的分解模块,i为正整数,且 $i < M$;

用于将从M层中选取的预设数量的信号层的细节信号和近似信号进行合成,获得心跳信号的信号合成模块。

19.根据权利要求13所述的一种睡眠周期信号的分离及周期计算装置,其特征在于,峰值强化模块包括:

用于对心跳信号进行差分运算获得信号D的差分运算模块;

用于将信号D与序列N1进行卷积获得信号C的卷积运算模块,所述序列N1的元素个数为N,所述N的取值小于心跳信号中起伏范围的长度,所述序列N1存在且仅存在以下两种情况:当序列N1的前一半元素为1时,序列N1的后一半元素为-1;当序列N1的前一半元素为-1时,序列N1的后一半元素为1。

20.根据权利要求13所述的一种睡眠周期信号的分离及周期计算装置,其特征在于,周

期计算模块包括：

用于采用局部极值点方法求解呼吸信号和信号C的全部极值点的全部极值点获取模块；

用于计算呼吸信号和信号C的两个相邻极值点之间的距离，进而获得平均距离的平均距离获取模块；

用于判断当前全部极值点是否存在错误极值点的极值点判断模块，是，则去除错误极值点，并在错误极值点左右范围内寻找真实极值点，所述范围为平均距离的两倍；

用于根据呼吸信号和信号C的真实极值点获得呼吸信号和心跳信号的极值点距离序列，进而获得周期结果的极值点距离序列获取模块。

21. 根据权利要求20所述的一种睡眠周期信号的分离及周期计算装置，其特征在于，所述判断当前全部极值点是否存在错误极值点的依据为：当前极值点大于平均距离的最大阈值倍数或小于平均距离的最小阈值倍数，则当前极值点为错误极值点。

22. 根据权利要求13所述的一种睡眠周期信号的分离及周期计算装置，其特征在于，周期计算模块包括：

用于根据最大心率获得当前时间段内的最小心跳时间间隔，以此时间间隔为标准寻找心跳信号的上脉络波形极值点的脉络波形极值点获取模块；

用于计算所有上脉络波形极值点的高度并获得平均高度的平均高度获取模块；

用于判断是否所有上脉络波形极值点的高度都大于平均高度乘以比例系数后的数值的高度判断模块，是，则执行下一步；否，则将该条件作为补充条件重新寻找心跳信号的上脉络波形的极值点；

用于检测极值点的差分数组，判断每个差值与平均差值的大小，获得心跳信号的脉络堆数，并将该堆数转换为心跳间隔的心跳间隔获取模块；

用于根据获得的心跳间隔乘以比例系数后作为最小极值距离限制，获得心跳信号极值点的心跳信号极值点获取模块；

用于求取心跳信号极值点的差分均值，获得当前时间段内心跳周期的平均长度，得到一分钟内心跳次数，进而获得心跳信号周期结果的心跳周期获取模块。

一种睡眠周期信号的分离及周期计算方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及睡眠信号检测领域,具体涉及睡眠周期信号的分离和周期计算领域。

背景技术

[0002] 睡眠医学将睡眠分为两大类:非快速眼动期睡眠和快速眼动期睡眠,美国睡眠医学协会将非快速眼动期睡眠进一步分为三个不同阶段,对于健康成年人,一个睡眠周期通常持续90-100分钟,以非快速眼动期的3个阶段开始,然后是快速眼动期。

[0003] 随着睡眠时相的改变,机体内也发生着相应的生理变化,如心率、呼吸、消化液分泌、肌肉紧张度、体温等。在非快速眼动期,呼吸浅、慢而均匀,心率较慢,血压下降,全身肌肉松弛,但肌肉仍保持一定的紧张度。在快速眼动期,人体的感知功能比在非快速眼动期时进一步减退,肌肉更加松弛,呼吸稍快且不规则,体温和心率较前阶段稍高,心率在下半夜较高,身体部分肌肉群可出现轻微的抽动。基于上述生理变化,除了作为金标准的多导睡眠仪外,还出现了许多基于心率、呼吸、体动这类信号的睡眠分析装置。

[0004] 最常见的就是体动仪,是一种类似腕部手板的装置,用来监控采集由于动作而产生的数据。还有一种方法是利用心冲击信号,该方法是一种用来记录心脏活动引起的身体震动的方法。但以上采集信号的方法都会将呼吸和体动作为噪声的一部分进行去除,但是在睡眠监测领域,呼吸和体动需要单独提取出来作为睡眠质量判断的指标之一,因此,需要将呼吸和体动信号进行采集并分离出来进行逐一分析处理。

发明内容

[0005] 本发明所要解决的技术问题是提供一种用于睡眠周期信号分离和周期计算的方法及装置,目的是能够将睡眠过程中检测到的混合信号进行分离,进而对每个信号进行分析,以实现更有效的睡眠质量监测过程。

[0006] 本发明解决上述技术问题的技术方案如下:一种睡眠周期信号的分离及周期计算方法为:提取混合信号中的有效信号,对有效信号进行处理后获得极值点距离序列,进而获得周期结果。

[0007] 本发明的有益效果是:本发明对人体睡眠过程中所采集的混合信号进行提取,将混合信号进行分离,获得心跳信号以及因传统作为噪声信号而剔除的呼吸信号和体动信号,通过分别对呼吸信号和心跳信号进行处理获得极值点距离序列,进而获得周期结果,为睡眠质量监测过程提供有效的依据。

[0008] 在上述技术方案的基础上,本发明还可以做如下改进。

[0009] 进一步,所述方法具体是由以下步骤实现的:

[0010] S1、识别并除去混合信号中的噪声信号,获得有效信号,并从噪声信号中获得体动信号;

[0011] S2、通过有效信号中的低频段信号获得呼吸信号;通过有效信号中的高频段信号获得心跳信号;

[0012] S3、将心跳信号进行峰值强化；

[0013] S4、获得呼吸信号和心跳信号的极值点距离序列，进而获得周期结果。

[0014] 采用上述进一步方案的有益效果是：本发明所述方法针对的混合信号主要是由两种不同频率范围段的有效周期信号组成，即心跳信号和呼吸信号，其中还混有高频率大幅值的振荡噪声，即为无效信号，通过将混合信号进行分离，获得呼吸信号和心跳信号的极值点距离序列，最终获得周期结果。

[0015] 进一步，所述噪声信号包括突变信号，判断突变信号的持续时间，当突变信号经过一段时间后消失，混合信号恢复，则判断为体动信号；当混合信号经过一段时间后消失，则判断为离床信号，即为无效信号。

[0016] 采用上述进一步方案的有益效果是：通过对突变信号进行判断，进而分析该突变信号为体动信号或无效信号，进而分离出体动信号。

[0017] 进一步，所述S1中获得有效信号的过程为：

[0018] S11、设定滤波器的阶数；

[0019] S12、将混合信号进行分段滤波；

[0020] S13、分段滤波完成后进行信号拼接。

[0021] 进一步，S13所述的分段滤波完成后进行信号拼接的过程为：

[0022] S131、在每一段单独滤波之后选取无失真的范围求取周期信号的平均模板；

[0023] S132、选定周期信号极值点到信号头部或信号尾部的信号发生失真的部分；

[0024] S133、采用平均模板替换信号发生失真的部分；

[0025] S134、将每一段信号的边界定点的幅值进行归一化，信号拼接完成。

[0026] 采用上述进一步方案的有益效果是：本发明所述的滤波过程采用软件滤波，软件滤波较硬件滤波的精确度更高，但是软件滤波过程中会存在边界效应，即在信号分段的边界处出现失真，本方案通过分段滤波和信号拼接方式解决边界失真的问题，使得拼接处更加光滑。

