



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106264499 A

(43)申请公布日 2017.01.04

(21)申请号 201610727847.9

(22)申请日 2016.08.26

(71)申请人 中山大学

地址 510275 广东省广州市海珠区新港西路135号

(72)发明人 蒋庆 郑莲容 刘官正

(74)专利代理机构 广东世纪专利事务所 44216

代理人 刘卉

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

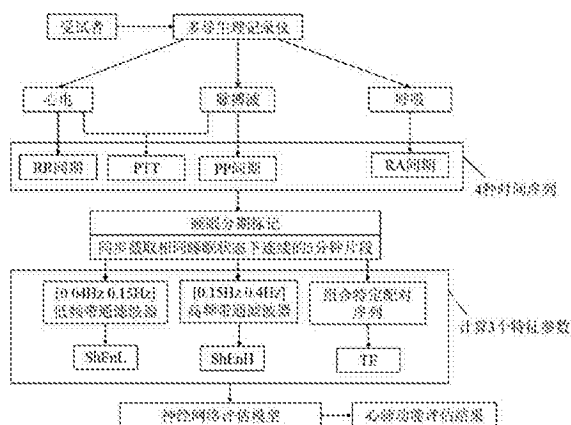
权利要求书2页 说明书5页 附图4页

(54)发明名称

一种量化心肺系统交互作用的分析方法

(57)摘要

一种量化心肺系统交互作用的分析方法,包括:采集受试者夜间睡眠多导生理信号;将信号进行睡眠分期标记并提取RR间期序列、PP间期序列、PTT序列、RA间期序列;相同睡眠状态下按5分钟时长同步切分所述4种序列,再提取其3个特征参数:低频香农熵、高频香农熵、传递熵;训练神经网络,确定神经网络参数,建立神经网络心肺交互作用评估模型;利用训练完成的神经网络评估受试者的心肺功能,输出评估结果。本发明利用多变量时间序列分析技术来分析心肺耦合,对心动周期,呼吸,血压等多个变量采用频域和信息学的分析方法进行分析,很好地弥补了单变量的分析不足,从而更精确更全面地量化心肺系统间的复杂的调节机制,而且这不仅量化心肺交互作用的耦合强度,还能对心肺交互作用的方向进行判断。



1. 一种量化心肺系统交互作用的分析方法,其特征在于包括以下步骤:

1)采集受试者夜间睡眠7小时的体表心电信号、呼吸气流信号及食指末端的脉搏波信号,并根据R&K标准进行睡眠分期标记:REM(快动眼睡眠期),NREM(非快动眼睡眠期);

2)对采集的体表心电信号逐拍提取RR间期序列 $\{RR_i, i=1, 2, 3, \dots, N\}$,对采集的脉搏波信号逐拍提取PP间期序列 $\{PP_i, i=1, 2, 3, \dots, N\}$,对采集的呼吸气流信号逐拍提取RA间期序列 $\{RA_i, i=1, 2, 3, \dots, N\}$,并根据同步的体表心电信号和脉搏波信号,计算脉搏波传导时间PTT序列 $\{PTT_i, i=1, 2, 3, \dots, N\}$;

3)同步截取上述4种时间序列在REM或NREM睡眠状态下的连续5分钟片段序列;

4)从截取的4种时间序列的连续5分钟片段序列中提取2个特征参数,作为受试者不同睡眠深度下的心血管及肺系统的功能变化的判断指标;

5)将截取的4种时间序列的连续5分钟片段序列进行特定配对,并提取1个特征参数,作为受试者夜间睡眠的心血管及肺系统交互作用的判断指标;

6)建立神经网络心肺系统交互作用评估模型,将上述提取的3个特征参数作为神经输入矢量,训练神经网络,确定神经网络参数;

7)利用训练完成的神经网络对受试者进行心肺功能评估。

2. 根据权利要求1所述量化心肺系统交互作用的分析方法,其特征在于:所述步骤2)中的脉搏波传导时间PTT序列为同一心动周期的心电R波到脉搏波上升沿一阶导数最大值的时间差。

