



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106333652 B

(45)授权公告日 2019.10.29

(21)申请号 201610908281.X

(22)申请日 2016.10.18

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106333652 A

(43)申请公布日 2017.01.18

(73)专利权人 首都医科大学

地址 100069 北京市丰台区右安门外西头条10号

(72)发明人 刘冬冬 刘畅 赵相坤 陈卉

(74)专利代理机构 北京睿派知识产权代理事务所(普通合伙) 11597

代理人 刘锋

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

(56)对比文件

CN 104244809 A,2014.12.24,

US 2014/0288391 A1,2014.09.25,

CN 104720746 A,2015.06.24,

CN 103717125 A,2014.04.09,

CN 105962911 A,2016.09.28,

CN 105943015 A,2016.09.21,

CN 105769122 A,2016.07.20,

US 8083682 B2,2011.12.27,

CN 105105741 A,2015.12.02,

CN 104720748 A,2015.06.24,

WO 2016/131630 A1,2016.08.25,

余永奇等.心率变异性在睡眠相关疾病中若干研究进展.《大家健康》.2015,第9卷(第8期),第285-286页.

肖蒙等.睡眠期间心电变化规律研究进展.《航天医学与医学工程》.2013,第26卷(第1期),第74-78页.

刘冬冬.基于经验模式分解的心肺耦合技术在睡眠分析中的应用.《中国医疗设备》.2015,第30卷(第6期),第28-32页.

审查员 王铖媛

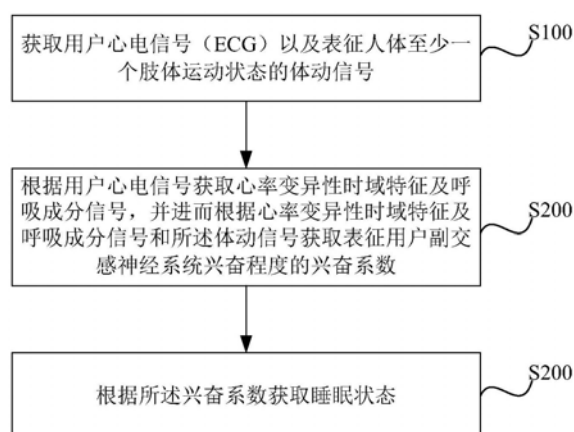
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

一种睡眠状态分析方法

(57)摘要

本发明公开了一种睡眠状态分析方法,可以通过体动信息结合植物神经平衡分析来识别出REM睡眠。从而进一步通过觉醒、稳定、不稳定睡眠以及REM睡眠状况来更准确的评价患者的客观睡眠质量。



1. 一种睡眠状态分析方法,包括:

获取用户心电信号 (ECG) 以及表征人体至少一个肢体运动状态的体动信号,所述体动信号为加速度信号;

根据用户心电信号获取心率变异性时域特征及呼吸成分信号,并进而根据心率变异性时域特征及呼吸成分信号和所述体动信号获取表征用户副交感神经系统兴奋程度的兴奋系数;

根据所述兴奋系数获取睡眠状态;

其中,所述根据用户心电信号获取心率变异性时域特征及呼吸成分信号,并进而根据心率变异性时域特征及呼吸成分信号和所述体动信号获取表征用户副交感神经系统兴奋程度的兴奋系数包括:

根据用户心电信号获取对应的R-R间期信号和对应的呼吸成分信号;

根据所述R-R间期信号获取对应的心率变异性 (HRV) 瞬时频率平均值;

根据所述呼吸成分信号获取二值化的包络信号;

根据所述体动信号获取体动状态信号;

根据所述心率变异性 (HRV) 瞬时频率平均值、二值化的包络信号以及体动状态信号计算兴奋系数,所述兴奋系数用于表征用户的副交感神经系统兴奋程度;

所述根据用户心电信号获取对应的R-R间期信号和对应的呼吸成分信号包括:

以8层为分解层数对所述心电信号进行小波分解,对1-4层的小波变换系数进行软阈值滤波获取阈值处理后的小波变换系数,同时保持5-7层的小波变换系数不变,并去除第8层的小波变换系数,基于阈值处理后的小波变换系数和5-7层的小波变换系数进行小波重构获得滤波后的心电信号;

对所述滤波后的心电信号进行QRS波群检测获取QRS波群;