[0027] 进一步，所述对有效信号中的低频段信号进行高斯平滑处理、均值滤波处理或中值滤波处理获得呼吸信号。

[0028] 采用上述进一步方案的有益效果是：通过对低频段信号进行高斯平滑处理、均值滤波处理或中值滤波处理使得曲线脉络更加平滑，减少小范围的起伏，信号更加平稳。

[0029] 进一步，所述通过有效信号中的高频段信号获得心跳信号的过程为：

[0030] S21、将有效信号中的高频段信号按照频率分为M层，其中，每一层均包括细节信号和近似信号，M为正整数；

[0031] S22、将第i层的近似信号分解作为i+1层的细节信号和近似信号，i为正整数，且 $i < M$ ；

[0032] S23、将从M层中选取的预设数量的信号层的细节信号和近似信号进行合成，获得心跳信号。

[0033] 进一步，S3所述的将心跳信号进行峰值强化的过程为：

[0034] S31、对心跳信号进行差分运算获得信号D；

[0035] S32、将信号D与序列N1进行卷积获得信号C，即完成对心跳信号的强化，所述序列N1的元素个数为N，所述N的取值小于心跳信号中起伏范围的长度，所述序列N1存在且仅存

在以下两种情况：当序列N1的前一半元素为1时，序列N1的后一半元素为-1；当序列N1的前一半元素为-1时，序列N1的后一半元素为1。

[0036] 采用上述进一步方案的有益效果是：由于高频段信号成分相对较为复杂，为了突出心跳信号的波峰和波谷，通过差分运算和卷积运算进行峰值强化，以便后续更好的对信号周期进行计算。

[0037] 进一步，S4所述的获得呼吸信号和心跳信号的极值点距离序列，进而获得周期结果的过程为：

[0038] S41、采用局部极值点方法求解呼吸信号和信号C的全部极值点；

[0039] S42、计算呼吸信号和信号C的两个相邻极值点之间的距离，进而获得平均距离；

[0040] S43、判断当前全部极值点是否存在错误极值点，是，则去除错误极值点，并在错误极值点左右范围内寻找真实极值点，所述范围为平均距离的两倍；

[0041] S44、根据呼吸信号和信号C的真实极值点获得呼吸信号和心跳信号的极值点距离序列，进而获得周期结果。

[0042] 进一步，所述判断当前全部极值点是否存在错误极值点的依据为：当前极值点大于平均距离的最大阈值倍数或小于平均距离的最小阈值倍数，则当前极值点为错误极值点。

[0043] 采用上述进一步方案的有益效果是：由于呼吸信号和心跳信号都是周期信号，其极值点之间的距离也具有相对稳定性，如果出现了大于平均距离的最大阈值倍数或者小于平均距离的最小阈值倍数，则认为当前极值点判断错误，按照去除伪点后的平均距离去寻找伪点左右范围的真实极值点，总体范围为平均距离的两倍，这样可以得到呼吸信号和心跳信号的极值点距离序列，进而获得周期计算结果。

[0044] 进一步，S4所述的获得心跳信号的极值点距离序列，进而获得周期结果的过程为：

[0045] S4a、根据最大心率获得当前时间段内的最小心跳时间间隔，以此时间间隔为标准寻找心跳信号的上脉络波形的极值点；

[0046] S4b、计算所有上脉络波形极值点的高度并获得平均高度；

[0047] S4c、判断是否所有上脉络波形极值点的高度都大于平均高度乘以比例系数后的数值，是，则执行下一步；否，则将该条件作为补充条件重新寻找心跳信号的上脉络波形的极值点；

[0048] S4d、检测极值点的差分数组，判断每个差值与平均差值的大小，获得心跳信号的脉络堆数，并将该堆数转换为心跳间隔；

[0049] S4e、根据S4d获得的心跳间隔乘以比例系数后作为最小极值距离限制，获得心跳信号中的极值点；

[0050] S4f、求取心跳信号极值点的差分均值获得当前时间段内心跳周期的平均长度，得到一分钟内的跳动次数，进而获得心跳信号周期结果。

[0051] 采用上述进一步方案的有益效果是：心跳信号的波形有可能出现不稳定的情况，峰值较难识别，采用脉络的堆来判断周期，然后在对峰值进行判断，其效果更好。

[0052] 本发明解决上述技术问题的技术方案如下：一种睡眠周期信号的分离及周期计算装置包括：

[0053] 用于提取混合信号中的有效信号的有效信号获取模块；

[0054] 用于对有效信号进行处理后获得极值点距离序列,进而获得周期结果的周期结果获取模块。

[0055] 进一步,所述有效信号获取模块包括:

[0056] 用于识别并除去混合信号中的噪声信号,获得有效信号,并从噪声信号中获得体动信号的信号提取模块;

[0057] 用于通过有效信号中的低频段信号获得呼吸信号;通过有效信号中的高频段信号获得心跳信号的信号分离模块;

[0058] 所述周期结果获取模块包括:

[0059] 用于将心跳信号进行峰值强化的峰值强化模块;

[0060] 用于获得呼吸信号和心跳信号的极值点距离序列,进而获得周期结果的周期计算模块。

[0061] 本发明的有益效果是:本发明对人体睡眠过程中所采集的混合信号进行提取,将混合信号进行分离,获得心跳信号以及因传统作为噪声信号而剔除的呼吸信号和体动信号,通过分别对呼吸信号和心跳信号进行处理获得极值点距离序列,进而获得周期结果,为睡眠质量监测过程提供有效的依据。本发明所述方法针对的混合信号主要是由两种不同频率范围段的有效周期信号组成,即心跳信号和呼吸信号,其中还混有高频率大幅值的振荡噪声,即为无效信号,通过将混合信号进行分离,获得呼吸信号和心跳信号的极值点距离序列,最终获得周期结果。

[0062] 进一步,所述噪声信号包括突变信号,判断突变信号的持续时间,当突变信号经过一段时间后消失,混合信号恢复,则判断为体动信号;当混合信号经过一段时间后消失,则判断为离床信号,即为无效信号。

[0063] 采用上述进一步方案的有益效果是:通过对突变信号进行判断,进而分析该突变信号为体动信号或无效信号,进而分离出体动信号。

[0064] 进一步,所述信号提取模块包括:

[0065] 用于设定带通滤波器阶数的阶数设定模块;

[0066] 用于将混合信号进行分段滤波的分段滤波模块;

[0067] 用于对分段滤波完成后的信号进行信号拼接的信号拼接模块。

[0068] 进一步,所述信号拼接模块包括:

[0069] 用于在每一段单独滤波之后选取无失真的范围求取周期信号的平均模板的平均模板获取模块;

[0070] 用于选定周期信号极值点到信号头部或信号尾部的信号发生失真的部分的失真信号获取模块;

[0071] 用于采用平均模板替换信号发生失真的部分的信号替换模块;

[0072] 用于将每一段信号的边界定点的幅值进行归一化的幅值归一化模块。

[0073] 采用上述进一步方案的有益效果是:本发明所述的滤波过程采用软件滤波,软件滤波较硬件滤波的精确度更高,但是软件滤波过程中会存在边界效应,即在信号分段的边界处出现失真,本方案通过分段滤波和信号拼接方式解决边界失真的问题,使得拼接处更加光滑。