3. 根据权利要求1所述量化心肺系统交互作用的分析方法,其特征在于:所述步骤5)中将截取的4种时间序列的连续5分钟片段序列进行特定配对的配对方式如下:

a、RR间期序列与RA间期序列;b、PP间期序列与RA间期序列;c、PTT序列与RA间期序列。

4. 根据权利要求1所述量化心肺系统交互作用的分析方法,其特征在于所述步骤4)中提取的2个特征参数:

第一个特征参数为:计算REM和NREM两种睡眠状态下的4种时间序列的低频带香农熵ShEnL;

所述低频带香农熵ShEnL的计算方法是:将REM或NREM睡眠状态下同步截取的4种时间序列的连续5分钟片段序列通过通带带宽为0.04Hz~0.15Hz的滤波器,获取低频带序列,再计算香农熵ShEn,即得到该睡眠状态下的低频带香农熵ShEnL;

第二个特征参数为:计算REM和NREM两种睡眠状态下的4种时间序列的高频带香农熵ShEnH;

所述高频带香农熵ShEnH的计算方法是:将REM或NREM睡眠状态下同步截取的4种时间序列的连续5分钟片段序列通过通带带宽为0.15Hz~0.4Hz的滤波器,获取高频带序列,再计算香农熵ShEn,即得到该睡眠状态下的低频带香农熵ShEnH。

5. 根据权利要求1或3所述量化心肺系统交互作用的分析方法,其特征在于所述步骤5)中提取的1个特征参数为:计算REM和NREM两种睡眠状态下特定配对序列间的传递熵TE;

所述传递熵TE包括:

TEa1:REM或NREM睡眠状态下同步5分钟RR间期序列到RA间期序列的传递熵TE;

TEa2:REM或NREM睡眠状态下同步5分钟RA间期序列到RR间期序列的传递熵TE;

TEb1:REM或NREM睡眠状态下同步5分钟PP间期序列到RA间期序列的传递熵TE;

TEb2:REM或NREM睡眠状态下同步5分钟RA间期序列到PP间期序列的传递熵TE;

TEc1:REM或NREM睡眠状态下同步5分钟PTT序列到RA间期序列的传递熵TE;

TEc2:REM或NREM睡眠状态下同步5分钟RA间期序列到PTT序列的传递熵TE。

6.根据权利要求1所述量化心肺系统交互作用的分析方法,其特征在于所述步骤6)中神经网络心肺系统交互作用评估模型的构建是:

构建3-N-1三层的神经网络,即输入层为3个神经元,输出层为1个神经元,中间层为N个神经元,其中N可调;

所述输入层的3个神经元为:低频带香农熵ShEnL、高频带香农熵ShEnH和传递熵TE;

所述神经网络的构建步骤如下:

a1:输入训练样本的3个特征参数,中间层神经元从1开始,检查比较输出误差与期望误差;

a2:若输出误差没有达到期望误差,神经网络中间层神经元个数自动增加1,重复此过程直到训练得到期望误差为止;

其中,可通过大样本和最大梯度法确定神经网络的权值参数和阈值。

7.根据权利要求1所述量化心肺系统交互作用的分析方法,其特征在于所述步骤7)中对受试者进行心肺功能评估的方法是:将受试者的REM和NREM两种睡眠状态下的低频带香农熵ShEnL、高频带香农熵ShEnH和传递熵TE的特征值输入到训练完成的神经网络中,获得受试者心肺交互作用的功能分级,所述神经网络的输出层神经元的输出采用“1,2,3”代表受试者的心肺功能状态,其中“1”代表心肺功能为I级,代表受试者发生气促、胸闷、胸痛的突发事件概率高;“2”代表心肺功能为II级,代表受试者发生气促、胸闷、胸痛的突发事件概率低;“3”代表心肺功能为III级,代表受试者基本不发生气促、胸闷、胸痛的突发事件。