根据所述QRS波群获取R-R间期信号;

根据QRS波群利用三次样条插值对检出点进行插值并经过下采样和平滑处理,根据心电信号中的呼吸性窦性心律不齐特征,提取所述呼吸成分信号。

2. 根据权利要求1所述的睡眠状态分析方法,其特征在于,所述对1-4层的小波变换系数进行软阈值滤波获取阈值处理后的小波变换系数包括根据如下公式进行滤波:

$$\overline{ECG}_{j,k} = \begin{cases} sgn(ECG_{j,k}) - \beta^{(t-|ECG_{j,k}|) * t}, & |ECG_{j,k}| \geq t \\ 0, & |ECG_{j,k}| < t \end{cases}$$

其中,sgn为符号函数, $ECG_{j,k}$ 为心电信号不同尺度上的小波变换系数, $\overline{ECG}_{j,k}$ 为阈值处理后的估计小波变换系数,j为小波分解尺度,k为对应尺度上的第k个数据点,t为给定的阈值, β 为大于1的正实数。

3. 根据权利要求1所述的睡眠状态分析方法,其特征在于,所述进行QRS波群检测包括:

对滤波后的心电信号进行希尔伯特 (Hilbert) 变换,用原信号和变换后的信号组成复解析信号,其中,所述复解析信号的实部为原信号,虚部为变换后的信号

计算所述复解析函数的点的差分值,根据所述差分值将满足预定条件的点作为QRS波群检出点,所述满足预定条件的点在前N个点的差分值超过预定阈值且当前点的差分值小

于前一点的差分值。

4. 根据权利要求1所述的睡眠状态分析方法,其特征在于,所述根据所述R-R间期信号获取对应的心率变异性 (HRV) 瞬时频率平均值包括:

对所述R-R间期信号进行希尔伯特-黄 (Hilbert-Huang) 变换获得时频变换信号;

利用预定长度的滑动窗口计算所述时频变换信号的平均值作为心率变异性 (HRV) 瞬时频率平均值,所述瞬时频率平均值用于表征用户的副交感神经系统的兴奋程度。

5. 根据权利要求1所述的睡眠状态分析方法,其特征在于,所述根据所述呼吸成分信号获取二值化的包络信号包括:

以8层为分解层数对所述呼吸成分信号进行小波分解;

对第1-3层的小波变换系数进行小波重构得到重构的呼吸成分序列;

获取所述呼吸成分序列的局部极大值和局部极小值;

在相邻的局部极大值之间进插值获取上包络,在相邻的局部极小值之间进行插值获取下包络;

根据所述上包络和所述下包络获取平均包络;

对平均包络求取一阶导数后进行二值化处理获取二值化的包络信号,所述二值化的包络信号用于表示交感/副交感神经系统兴奋主导特征。

6. 根据权利要求1所述的睡眠状态分析方法,其特征在于,根据所述体动信号获取体动状态信号包括:

根据所述体动信号获取二值化的体动信号;

利用预定时间长度的滑动窗口对所述二值化的体动信号进行划分,获取每个时间段的体动状态信号。

7. 根据权利要求4所述的睡眠状态分析方法,其特征在于,根据如下公式计算兴奋系数:

$$\text{兴奋系数} = (\text{HRV 瞬时频率平均值} + m'(t)) * \widehat{Act}$$

其中, $m'(t)$ 为所述二值化的包络信号, $\widehat{Act}$ 为所述体动状态信号。

8. 根据权利要求1所述的睡眠状态分析方法,其特征在于,所述心电信号为胸导联心电信号。

一种睡眠状态分析方法

技术领域

[0001] 本发明涉及睡眠分析领域，具体涉及一种睡眠状态分析方法。

背景技术

[0002] 睡眠是人体重要的生理活动，睡眠的质量对于人体身体以及精神的恢复有重要的影响。同时，睡眠状态也与例如抑郁症等精神疾病有密切的联系。越来越多的研究者希望对睡眠状态进行深入的分析。

[0003] 传统方法通常通过主动的陈诉来获取睡眠状态，但是，很多时候人体主动的睡眠情况波动很大，主观的评估和实际的睡眠状态情况并不相同。目前，研究者越来越多地采用多导睡眠监测仪 (PSG) 来监控用户的睡眠状态。多导睡眠监测仪通常在全夜睡眠过程中，连续并同步地描记脑电、呼吸等指标来进行睡眠状态分析，这需要在被检测者身体、头颅及颌面部粘贴大量电极以满足信号需求，使得患者身体周围存有大量的导线，从客观和主观方面都会对用户睡眠构成不利影响，从而影响分析结构的客观性。