[0074] 进一步,对有效信号中的低频段信号进行高斯平滑处理、均值滤波处理或中值滤

波处理获得呼吸信号。

[0075] 采用上述进一步方案的有益效果是:通过对低频段信号进行高斯平滑处理、均值滤波处理或中值滤波处理使得曲线脉络更加平滑,减少小范围的起伏,信号更加平稳。

[0076] 进一步,信号分离模块包括:

[0077] 用于将有效信号中的高频段信号按照频率分为M层的分层模块,其中,每一层均包括细节信号和近似信号,M为正整数;

[0078] 用于将第i层的近似信号分解作为i+1层的细节信号和近似信号的分解模块,i为正整数,且 $i < M$;

[0079] 用于将从M层中选取的预设数量的信号层的细节信号和近似信号进行合成,获得心跳信号的信号合成模块。

[0080] 进一步,峰值强化模块包括:

[0081] 用于对心跳信号进行差分运算获得信号D的差分运算模块;

[0082] 用于将信号D与序列N1进行卷积获得信号C的卷积运算模块,所述序列N1的元素个数为N,所述N的取值小于心跳信号中起伏范围的长度,所述序列N1存在且仅存在以下两种情况:当序列N1的前一半元素为1时,序列N1的后一半元素为-1;当序列N1的前一半元素为-1时,序列N1的后一半元素为1。

[0083] 采用上述进一步方案的有益效果是:由于高频段信号成分相对较为复杂,为了突出心跳信号的波峰和波谷,通过差分运算和卷积运算进行峰值强化,以便后续更好的对信号周期进行计算。

[0084] 进一步,周期计算模块包括:

[0085] 用于采用局部极值点方法求解呼吸信号和信号C的全部极值点的全部极值点获取模块;

[0086] 用于计算呼吸信号和信号C的两个相邻极值点之间的距离,进而获得平均距离的平均距离获取模块;

[0087] 用于判断当前全部极值点是否存在错误极值点的极值点判断模块,是,则去除错误极值点,并在错误极值点左右范围内寻找真实极值点,所述范围为平均距离的两倍;

[0088] 用于根据呼吸信号和信号C的真实极值点获得呼吸信号和心跳信号的极值点距离序列,进而获得周期结果的极值点距离序列获取模块。

[0089] 进一步,所述判断当前全部极值点是否存在错误极值点的依据为:当前极值点大于平均距离的最大阈值倍数或小于平均距离的最小阈值倍数,则当前极值点为错误极值点。

[0090] 采用上述进一步方案的有益效果是:由于呼吸信号和心跳信号都是周期信号,其极值点之间的距离也具有相对稳定性,如果出现了大于平均距离的最大阈值倍数或者小于平均距离的最小阈值倍数,则认为当前极值点判断错误,按照去除伪点后的平均距离去寻找伪点左右范围的真实极值点,总体范围为平均距离的两倍,这样可以得到呼吸信号和心跳信号的极值点距离序列,进而获得周期计算结果。

[0091] 进一步,周期计算模块包括:

[0092] 用于根据最大心率获得当前时间段内的最小心跳时间间隔,以此时间间隔为标准寻找心跳信号的上脉络波形极值点的脉络波形极值点获取模块;

- [0093] 用于计算所有上脉络波形极值点的高度并获得平均高度的平均高度获取模块；
- [0094] 用于判断是否所有上脉络波形极值点的高度都大于平均高度乘以比例系数后的数值的高度判断模块，是，则执行下一步；否，则将该条件作为补充条件重新寻找心跳信号的上脉络波形的极值点；
- [0095] 用于检测极值点的差分数组，判断每个差值与平均差值的大小，获得心跳信号的脉络堆数，并将该堆数转换为心跳间隔的心跳间隔获取模块；
- [0096] 用于根据获得的心跳间隔乘以比例系数后作为最小极值距离限制，获得心跳信号极值点的心跳信号极值点获取模块；
- [0097] 用于求取心跳信号极值点的差分均值，获得当前时间段内心跳周期的平均长度，得到一分钟内心跳次数，进而获得心跳信号周期结果的心跳周期获取模块。
- [0098] 采用上述进一步方案的有益效果是：心跳信号的波形有可能出现不稳定的情况，峰值较难识别，采用脉络的堆来判断周期，然后在对峰值进行判断，其效果更好。

附图说明

- [0099] 图1为本发明所述方法的流程图；
- [0100] 图2为本发明所述的获得有效信号的流程图；
- [0101] 图3为本发明所述的分段滤波完成后进行信号拼接的流程图；
- [0102] 图4为本发明所述的通过有效信号中的高频段信号获得心跳信号的流程图；
- [0103] 图5为本发明所述的将心跳信号进行峰值强化的流程图；
- [0104] 图6为获得呼吸信号和心跳信号的极值点距离序列，进而获得周期结果的流程图；
- [0105] 图7为另一种获得心跳信号的极值点距离序列，进而获得周期结果的方法的流程图；
- [0106] 图8为本发明所述装置的原理示意图。

具体实施方式

- [0107] 以下结合附图对本发明的原理和特征进行描述，所举实例只用于解释本发明，并非用于限定本发明的范围。
- [0108] 实施例1
- [0109] 本实施例提出了一种睡眠周期信号的分离及周期计算方法，所述方法为：提取混合信号中的有效信号，对有效信号进行处理后获得极值点距离序列，进而获得周期结果。
- [0110] 如图1所示，所述方法具体是由以下步骤实现的：
- [0111] S1、识别并除去混合信号中的噪声信号，获得有效信号，并从噪声信号中获得体动信号；
- [0112] S2、通过有效信号中的低频段信号获得呼吸信号；通过有效信号中的高频段信号得心跳信号；
- [0113] S3、将心跳信号进行峰值强化；
- [0114] S4、获得呼吸信号和心跳信号的极值点距离序列，进而获得周期结果。
- [0115] 本实施例通过对人体睡眠过程中所采集的混合信号进行提取，将混合信号进行分离，获得心跳信号以及因传统作为噪声信号而剔除的呼吸信号和体动信号，通过分别对呼

吸信号和心跳信号进行处理获得极值点距离序列,进而获得周期结果,为睡眠质量监测过程提供有效的依据。

[0116] 本实施例所述的方法针对的混合信号主要是由两种不同频率范围段的有效周期信号组成,即心跳信号和呼吸信号,其中还混有高频率大幅值的振荡噪声。首先将混合信号中的噪声段识别出来,由于噪声信号的强度高于正常信号,将该段信号判定为无效信号,如果不将无效信号进行剔除,即无法进行呼吸信号和心跳信号的分离。将无效信号出去后,剩下的就是有效信号,呼吸信号对应低频部分,心跳信号对应高频部分。

[0117] 优选的,所述噪声信号包括突变信号,判断突变信号的持续时间,当突变信号经过一段时间后消失,混合信号恢复,则判断为体动信号;当混合信号经过一段时间后消失,则判断为离床信号,即为无效信号。