一种量化心肺系统交互作用的分析方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种量化心肺系统交互作用的分析方法,具体是涉及一种将心脏、血管、呼吸系统的监测数据借由频谱分析方法和信息学分析方法来量化心肺交互作用的方法。

背景技术

[0002] 心肺交互作用通常也称为心肺耦合,是指心血管循环系统与呼吸系统之间的协调机制及其相互作用。在睡眠过程中,人体循环稳态的维持主要依靠呼吸系统和心血管系统的协调工作:呼吸系统保证氧气交换,心血管系统则保证血液运输。这两大系统间存在明显的交互作用,呼吸运动加深变慢能通过心血管反射系统增加心率变异性、增加静脉回流,增加血氧饱和度、降低外周阻力等。心肺系统间耦合涉及到中枢神经系统、压力感受器以及血液动力学变化,其蕴含的生理信息可以用来辨识人体健康状态,也可以用于评估自主神经系统功能,用于睡眠质量定量测量和睡眠呼吸事件的检测等。

[0003] 目前研究人体睡眠循环稳态,较多的是采用单一生理参数研究某个系统的变化。如对单导联心电信号进行心率变异性分析研究心血管自主神经调节功能状态,监控呼吸气流信号评估睡眠呼吸紊乱研究呼吸系统节律性。但是,人体是一个复杂的联合系统,这种单变量的分析方法往往不能反映系统之间重要的内在联系,不能准确全面地描述各系统的功能状态。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于针对上述存在问题和不足,提供一种量化心肺系统交互作用的分析方法,该方法基于睡眠状态下同步采集人体的体表心电信号、脉搏波信号及呼吸气流信号,提取得到4种时间序列,采用多变量的频域和信息学分析方法量化心肺交互作用强度和作用方向。

[0005] 本发明的技术方案是这样实现的:

本发明所述的量化心肺系统交互作用的分析方法,其特点是包括以下步骤:

1)采集受试者夜间睡眠7小时的体表心电信号、呼吸气流信号及食指末端的脉搏波信号,并根据R&K标准进行睡眠分期标记:REM(快动眼睡眠期),NREM(非快动眼睡眠期);

2)对采集的体表心电信号逐拍提取RR间期序列 $\{RR_i, i=1, 2, 3, \dots, N\}$,对采集的脉搏波信号逐拍提取PP间期序列 $\{PP_i, i=1, 2, 3, \dots, N\}$,对采集的呼吸气流信号逐拍提取RA间期序列 $\{RA_i, i=1, 2, 3, \dots, N\}$,并根据同步的体表心电信号和脉搏波信号,计算脉搏波传导时间PTT序列 $\{PTT_i, i=1, 2, 3, \dots, N\}$;

3)同步截取上述4种时间序列在REM或NREM睡眠状态下的连续5分钟片段序列;

4)从截取的4种时间序列的连续5分钟片段序列中提取2个特征参数,作为受试者不同睡眠深度下的心血管及肺系统的功能变化的判断指标;

5)将截取的4种时间序列的连续5分钟片段序列进行特定配对,并提取1个特征参数,作

为受试者夜间睡眠的心血管及肺系统交互作用的判断指标；

6)建立神经网络心肺系统交互作用评估模型,将上述提取的3个特征参数作为神经输入矢量,训练神经网络,确定神经网络参数；

7)利用训练完成的神经网络对受试者进行心肺功能评估。

[0006] 其中,所述步骤2)中的脉搏波传导时间PTT序列为同一心动周期的心电R波到脉搏波上升沿一阶导数最大值的时间差。

[0007] 所述步骤5)中将截取的4种时间序列的连续5分钟片段序列进行特定配对的配对方式如下：

a、RR间期序列与RA间期序列；b、PP间期序列与RA间期序列；c、PTT序列与RA间期序列。

[0008] 所述步骤4)中提取的2个特征参数：

第一个特征参数为：计算REM和NREM两种睡眠状态下的4种时间序列的低频带香农熵ShEnL；

所述低频带香农熵ShEnL的计算方法是：将REM或NREM睡眠状态下同步截取的4种时间序列的连续5分钟片段序列通过通带带宽为0.04Hz~0.15Hz的滤波器,获取低频带序列,再计算香农熵ShEn,即得到该睡眠状态下的低频带香农熵ShEnL；