[0004] 由此，亟需一种对于用户睡眠状态影响较小的分析方法。

发明内容

[0005] 有鉴于此，本发明提供一种睡眠状态分析方法，以在进行睡眠状态监控或分析时减小对于用户睡眠质量的影响，提高获取的睡眠数据的准确度。

[0006] 本发明的一种睡眠状态分析方法包括：

[0007] 1、一种睡眠状态分析方法，包括：

[0008] 获取用户心电信号 (ECG) 以及表征人体至少一个肢体运动状态的体动信号；

[0009] 根据用户心电信号获取心率变异性时域特征及呼吸成分信号，并进而根据心率变异性时域特征及呼吸成分信号和所述体动信号获取表征用户副交感神经系统兴奋程度的兴奋系数；

[0010] 根据所述兴奋系数获取睡眠状态。

[0011] 优选地，所述根据用户心电信号获取心率变异性时域特征及呼吸成分信号，并进而根据心率变异性时域特征及呼吸成分信号和所述体动信号获取表征用户副交感神经系统兴奋程度的兴奋系数包括：

[0012] 根据用户心电信号获取对应的R-R间期信号和对应的呼吸成分信号；

[0013] 根据所述R-R间期信号获取对应的心率变异性 (HRV) 瞬时频率平均值；

[0014] 根据所述呼吸成分信号获取二值化的包络信号；

[0015] 根据所述体动信号获取体动状态信号；

[0016] 根据所述心率变异性 (HRV) 瞬时频率平均值、二值化的包络信号以及体动状态信号计算兴奋系数，所述兴奋系数用于表征用户的副交感神经系统兴奋程。

[0017] 优选地，根据用户心电信号获取对应的R-R间期信号和对应的呼吸成分信号包括：

[0018] 以8层为分解层数对所述心电信号进行小波分解，对1-4层的小波变换系数进行软

阈值滤波获取阈值处理后的小波变换系数,同时保持5-7层的小波变换系数不变,并去除第8层的小波变换系数,基于阈值处理后的小波变换系数和5-7层的小波变换系数进行小波重构获得滤波后的心电信号;

[0019] 对所述滤波后的心电信号进行QRS波群检测获取QRS波群;

[0020] 根据所述QRS波群获取R-R间期信号;

[0021] 根据QRS波群利用三次样条插值对检出点进行插值并经过下采样和平滑处理,根据心电信号中的呼吸性窦性心律不齐特征,提取所述呼吸成分信号。

[0022] 优选地,所述对1-4层的小波变换系数进行软阈值滤波获取阈值处理后的小波变换系数包括根据如下公式进行滤波:

$$[0023] \quad \overline{ECG}_{j,k} = \begin{cases} \operatorname{sgn}(ECG_{j,k}) - \beta^{(t-|ECG_{j,k}|)} * t, & |ECG_{j,k}| \geq t \\ 0, & |ECG_{j,k}| < t \end{cases}$$

[0024] 其中,sgn为符号函数, $ECG_{j,k}$ 为心电信号不同尺度上的小波变换系数, $\overline{ECG}_{j,k}$ 为阈值处理后的估计小波变换系数,j为小波分解尺度,k为对应尺度上的第k个数据点,t为给定的阈值, β 为大于1的正实数。

[0025] 优选地,所述进行QRS波群检测包括:

[0026] 对滤波后的心电信号进行希尔伯特(Hilbert)变换,用原信号和变换后的信号组成复解析信号,其中,所述复解析信号的实部为原信号,虚部为变换后的信号

[0027] 计算所述复解析函数的点的差分值,根据所述差分值将满足预定条件的点作为QRS波群检出点,所述满足预定条件的点在前N个点的差分值超过预定阈值且当前点的差分值小于前一点的差分值。

[0028] 优选地,所述根据所述R-R间期信号获取对应的心率变异性(HRV)瞬时频率平均值包括:

[0029] 对所述R-R间期信号进行希尔伯特-黄(Hilbert-Huang)变换获得时频变换信号;