[0118] 通过对突变信号进行判断,进而分析该突变信号为体动信号或无效信号,进而分离出体动信号。

[0119] 通过以上过程完成了心跳信号、呼吸信号和体动信号的分离。

[0120] 心跳相关的特征可以从心跳间隔序列中提取一段时间内的平均心跳间隔、一段时间内心跳间隔的方差、每五分钟的平均心跳间隔的方差、每五分钟的心跳间隔方差的平均值、与前一段间隔相比间隔时间差异大于50ms的比例、与前一间隔相比间隔时间差异大于平均间隔时间6.25%或者更多的比例、连续相邻时间间隔的差值的平方根、五分钟心跳间隔的方差除以均值;也可以从心跳间隔序列中提取不同频率段的信号能量,分为超低频、低频和高频、低频比例、高频比例。

[0121] 呼吸相关的特征可以是呼吸信号的深度(即幅值)、呼吸信号的面积(即波峰到波谷的曲线与基线围起来的面积)、呼吸信号不同频段的能量(也是超低频、低频、高频)。

[0122] 体动相关的特征可以是超过某个设定阈值的持续时间,信号大于信号平均幅值的某个倍数阈值。

[0123] 优选的,如图2所示,所述S1中获得有效信号的过程为:

[0124] S11、设定滤波器的阶数;

[0125] S12、将混合信号进行分段滤波;

[0126] S13、分段滤波完成后进行信号拼接。

[0127] 本实施例中,滤波器采用软件滤波,由于区别于硬件滤波,其缺少实时性,是在数据采集完成后再进行计算,软件滤波处于计算复杂性考虑,除了滤波器的阶数设定不会太大外,还会对数据采用分段滤波,然后再将信号拼接在一起。

[0128] 优选的,如图3所示,S13所述的分段滤波完成后进行信号拼接的过程为:

[0129] S131、在每一段单独滤波之后选取无失真的范围求取周期信号的平均模板;

[0130] S132、选定周期信号极值点到信号头部或信号尾部的信号发生失真的部分;

[0131] S133、采用平均模板替换信号发生失真的部分;

[0132] S134、将每一段信号的边界定点的幅值进行归一化,信号拼接完成。

[0133] 软件滤波都会存在边界效应,即在信号分段的边界处出现失真。失真的范围和滤波器的阶数相关。在每一段单独滤波之后选取无失真的范围求取周期信号的平均模板,再选定极值点到信号头部或者信号尾部的长度,按照平均模板去延展相应的长度,在对接时将边界定点的幅值进行归一化,使得拼接处光滑。

[0134] 优选的,所述对有效信号中的低频段信号进行高斯平滑处理、均值滤波处理或中值滤波处理获得呼吸信号。

[0135] 通过对低频段信号进行高斯平滑处理、均值滤波处理或中值滤波处理使得曲线脉络更加平滑,减少小范围的起伏,信号更加平稳。

[0136] 优选的,如图4所示,所述通过有效信号中的高频段信号获得心跳信号的过程为:

[0137] S21、将有效信号中的高频段信号按照频率分为M层,其中,每一层均包括细节信号和近似信号,M为正整数;

[0138] S22、将第i层的近似信号分解作为i+1层的细节信号和近似信号,i为正整数,且 $i < M$;

[0139] S23、将从M层中选取的预设数量的信号层的细节信号和近似信号进行合成,获得心跳信号。

[0140] 选取的信号层一般从合成效果上来选择,既能表达出信号的特征,有具有相对较少的噪声。还有就是按照目标频率来选择。首先是有信号的原始频率,小波每分解一层就是将频率二分,下一层小波是将低频段继续二分。可以根据目标信号频率大致确定层数,然后再用实际效果调整。

[0141] 经过滤波后的高频段信号经过小波提取方法获得心跳信号,将高频段信号按照频率分层,每一层都会有细节信号和近似信号,同时每一层的近似信号都继续分解为下一层的细节信号和近似信号,以此类推。一般第一层的细节信号都属于噪声信号,选取第二层以上的细节信号和近似信号进行合成,形成心跳信号。

[0142] 优选的,如图5所示,S3所述的将心跳信号进行峰值强化的过程为:

[0143] S31、对心跳信号进行差分运算获得信号D;

[0144] S32、将信号D与序列N1进行卷积获得信号C,即完成对心跳信号的强化,所述序列N1的元素个数为N,所述N的取值小于心跳信号中起伏范围的长度,所述序列N1存在且仅存在以下两种情况:当序列N1的前一半元素为1时,序列N1的后一半元素为-1;当序列N1的前一半元素为-1时,序列N1的后一半元素为1。

[0145] 由于高频段的信号成分相对复杂,为了突出心跳信号的波峰和波谷,首先将心跳信号进行差分运算,然后再与序列N1进行卷积获得信号C,以实现峰值强化。序列N1种元素的个数N的取值小于心跳信号中起伏范围的长度,其中以波峰为例,起伏范围即为波峰之前单调上升加上波峰之后单调下降的范围。卷积之后局部数值最大的即为波峰点,最小的即为波谷点,并且信号C和心跳信号在极值点上是一致的。

[0146] 优选的,如图6所示,S4所述的获得呼吸信号和心跳信号的极值点距离序列,进而获得周期结果的过程为:

[0147] S41、采用局部极值点方法求解呼吸信号和信号C的全部极值点;

[0148] S42、计算呼吸信号和信号C的两个相邻极值点之间的距离,进而获得平均距离;

[0149] S43、判断当前全部极值点是否存在错误极值点,是,则去除错误极值点,并在错误极值点左右范围内寻找真实极值点,所述范围为平均距离的两倍;

[0150] S44、根据呼吸信号和信号C的真实极值点获得呼吸信号和心跳信号的极值点距离序列,进而获得周期结果。

[0151] 所述判断当前全部极值点是否存在错误极值点的依据为:当前极值点大于平均距

离的最大阈值倍数或小于平均距离的最小阈值倍数,则当前极值点为错误极值点。

[0152] 由于呼吸信号和心跳信号都是周期信号,其极值点之间的距离也具有相对稳定性,如果出现了大于平均距离的最大阈值倍数或者小于平均距离的最小阈值背书,则认为当前极值点判断错误,按照去除伪点后的平均距离去寻找伪点左右范围的真实极值点,总体范围为平均距离的两倍,这样可以得到呼吸信号和心跳信号的极值点距离序列,进而获得周期计算结果。

[0153] 优选的,如图7所示,另一种获得心跳信号的极值点距离序列,进而获得周期结果的过程为:

[0154] S4a、根据最大心率获得当前时间段内的最小心跳时间间隔,以此时间间隔为标准寻找心跳信号的上脉络波形的极值点;

[0155] S4b、计算所有上脉络波形极值点的高度并获得平均高度;

[0156] S4c、判断是否所有上脉络波形极值点的高度都大于平均高度乘以比例系数后的数值,是,则执行下一步;否,则将该条件作为补充条件重新寻找心跳信号的上脉络波形的极值点;

[0157] S4d、检测极值点的差分数组,判断每个差值与平均差值的大小,获得心跳信号的脉络堆数,并将该堆数转换为心跳间隔;

[0158] S4e、根据S4d获得的心跳间隔乘以比例系数后作为最小极值距离限制,获得心跳信号中的极值点;

[0159] S4f、求取心跳信号极值点的差分均值获得当前时间段内心跳周期的平均长度,得到一分钟内的跳动次数,进而获得心跳信号周期结果。

[0160] 心跳信号的波形有可能出现不稳定的情况,峰值较难识别,采用脉络的堆来判断周期,然后在对峰值进行判断,其效果更好。

[0161] 实施例2

[0162] 如图8所示,本实施例提出了一种睡眠周期信号的分离及周期计算装置,该装置包括:

[0163] 用于提取混合信号中的有效信号的有效信号获取模块;

[0164] 用于对有效信号进行处理后获得极值点距离序列,进而获得周期结果的周期结果获取模块。

[0165] 优选的,该装置进一步包括:

[0166] 所述有效信号获取模块包括:

[0167] 用于识别并除去混合信号中的噪声信号,获得有效信号,并从噪声信号中获得体动信号的信号提取模块;

[0168] 用于通过有效信号中的低频段信号获得呼吸信号;通过有效信号中的高频段信号获得心跳信号的信号分离模块;

[0169] 所述周期结果获取模块包括:

[0170] 用于将心跳信号进行峰值强化的峰值强化模块;

[0171] 用于获得呼吸信号和心跳信号的极值点距离序列,进而获得周期结果的周期计算模块。

[0172] 本实施例通过对人体睡眠过程中所采集的混合信号进行提取,将混合信号进行分

离,获得心跳信号以及因传统作为噪声信号而剔除的呼吸信号和体动信号,通过分别对呼吸信号和心跳信号进行处理获得极值点距离序列,进而获得周期结果,为睡眠质量监测过程提供有效的依据。

[0173] 本实施例所述的装置针对的混合信号主要是由两种不同频率范围段的有效周期信号组成,即心跳信号和呼吸信号,其中还混有高频率大幅值的振荡噪声。首先将混合信号中的噪声段识别出来,由于噪声信号的强度高于正常信号,将该段信号判定为无效信号,如果不将无效信号进行剔除,即无法进行呼吸信号和心跳信号的分离。将无效信号出去后,剩下的就是有效信号,呼吸信号对应低频部分,心跳信号对应高频部分。

[0174] 优选的,所述噪声信号包括突变信号,判断突变信号的持续时间,当突变信号经过一段时间后消失,混合信号恢复,则判断为体动信号;当混合信号经过一段时间后消失,则判断为离床信号,即为无效信号。

[0175] 通过对突变信号进行判断,进而分析该突变信号为体动信号或无效信号,进而分离出体动信号。

[0176] 通过以上过程完成了心跳信号、呼吸信号和体动信号的分离。

[0177] 心跳相关的特征可以从心跳间隔序列中提取一段时间内的平均心跳间隔、一段时间内心跳间隔的方差、每五分钟的平均心跳间隔的方差、每五分钟的心跳间隔方差的平均值、与前一段间隔相比间隔时间差异大于50ms的比例、与前一段间隔相比间隔时间差异大于平均间隔时间6.25%或者更多的比例、连续相邻时间间隔的差值的平方根、五分钟心跳间隔的方差除以均值;也可以从心跳间隔序列中提取不同频率段的信号能量,分为超低频、低频和高频、低频比例、高频比例。

[0178] 呼吸相关的特征可以是呼吸信号的深度(即幅值)、呼吸信号的面积(即波峰到波谷的曲线与基线围起来的面积)、呼吸信号不同频段的能量(也是超低频、低频、高频)。

[0179] 体动相关的特征可以是超过某个设定阈值的持续时间,信号大于信号平均幅值的某个倍数阈值。

[0180] 优选的,所述信号提取模块包括:

[0181] 用于设定带通滤波器阶数的阶数设定模块;

[0182] 用于将混合信号进行分段滤波的分段滤波模块;

[0183] 用于对分段滤波完成后的信号进行信号拼接的信号拼接模块。

[0184] 本实施例中,滤波器采用软件滤波,由于区别于硬件滤波,其缺少实时性,是在数据采集完成后再进行计算,软件滤波处于计算复杂性考虑,除了滤波器的阶数设定不会太大外,还会对数据采用分段滤波,然后再将信号拼接在一起。

[0185] 优选的,所述信号拼接模块包括:

[0186] 用于在每一段单独滤波之后选取无失真的范围求取周期信号的平均模板的平均模板获取模块;

[0187] 用于选定周期信号极值点到信号头部或信号尾部的信号发生失真的部分的失真信号获取模块;

[0188] 用于采用平均模板替换信号发生失真的部分的信号替换模块;

[0189] 用于将每一段信号的边界定点的幅值进行归一化的幅值归一化模块。

[0190] 软件滤波都会存在边界效应,即在信号分段的边界处出现失真。失真的范围和滤

波器的阶数相关。在每一段单独滤波之后选取无失真的范围求取周期信号的平均模板,再选定极值点到信号头部或者信号尾部的长度,按照平均模板去延展相应的长度,在对接时将边界定点的幅值进行归一化,使得拼接处光滑。

[0191] 优选的,对有效信号中的低频段信号进行高斯平滑处理、均值滤波处理或中值滤波处理获得呼吸信号。

[0192] 通过对低频段信号进行高斯平滑处理、均值滤波处理或中值滤波处理使得曲线脉络更加平滑,减少小范围的起伏,信号更加平稳。

[0193] 优选的,信号分离模块包括:

[0194] 用于将有效信号中的高频段信号按照频率分为M层的分层模块,其中,每一层均包括细节信号和近似信号,M为正整数;

[0195] 用于将第i层的近似信号分解作为i+1层的细节信号和近似信号的分解模块,i为正整数,且 $i < M$;

[0196] 用于将从M层中选取的预设数量的信号层的细节信号和近似信号进行合成,获得心跳信号的信号合成模块。

[0197] 经过滤波后的高频段信号经过小波提取方法获得心跳信号,将高频段信号按照频率分层,每一层都会有细节信号和近似信号,同时每一层的近似信号都继续分解为下一层的细节信号和近似信号,以此类推。一般第一层的细节信号都属于噪声信号,选取第二层以上的细节信号和近似信号进行合成,形成心跳信号。

[0198] 优选的,峰值强化模块包括:

[0199] 用于对心跳信号进行差分运算获得信号D的差分运算模块;

[0200] 用于将信号D与序列N1进行卷积获得信号C的卷积运算模块,所述序列N1的元素个数为N,所述N的取值小于心跳信号中起伏范围的长度,所述序列N1存在且仅存在以下两种情况:当序列N1的前一半元素为1时,序列N1的后一半元素为-1;当序列N1的前一半元素为-1时,序列N1的后一半元素为1。

[0201] 由于高频段的信号成分相对复杂,为了突出心跳信号的波峰和波谷,首先将心跳信号进行差分运算,然后再与序列N1进行卷积获得信号C,以实现峰值强化。序列N1种元素的个数N的取值小于心跳信号中起伏范围的长度,其中以波峰为例,起伏范围即为波峰之前单调上升加上波峰之后单调下降的范围。卷积之后局部数值最大的即为波峰点,最小的即为波谷点,并且信号C和心跳信号在极值点上是一致的。

[0202] 优选的,所述周期计算模块包括:

[0203] 用于采用局部极值点方法求解呼吸信号和信号C的全部极值点的全部极值点获取模块;

[0204] 用于计算呼吸信号和信号C的两个相邻极值点之间的距离,进而获得平均距离的平均距离获取模块;

[0205] 用于判断当前全部极值点是否存在错误极值点的极值点判断模块,是,则去除错误极值点,并在错误极值点左右范围内寻找真实极值点,所述范围为平均距离的两倍;