第二个特征参数为：计算REM和NREM两种睡眠状态下的4种时间序列的高频带香农熵ShEnH；

所述高频带香农熵ShEnH的计算方法是：将REM或NREM睡眠状态下同步截取的4种时间序列的连续5分钟片段序列通过通带带宽为0.15Hz~0.4Hz的滤波器,获取高频带序列,再计算香农熵ShEn,即得到该睡眠状态下的低频带香农熵ShEnH。

[0009] 所述步骤5)中提取的1个特征参数为：计算REM和NREM两种睡眠状态下特定配对序列间的传递熵TE；

所述传递熵TE包括：

TEa1:REM或NREM睡眠状态下同步5分钟RR间期序列到RA间期序列的传递熵TE；

TEa2:REM或NREM睡眠状态下同步5分钟RA间期序列到RR间期序列的传递熵TE；

TEb1:REM或NREM睡眠状态下同步5分钟PP间期序列到RA间期序列的传递熵TE；

TEb2:REM或NREM睡眠状态下同步5分钟RA间期序列到PP间期序列的传递熵TE；

TEc1:REM或NREM睡眠状态下同步5分钟PTT序列到RA间期序列的传递熵TE；

TEc2:REM或NREM睡眠状态下同步5分钟RA间期序列到PTT序列的传递熵TE。

[0010] 所述步骤6)中神经网络心肺系统交互作用评估模型的构建是：

构建3-N-1三层的神经网络,即输入层为3个神经元,输出层为1个神经元,中间层为N个神经元,其中N可调；

所述输入层的3个神经元为：低频带香农熵ShEnL、高频带香农熵ShEnH和传递熵TE；

所述神经网络的构建步骤如下：

a1:输入训练样本的3个特征参数,中间层神经元从1开始,检查比较输出误差与期望误差；

a2:若输出误差没有达到期望误差,神经网络中间层神经元个数自动增加1,重复此过程直到训练得到期望误差为止；

其中,可通过大样本和最大梯度法确定神经网络的权值参数和阈值。

[0011] 所述步骤7)中对受试者进行心肺功能评估的方法是:将受试者的REM和NREM两种睡眠状态下的低频带香农熵ShEnL、高频带香农熵ShEnH和传递熵TE的特征值输入到训练完成的神经网络中,获得受试者心肺交互作用的功能分级,所述神经网络的输出层神经元的输出采用“1,2,3”代表受试者的心肺功能状态,其中“1”代表心肺功能为I级,代表受试者发生气促、胸闷、胸痛的突发事件概率高;“2”代表心肺功能为II级,代表受试者发生气促、胸闷、胸痛的突发事件概率低;“3”代表心肺功能为III级,代表受试者基本不发生气促、胸闷、胸痛的突发事件。

[0012] 本发明与现有技术相比,具有如下有益效果:

本发明利用多变量时间序列分析技术来分析心肺耦合,对心动周期,呼吸,血压等多个变量采用频域和信息学的分析方法进行分析,很好地弥补了单变量的分析不足,从而更精确更全面地量化心肺系统间的复杂的调节机制,而且这不仅量化心肺交互作用的耦合强度,还能对心肺交互作用的方向进行判断,对机体健康状态相关的生理病理信息描述更加详细精确,对心肺耦合分析评价自主神经系统功能、定量评价睡眠质量及检测睡眠呼吸事件等具有极大的帮助。