[0030] 利用预定长度的滑动窗口计算所述时频变换信号的平均值作为心率变异性(HRV)瞬时频率平均值,所述瞬时频率平均值用于表征用户的副交感神经系统的兴奋程度。

[0031] 优选地,所述根据所述呼吸成分信号获取二值化的包络信号包括:

[0032] 以8层为分解层数对所述呼吸成分信号进行小波分解;

[0033] 对第1-3层的小波变换系数进行小波重构得到重构的呼吸成分序列;

[0034] 获取所述呼吸成分序列的局部极大值和局部极小值;

[0035] 在相邻的局部极大值之间插值获取上包络,在相邻的局部极小值之间进行插值获取下包络;

[0036] 根据所述上包络和所述下包络获取平均包络;

[0037] 对平均包络求取一阶导数后进行二值化处理获取二值化的包络信号,所述二值化的包络信号用于表示交感/副交感神经系统兴奋主导特征。

[0038] 优选地,根据所述体动信号获取体动状态信号包括:

[0039] 根据所述体动信号获取二值化的体动信号;

[0040] 利用预定时间长度的滑动窗口对所述二值化的体动信号进行划分,获取每个时间段的体动状态信号。

[0041] 优选地,根据如下公式计算兴奋系数:

[0042] 兴奋系数= (HRV 瞬时频率平均值+ $m'(t)$) * $\widehat{Act}$

[0043] 其中, $m'(t)$ 为所述二值化的包络信号, $\widehat{Act}$ 为所述体动状态信号。

[0044] 优选地,所述心电信号为胸导联心电信号。

[0045] 本发明通过获取用户心电信号以及体动信号,基于心电信号分析获得心率变异性时域特征及呼吸成分信号,并进而结合体动信号获取表征用户副交感神经系统兴奋程度的兴奋系数,进行睡眠状态分析,由此,不需要在用户的头面部设置电极,在进行睡眠状态监控或分析时减小对于用户睡眠质量的影响,提高获取的睡眠数据的准确度。

附图说明

[0046] 图1是本发明实施例的睡眠状态分析方法的流程图;

[0047] 图2是本发明实施例的睡眠状态分析方法的数据流向图。

具体实施方式

[0048] 以下基于实施例对本发明进行描述,但是本发明并不仅仅限于这些实施例。在下文对本发明的细节描述中,详尽描述了一些特定的细节部分。对本领域技术人员来说没有这些细节部分的描述也可以完全理解本发明。为了避免混淆本发明的实质,公知的方法、过程、流程、元件和电路并没有详细叙述。

[0049] 此外,本领域普通技术人员应当理解,在此提供的附图都是为了说明的目的,并且附图不一定是按比例绘制的。

[0050] 人体在正常情况下,功能相反的交感和副交感神经处于相互平衡制约中。在这两个神经系统中,当一方起正作用时,另一方则起负作用,很好的平衡协调和控制身体的生理活动以及各个器官,包括心脏、肺等,这便是植物神经的功能。如果植物神经系统的平衡被打破,那么便会出现各种各样的功能障碍。目前由于尚无法直接测量出副交感神经系统张力,通常是测量其他生理过程来间接反映其功能,例如通过心率变异性分析 (Heart Rate Variability, HRV),在睡眠过程中如果出现睡眠障碍,将打破植物神经活动平衡,因此分析睡眠HRV的时域特征可以反映出睡眠中的稳定和不稳定状态,从而进一步获取睡眠质量。然而由于HRV的个体异性差异和不稳定性,包括易受药物影响,本发明将结合心电信号中的呼吸成分,从植物神经对肺部功能的调节角度,为交感、副交感神经系统的活动的准确测量提供额外的辅助信息。

[0051] 另一方面,部分用户的睡眠特异性主要表现在REM期(快速眼球运动, Rapid Eyes Movement)睡眠中,目前的睡眠医学研究认为REM期的主要作用是帮助人在精神层面上进行放松及恢复,但与正常的对照组相比,部分用户出现REM睡眠潜伏期和时间缩短,但其密度、强度和数量均增加,第一个REM睡眠时间延长。从生理理论角度讲,在睡眠REM阶段的植物神经平衡状态与微觉醒或一期睡眠相似,不同的是REM阶段时人体肌肉处于最为放松的状态,可以理解为几乎没有任何的肢体运动,因此可以通过体动信息结合植物神经平衡分析来识别出REM睡眠。从而进一步通过觉醒、稳定、不稳定睡眠以及REM睡眠状况来更准确的评价患者的客观睡眠质量。