[0206] 用于根据呼吸信号和信号C的真实极值点获得呼吸信号和心跳信号的极值点距离序列,进而获得周期结果的极值点距离序列获取模块。

[0207] 所述判断当前全部极值点是否存在错误极值点的依据为:当前极值点大于平均距

离的最大阈值倍数或小于平均距离的最小阈值倍数,则当前极值点为错误极值点。

[0208] 由于呼吸信号和心跳信号都是周期信号,其极值点之间的距离也具有相对稳定性,如果出现了大于平均距离的最大阈值倍数或者小于平均距离的最小阈值背书,则认为当前极值点判断错误,按照去除伪点后的平均距离去寻找伪点左右范围的真实极值点,总体范围为平均距离的两倍,这样可以得到呼吸信号和心跳信号的极值点距离序列,进而获得周期计算结果。

[0209] 优选的,周期计算模块包括:

[0210] 用于根据最大心率获得当前时间段内的最小心跳时间间隔,以此时间间隔为标准寻找心跳信号的上脉络波形极值点的脉络波形极值点获取模块;

[0211] 用于计算所有上脉络波形极值点的高度并获得平均高度的平均高度获取模块;

[0212] 用于判断是否所有上脉络波形极值点的高度都大于平均高度乘以比例系数后的数值的高度判断模块,是,则执行下一步;否,则将该条件作为补充条件重新寻找心跳信号的上脉络波形的极值点;

[0213] 用于检测极值点的差分数组,判断每个差值与平均差值的大小,获得心跳信号的脉络堆数,并将该堆数转换为心跳间隔的心跳间隔获取模块;

[0214] 用于根据获得的心跳间隔乘以比例系数后作为最小极值距离限制,获得心跳信号极值点的心跳信号极值点获取模块;

[0215] 用于求取心跳信号极值点的差分均值,获得当前时间段内心跳周期的平均长度,得到一分钟内心跳次数,进而获得心跳信号周期结果的心跳周期获取模块。

[0216] 心跳信号的波形有可能出现不稳定的情况,峰值较难识别,采用脉络的堆来判断周期,然后在对峰值进行判断,其效果更好。

[0217] 以上所述仅为本发明的较佳实施例,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、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