[0013] 下面结合附图对本发明作进一步的说明。

附图说明

[0014] 图1是本发明的系统框图。

[0015] 图2是本发明的实验流程框图。

[0016] 图3是本发明实验提取心电、脉搏波、呼吸信号序列的示意图。

[0017] 图4是本发明脉搏传导时间的计算方法表示图。

[0018] 图5是本发明神经网络的原理结构图。

具体实施方式

[0019] 如图1和图2所示,本发明所述的量化心肺系统交互作用的分析方法,包括以下步骤:

1)利用多导生理记录仪采集受试者夜间睡眠7小时的体表心电信号、呼吸气流信号及食指末端的脉搏波信号,并根据R&K标准进行睡眠分期标记:REM(快动眼睡眠期),NREM(非快动眼睡眠期);

2)如图3所示,对采集的体表心电信号逐拍提取RR间期序列 $\{RR_i, i=1, 2, 3, \dots, N\}$,对采集的脉搏波信号逐拍提取PP间期序列 $\{PP_i, i=1, 2, 3, \dots, N\}$,对采集的呼吸气流信号逐拍提取RA间期序列 $\{RA_i, i=1, 2, 3, \dots, N\}$;并根据同步的体表心电信号和脉搏波信号,计算脉搏波传导时间PTT序列 $\{PTT_i, i=1, 2, 3, \dots, N\}$,所述的脉搏波传导时间PTT序列为同一心动周期的心电R波到脉搏波上升沿一阶导数最大值的时间差,如图4所示是本发明脉搏波传导时间的计算方法;

3)同步截取上述4种时间序列在相同睡眠状态下(即REM或NREM睡眠状态)的连续5分钟片段序列,构成同步分段矩阵 $\{RR_{ij}\}, \{PP_{ij}\}, \{PTT_{ij}\}, \{RA_{ij}\}$,其中 $i=0$ 代表“快动眼睡眠期”, $i=1$ 代表“非快动眼睡眠期”, $j=1, 2, 3, \dots, N$,且分段矩阵中相对应每一列代表同步截取RR,PP,PTT,RA的5分钟长度的时间序列;

4)从截取的4种时间序列的连续5分钟片段序列中提取2个特征参数,作为受试者不同睡眠深度下的心血管及肺系统的功能变化的判断指标;其具体步骤如下:

a1:对分段矩阵 $\{RR_{ij}\}, \{PP_{ij}\}, \{PTT_{ij}\}, \{RA_{ij}\}$ (其中 $i=0$ 代表“快动眼睡眠期”, $i=1$ 代表“非快动眼睡眠期”, $j = 1, 2, 3, \dots, N$)中的每一列5分钟序列通过通带带宽为 $0.04\text{Hz} \sim 0.15\text{Hz}$ 的滤波器,获取低频带序列;

a2:再计算低频带序列的香农熵ShEn,得到作为第一个特征参数的低频带香农熵ShEnL;

a3:同时将所述的4种5分钟序列片段通过通带带宽为 $0.15\text{Hz} \sim 0.4\text{Hz}$ 的滤波器,获取高频带序列;

a4:再计算高频带序列的香农熵ShEn,得到作为第二个特征参数的高频带香农熵ShEnH;

具体的按照以下公式计算上述香农熵ShEn:

$$H(x) = -\sum_{i=1}^n P(x_i) \log_2 P(x_i), i=1, 2, \dots, n, P(x_i) \text{ 代表随机变量中某一特定值时的发生概率; } x \text{ 是5分钟序列;}$$

5)将截取的4种时间序列的连续5分钟片段序列进行特定配对,并提取1个特征参数,作为受试者夜间睡眠的心血管及肺系统交互作用的判断指标;其中,特定配对的配对方式为:

a、RR间期序列与RA间期序列;b、PP间期序列与RA间期序列;c、PTT序列与RA间期序列;

而且,所述提取的1个特征参数为:特定配对序列间的传递熵TE;其中,计算REM和NREM两种睡眠状态下特定配对序列间的传递熵TE包括:

TEa1:REM或NREM睡眠状态下同步5分钟RR间期序列到RA间期序列的传递熵TE;

TEa2:REM或NREM睡眠状态下同步5分钟RA间期序列到RR间期序列的传递熵TE;