[0052] 因此,可以考虑基于心电信号获取心率变异性时域特征和对应的呼吸成分信号,并进而结合体动信号来获取用户的副交感神经系统的兴奋程度,基于此来分析用户的睡眠状态。

[0053] 图1是本发明实施例的睡眠状态分析方法的流程图;图2是本发明实施例的睡眠状态分析方法的数据流向图。如图1和图2所示,本发明实施例的睡眠状态分析方法包括:

[0054] 步骤S100、获取用户心电信号(ECG)以及表征人体至少一个肢体运动状态的体动信号。

[0055] 其中,由于胸导联心电信号与人体的呼吸状态具有更好的关联性,因此,在一个优选的实施方式中,采集用户的胸导联心电信号来进行睡眠状态分析。

[0056] 体动信号可以通过与用户肢体连接的带有加速度传感器的设备采集,其采集的体动信号可以包括例如x、y、z三个轴向的加速度。

[0057] 步骤S200、根据用户心电信号获取心率变异性时域特征及呼吸成分信号,并进而根据心率变异性时域特征及呼吸成分信号和所述体动信号获取表征用户副交感神经系统兴奋程度的兴奋系数。

[0058] 具体地,步骤S200包括:

[0059] 步骤S210、根据用户心电信号获取对应的R-R间期信号和对应的呼吸成分信号。

[0060] 优选地,步骤210进一步包括:

[0061] 步骤S211、对心电信号进行预处理,以使得心电信号适于进行QRS波群检测。

[0062] 具体地,以8层为分解层数对所述心电信号进行小波分解,对1-4层的小波变换系数进行软阈值滤波获取阈值处理后的小波变换系数,同时保持5-7层的小波变换系数不变,并去除第8层的小波变换系数,基于阈值处理后的小波变换系数和5-7的小波变换系数进行小波重构获得滤波后的心电信号。

[0063] 其中,第8层小波变换系数被作为基线漂移干扰去除。

[0064] 优选地,可以采用coif4小波分解。

[0065] 优选地,根据如下公式进行滤波:

$$[0066] \quad \overline{ECG}_{j,k} = \begin{cases} \operatorname{sgn}(ECG_{j,k}) - \beta^{(t-|ECG_{j,k}|)} * t, & |ECG_{j,k}| \geq t \\ 0, & |ECG_{j,k}| < t \end{cases}$$

[0067] 其中,sgn为符号函数, $ECG_{j,k}$ 为心电信号不同尺度上的小波变换系数, $\overline{ECG}_{j,k}$ 为阈值处理后的估计小波变换系数,j为小波分解尺度,k为对应尺度上的第k个数据点,t为给定的阈值, β 为大于1的正实数。其中,可以选取阈值函数参数 $\beta=98$ 。

[0068] 步骤S212、对所述滤波后的心电信号进行QRS波群检测获取QRS波群。

[0069] 具体地,在步骤S212中,首先,对滤波后的心电信号,也即重构获得的信号进行希尔伯特(Hilbert)变换,用原信号和变换后的信号组成复解析信号 $y(k)$ 。其中,实部为滤波后的心电信号,虚部为进行希尔伯特变换后的信号。获得的复解析信号的幅值为滤波后的心电信号的包络。由此,心电信号中的R峰会出现在包络上升沿的拐位置。然后,计算所述复解析函数的点的差分值,根据所述差分值将满足预定条件的点作为QRS波群检出点,所述满足预定条件的点在前N个点的差分值超过预定阈值且当前点的差分值小于前一点的差分值。具体地,根据将包络信号的差分值,例如一阶差分值 $y(n)-y(n-1)$,可以判断包络的上升

幅度,在上升幅度大于预定阈值时,视为当前处于包络的上升沿,在上升沿中,如果当前点的差分值小于前一点的差分值,则可认为找到上升沿的拐点,也即找到了R峰,将次作为QRS波的检出点,并基于此可以检出Q峰和S峰。