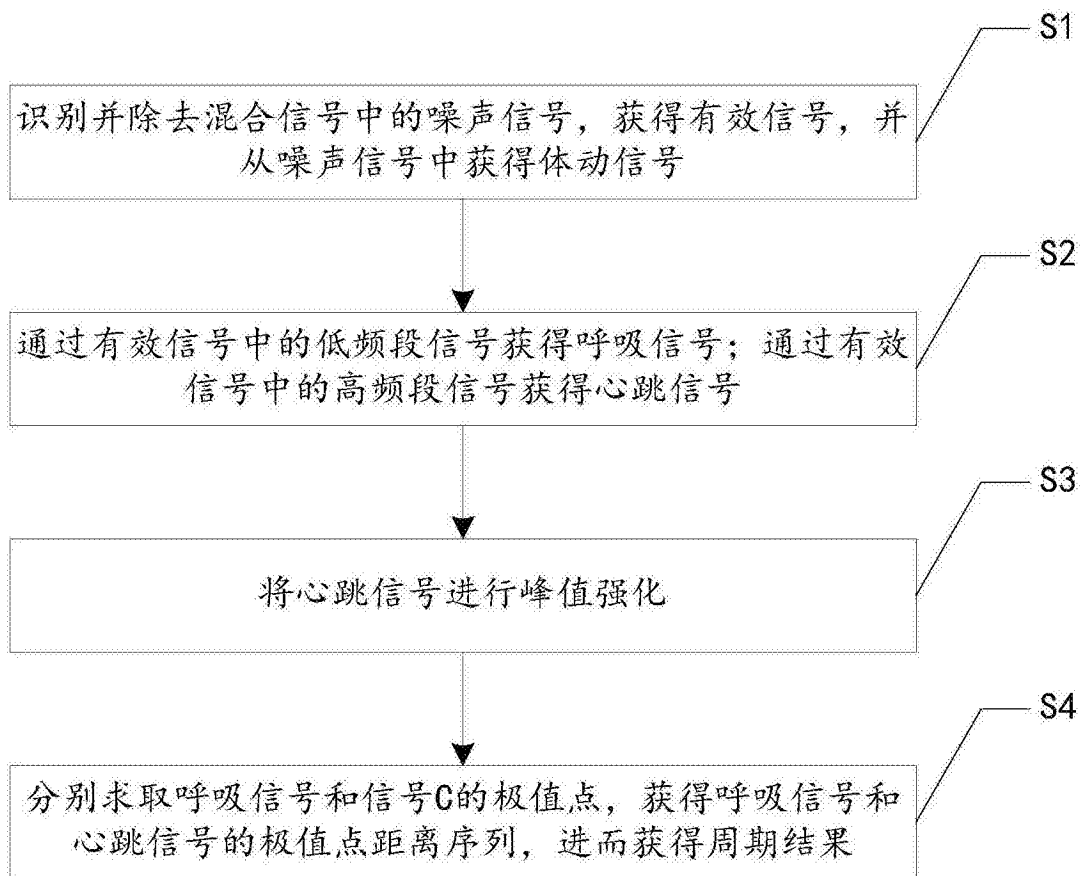


图1

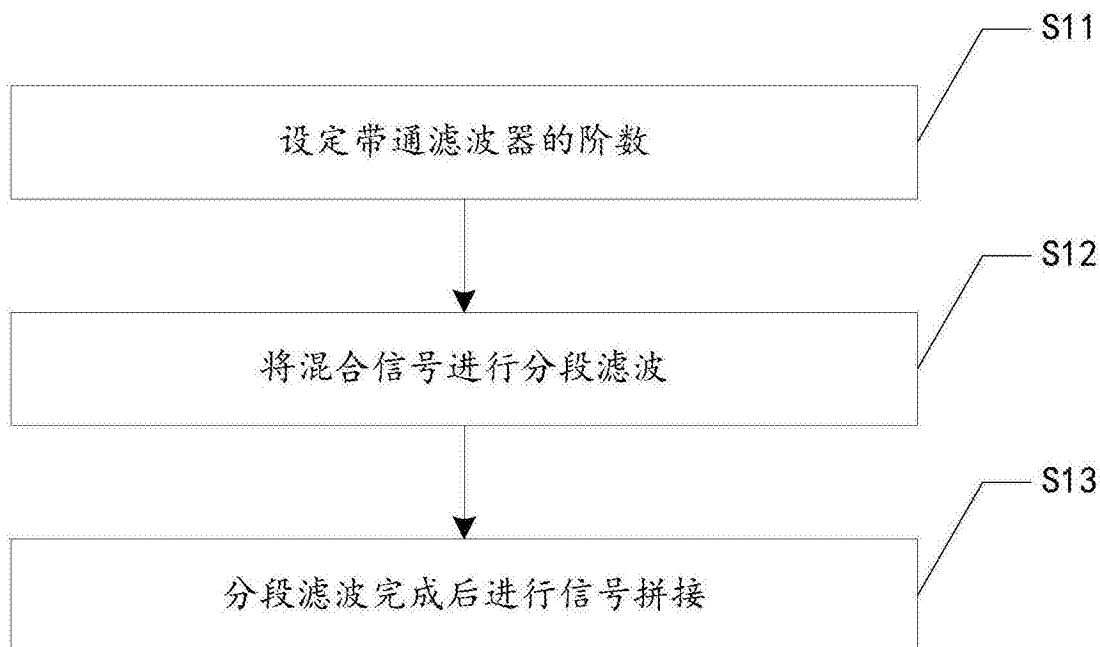


图2

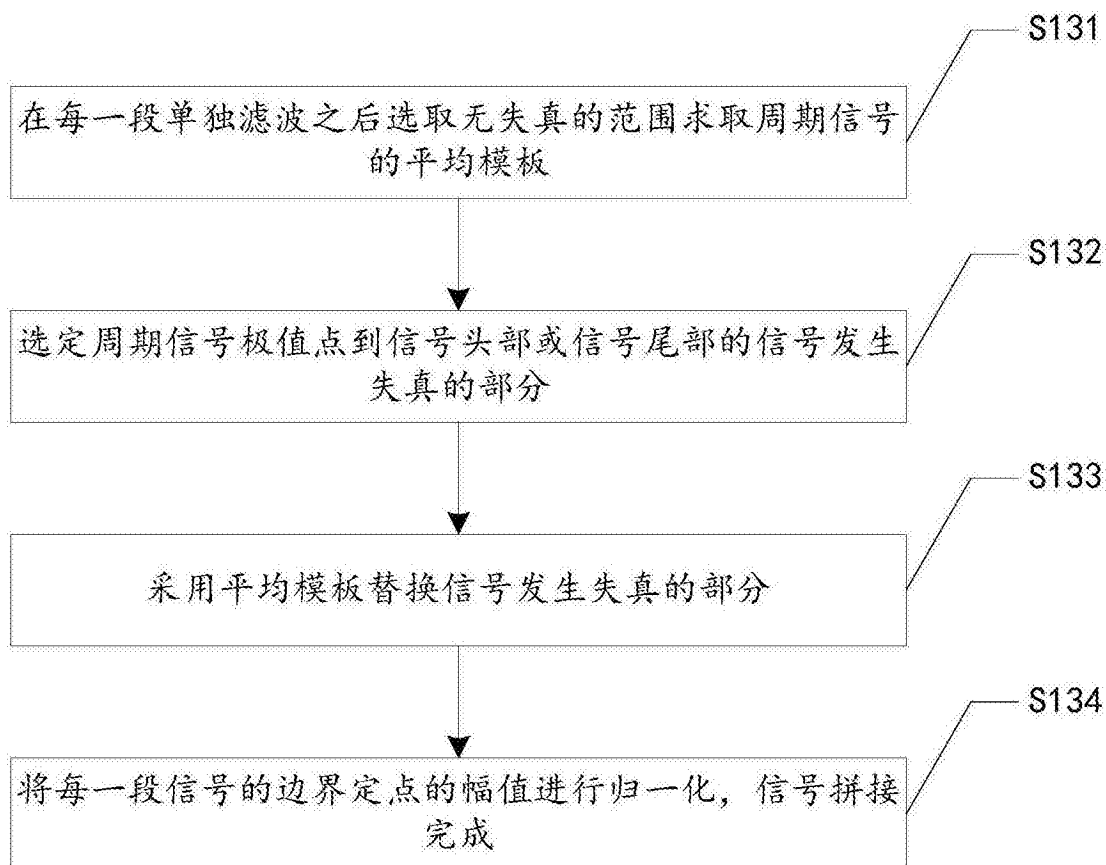


图3

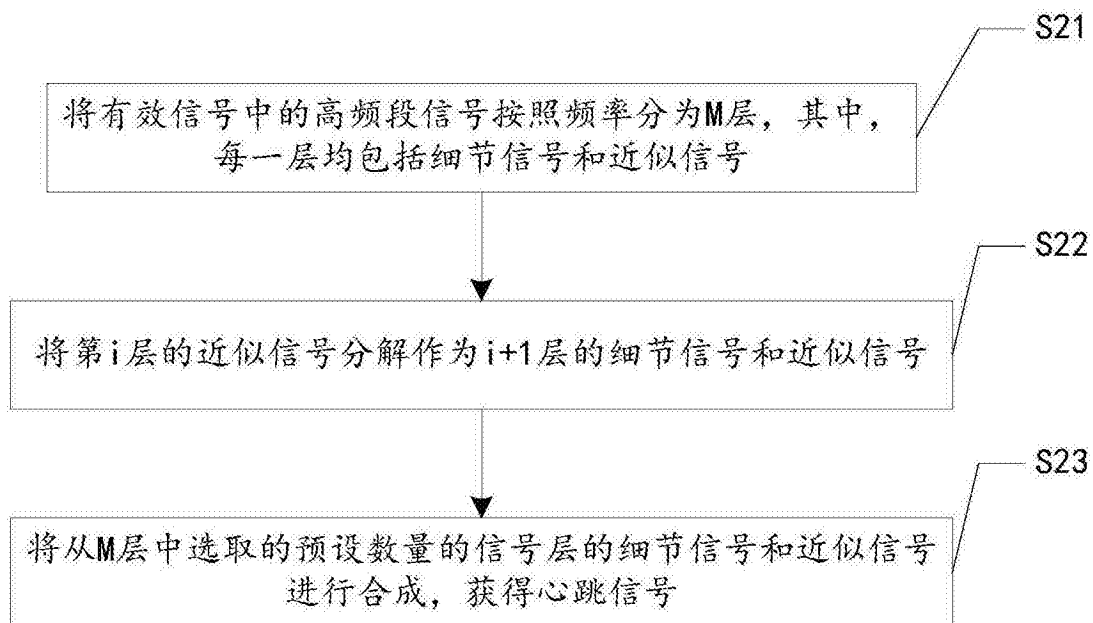


图4

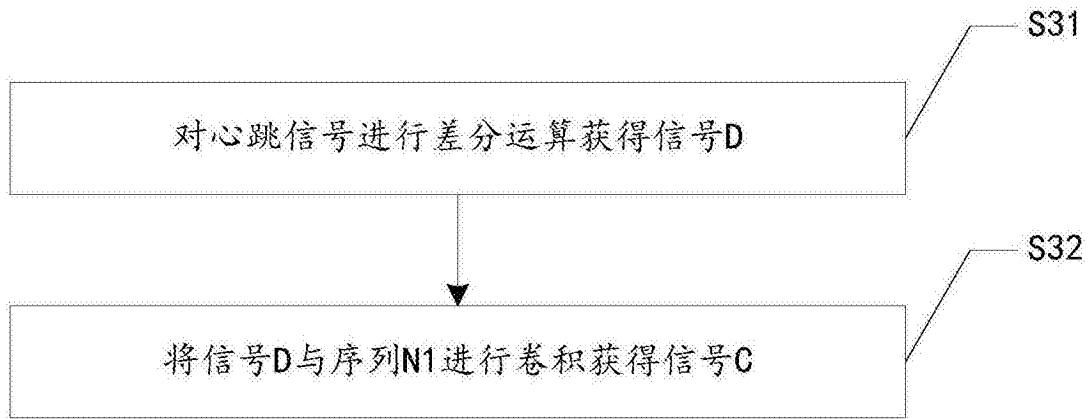


图5

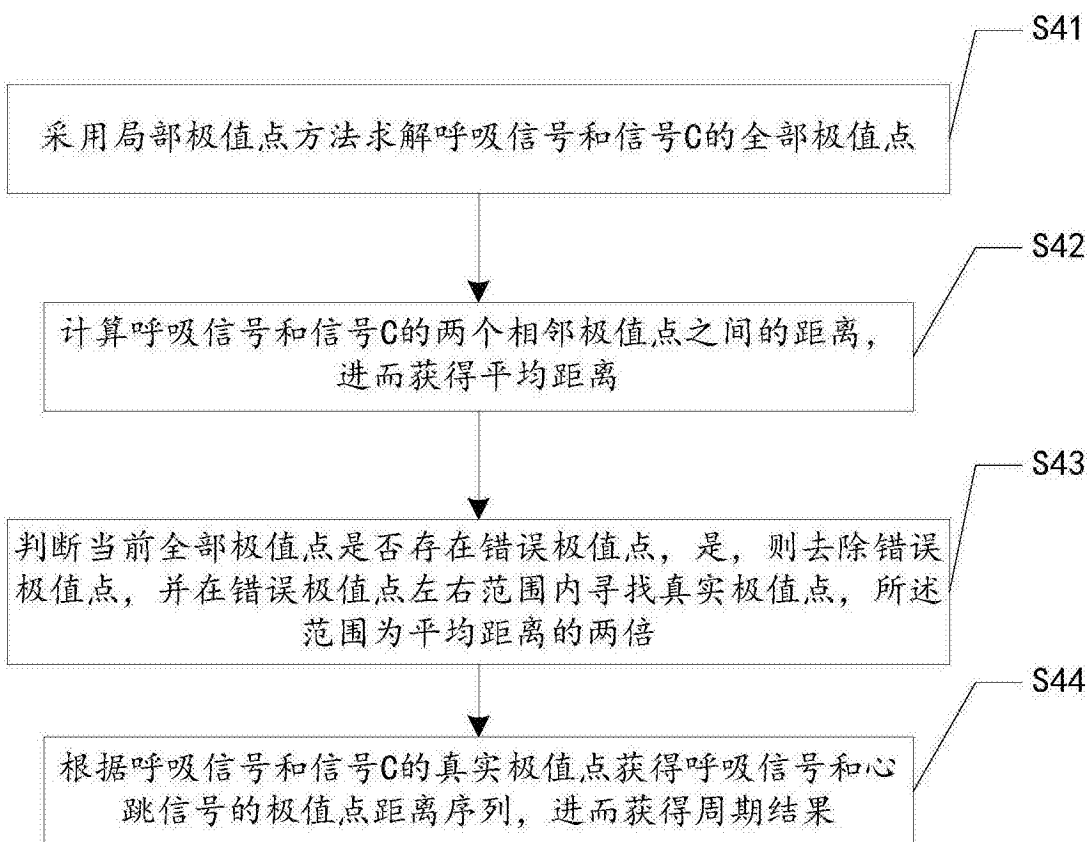


图6

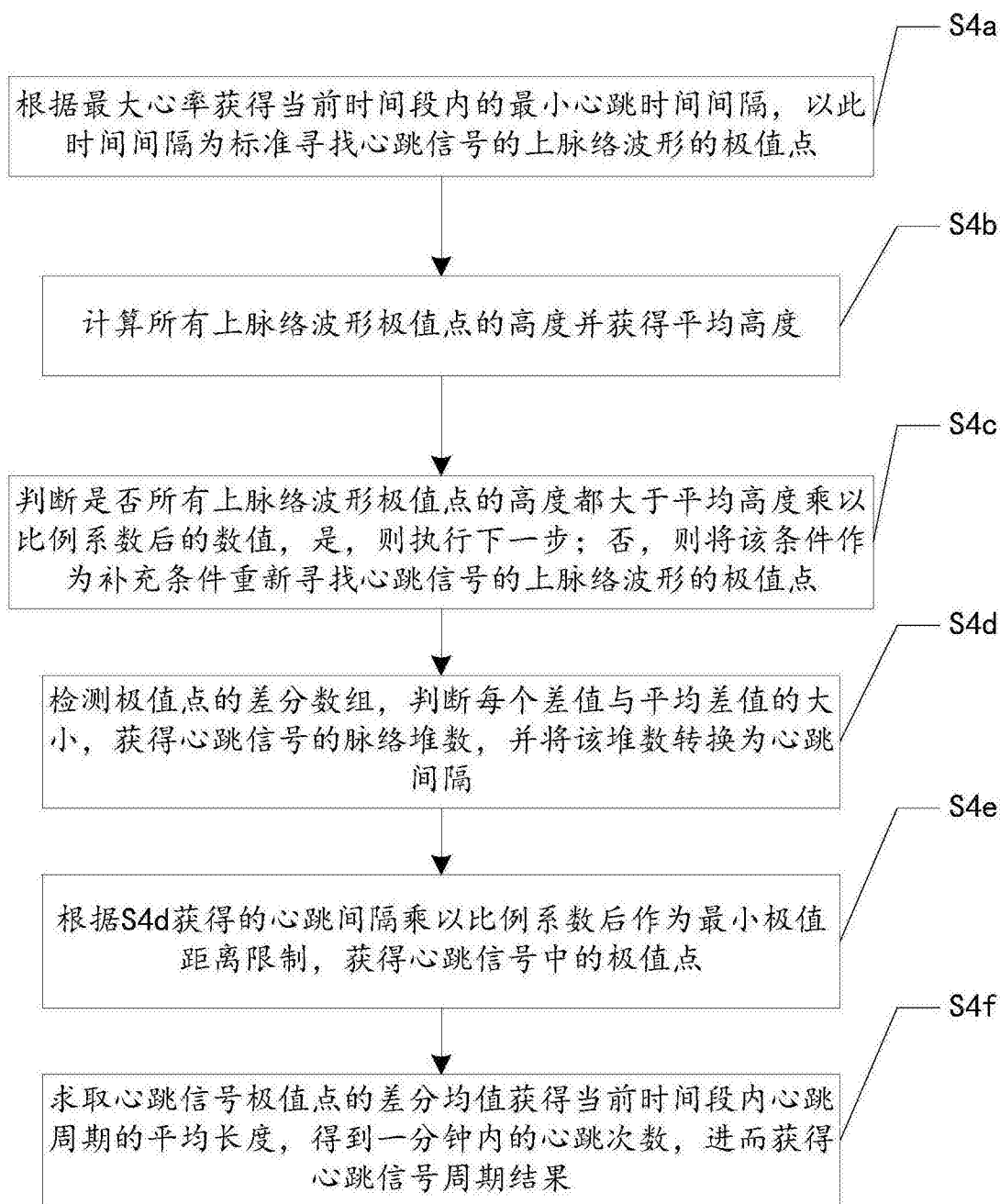


图7



图8

专利名称(译)	一种睡眠周期信号的分离及周期计算方法及装置		
公开(公告)号	CN106037655A	公开(公告)日	2016-10-26
申请号	CN201610447497.0	申请日	2016-06-17
[标]申请(专利权)人(译)	美的集团股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	美的集团股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	美的集团股份有限公司		
[标]发明人	池敏越		
发明人	池敏越		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/11 A61B5/0205		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/024 A61B5/08 A61B5/1116 A61B5/4812 A61B5/4815 A61B5/7203 A61B5/7207 A61B5/7235 A61B5/725		
其他公开文献	CN106037655B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种睡眠周期信号的分离及周期计算方法及装置，涉及睡眠信号检测领域。方法具体是由以下步骤实现的：识别并除去混合信号中的噪声信号，获得有效信号；通过有效信号中的低频段信号获得呼吸信号；通过有效信号中的高频段信号获得心跳信号；将心跳信号进行峰值强化；获得呼吸信号和心跳信号的极值点距离序列，进而获得周期结果。本发明适用于睡眠信号中周期信号的分离及周期计算。