[0070] 步骤S213、根据所述QRS波群获取R-R间期信号。

[0071] 步骤S214、根据QRS波群利用三次样条插值对检出点进行插值并经过下采样和平滑处理,根据心电信号中的呼吸性窦性心律不齐特征,提取所述呼吸成分信号。

[0072] 步骤S220、根据所述R-R间期信号获取对应的心率变异性(HRV)瞬时频率平均值。

[0073] 其中,步骤S220包括:

[0074] 步骤S221、对所述R-R间期信号进行希尔伯特-黄(Hilbert-Huang)变换获得时频变换信号。

[0075] 进行希尔伯特-黄变换获得的时频变换信号是表征R-R间期信号的频率-时间函数,也即,其表征R-R间期信号的瞬时频率与时间的关系。

[0076] 步骤S222、利用预定长度的滑动窗口计算所述时频变换信号的平均值作为心率变异性(HRV)瞬时频率平均值,所述瞬时频率平均值用于表征用户的副交感神经系统的兴奋程度。

[0077] 根据观察,可以将HRV瞬时频率的平均值分为三个区域,包括高频区(0.15~0.4Hz)、低频区(0.04~0.15Hz)和超低频区(0.003~0.04Hz)。从高频到低频分别表示出由心率控制反映的副交感神经系统的兴奋程度逐渐降低。

[0078] 步骤S230、根据所述呼吸成分信号获取二值化的包络信号。

[0079] 具体地,步骤S230包括:

[0080] 步骤S231、以8层为分解层数对所述呼吸成分信号进行小波分解。

[0081] 步骤S232、对第1-3层的小波变换系数进行小波重构得到重构的呼吸成分序列s(t)。

[0082] 步骤S233、获取所述呼吸成分序列的局部极大值和局部极小值。

[0083] 步骤S234、在相邻的局部极大值之间进插值获取上包络U(x),在相邻的局部极小值之间进行插值获取下包络L(x)。具体地,可以进行三次样条插值,每30秒的间距插入一个点。所述上包络线和下包络线覆盖整个信号。

[0084] 步骤S235、根据所述上包络和所述下包络获取平均包络。

[0085] 具体地可以通过如下公式计算:

[0086] $m(t) = [U(t) + L(t)] / 2$

[0087] 步骤S236、对平均包络m(t)求取一阶导数后进行二值化处理获取二值化的包络信号 $m'(t)$,也即, $m'(t) = \begin{cases} 1, m'(t) \geq 0 \\ -1, m'(t) < 0 \end{cases}$,所述二值化的包络信号用于表示交感/副交感

申请经系统兴奋主导特征。也即,在 $m'(t)$ 为1时,表示由肺控制反映的副交感神经系统兴奋占平衡中主导地位,在 $m'(t)$ 为-1时,表示由肺控制反映的交感神经系统兴奋占平衡中主导地位。

[0088] 步骤S240、根据所述体动信号获取体动状态信号。

[0089] 对于体动信号,其通常呈现为沿x、y、z三个方向的加速度值。根据据此获得表征用户肌肉放松度的参数。在某些情况下,由于加速度传感器的采样频率过高,可以在去除异常

点后,对加速度传感器输出的加速度数据按照例如1Hz进行亚采样,以获得频率符合需要、适于进行进一步处理的体动信号。

[0090] 具体地,步骤S240包括:

[0091] 步骤S241、根据所述体动信号获取二值化的体动信号。

[0092] 优选地,可以按照不同方向的加速度值,计算体动信号的总体加速度幅值,也即,计算 $Act = \sqrt{Act_x^2 + Act_y^2 + Act_z^2}$, 其中, Act 为总体加速度幅值, Act_x 、 Act_y 、 Act_z 分别为 x、y、z 方向的体动信号加速度值。然后对 Act 进行二值化处理,也即, Act 大于预定阈值则认定为1,否则认定为0。在一个优选实施方式中,预定阈值选定为0.04。也即,有

$$[0093] \quad Act' = \begin{cases} 1, & Act \geq 0.04 \\ 0, & Act < 0.04 \end{cases}$$

[0094] Act' 为二值化后的体动信号。

[0095] 步骤S242、利用预定时间长度的滑动窗口对所述二值化的体动信号进行划分,获取每个时间段的体动状态信号。

[0096] 具体地,可以采样当前时刻前后各15秒,共计30秒的滑动窗口的二值化的体动信号。在窗口内的数值0的个数超过预定值,例如,24个时,将该时刻对应的体动状态信号设为0,也即,体动状态信号 $\widehat{Act} = 0$, 否则 $\widehat{Act} = 1$ 。体动状态信号为0时表示肌肉几乎失去张力处于放松状态。

[0097] 步骤S250、根据所述心率变异性 (HRV) 瞬时频率平均值、二值化的包络信号以及体动状态信号计算兴奋系数。

[0098] 具体地,可以根据如下公式计算所述兴奋系数:

$$[0099] \quad \text{兴奋系数} = (\text{HRV 瞬时频率平均值} + m'(t)) * \widehat{Act}$$

[0100] 其中, $m'(t)$ 为所述二值化的包络信号, $\widehat{Act}$ 为所述体动状态信号。

[0101] 所述方法还包括步骤S300,根据所述兴奋系数获取睡眠状态。

[0102] 具体地,兴奋系数的取值范围可以为-0.997~1.4,当兴奋系数在范围1.15~1.4内时可以认为是稳定睡眠;当兴奋系数在范围-0.96~-0.75内时可以认为是不稳定睡眠;当兴奋系数在范围-0.997~-0.96内时可以认为是觉醒/微觉醒状态;当兴奋系数为0时可以认为是REM睡眠阶段。

[0103] 由此,本发明通过获取用户心电信号以及体动信号,基于心电信号分析获得心率变异性时域特征及呼吸成分信号,并进而结合体动信号获取表征用户副交感神经系统兴奋程度的兴奋系数,进行睡眠状态分析,由此,不需要在用户的头面部设置电极,在进行睡眠状态监控或分析时减小对于用户睡眠质量的影响,提高获取的睡眠数据的准确度。

[0104] 本发明的睡眠分析方法可以应用于对健康人体的睡眠状态进行监测,也可以应用于对于例如抑郁症等以睡眠障碍为症状的疾病进行评估。

[0105] 以上所述仅为本发明的优选实施例,并不用于限制本发明,对于本领域技术人员而言,本发明可以有各种改动和变化。凡在本发明的精神和原理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。

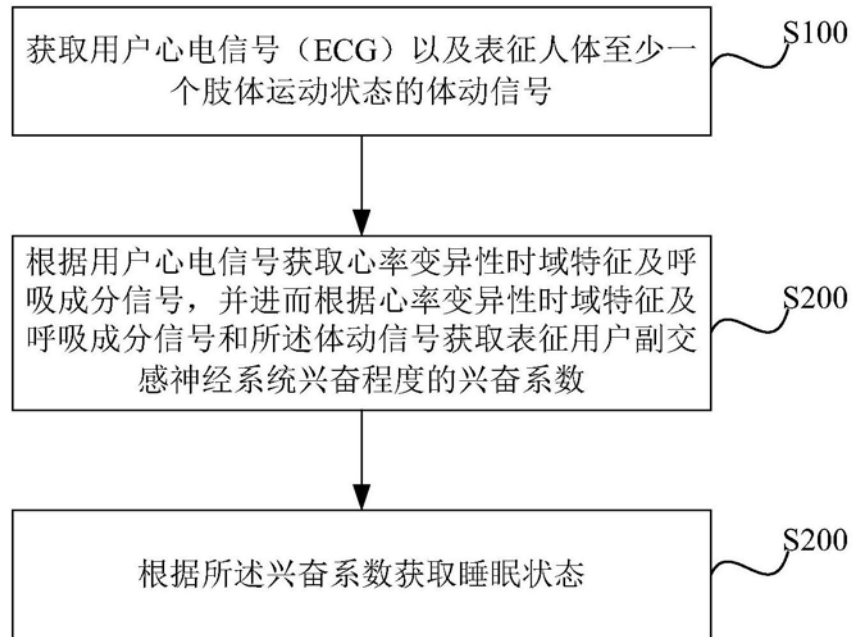


图1

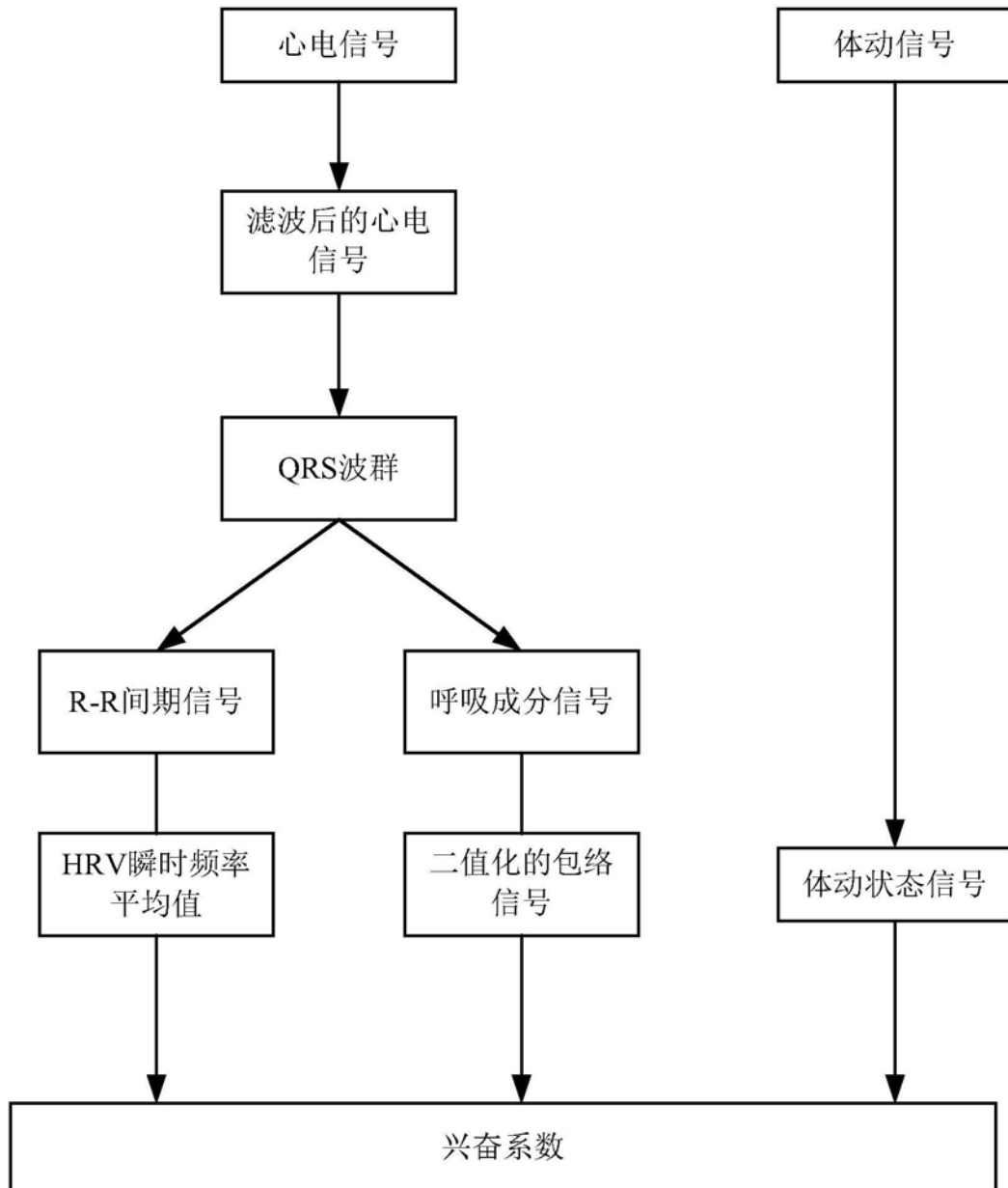


图2

专利名称(译)	一种睡眠状态分析方法		
公开(公告)号	CN106333652B	公开(公告)日	2019-10-29
申请号	CN201610908281.X	申请日	2016-10-18
[标]申请(专利权)人(译)	首都医科大学		
申请(专利权)人(译)	首都医科大学		
当前申请(专利权)人(译)	首都医科大学		
[标]发明人	刘冬冬 刘畅 赵相坤 陈卉		
发明人	刘冬冬 刘畅 赵相坤 陈卉		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0402 A61B5/11 A61B5/0205		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/02405 A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/08 A61B5/1118 A61B5/4806 A61B5/4815 A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/7253		
代理人(译)	刘锋		
其他公开文献	CN106333652A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种睡眠状态分析方法，可以通过体动信息结合植物神经平衡分析来识别出REM睡眠。从而进一步通过觉醒、稳定、不稳定睡眠以及REM睡眠状况来更准确的评价患者的客观睡眠质量。