TEb1:REM或NREM睡眠状态下同步5分钟PP间期序列到RA间期序列的传递熵TE;

TEb2:REM或NREM睡眠状态下同步5分钟RA间期序列到PP间期序列的传递熵TE;

TEc1:REM或NREM睡眠状态下同步5分钟PTT序列到RA间期序列的传递熵TE;

TEc2:REM或NREM睡眠状态下同步5分钟RA间期序列到PTT序列的传递熵TE;

具体的按照以下公式计算x到y的传递熵TE:

$$T_{x \rightarrow y} = \sum_{y_{i-1}, y_i, x_{i-1}} P(y_i, y_{i-1}, x_{i-1}) \log_2 \frac{P(y_i | y_{i-1}, x_{i-1})}{P(y_i | y_{i-1})}, i=1, 2, \dots, n, \text{ 其中 } P(y_i, y_{i-1}, x_{i-1}) \text{ 表示状态 } (y_{i-1}, x_{i-1}) \text{ 到状态 } y_i \text{ 的转移概率; } P(y_i | y_{i-1}, x_{i-1}) \text{ 表示状态 } (y_{i-1}, x_{i-1}) \text{ 到状态 } y_i \text{ 的条件概率; } P(y_i | y_{i-1}) \text{ 表示状态 } y_{i-1} \text{ 到状态 } y_i \text{ 的条件概率; } x \text{ 和 } y \text{ 是特定配对的5分钟序列;}$$

6)如图5所示,建立神经网络心肺系统交互作用评估模型,将上述提取的3个特征参数作为神经输入矢量,训练神经网络,确定神经网络参数;其中,神经网络心肺系统交互作用评估模型的构建是:

构建3-N-1三层的神经网络,即输入层为3个神经元,输出层为1个神经元,中间层为N个神经元,其中N可调;

所述输入层的3个神经元为:低频带香农熵ShEnL、高频带香农熵ShEnH和传递熵TE;

所述神经网络的构建步骤如下：

a1:输入训练样本的3个特征参数,中间层神经元从1开始,检查比较输出误差与期望误差;

a2:若输出误差没有达到期望误差,神经网络中间层神经元个数自动增加1,重复此过程直到训练得到期望误差为止;

其中,可通过大样本和最大梯度法确定神经网络的权值参数和阈值。

[0020] 7)利用训练完成的神经网络对受试者进行心肺功能评估,其方法是:将受试者的REM和NREM两种睡眠状态下的低频带香农熵ShEnL、高频带香农熵ShEnH和传递熵TE的特征值输入到训练完成的神经网络中,获得受试者心肺交互作用的功能分级,所述神经网络的输出层神经元的输出采用“1,2,3”代表受试者的心肺功能状态,其中“1”代表心肺功能为I级,代表受试者发生气促、胸闷、胸痛的突发事件概率高;“2”代表心肺功能为II级,代表受试者发生气促、胸闷、胸痛的突发事件概率低;“3”代表心肺功能为III级,代表受试者基本不发生气促、胸闷、胸痛的突发事件。

[0021] 通过本发明提出的量化心肺交互作用的分析方法,具有如下有益的效果:利用多变量时间序列分析技术来分析心肺耦合,对心动周期,呼吸,血压等多个变量采用频域和信息学的分析方法进行分析,可以弥补单变量的分析不足,更精确更全面的量化心肺系统间的复杂的调节机制。这不仅量化心肺交互作用的耦合强度,还能对心肺交互作用得方向进行判断,对机体健康状态相关的生理病理信息描述更加详细精确,对心肺耦合分析评价自主神经系统功能、定量评价睡眠质量、检测睡眠呼吸事件等具有极大的帮助。

[0022] 本发明是通过实施例来描述的,但并不对本发明构成限制,参照本发明的描述,所公开的实施例的其他变化,如对于本领域的专业人士是容易想到的,这样的变化应该属于本发明权利要求限定的范围之内。

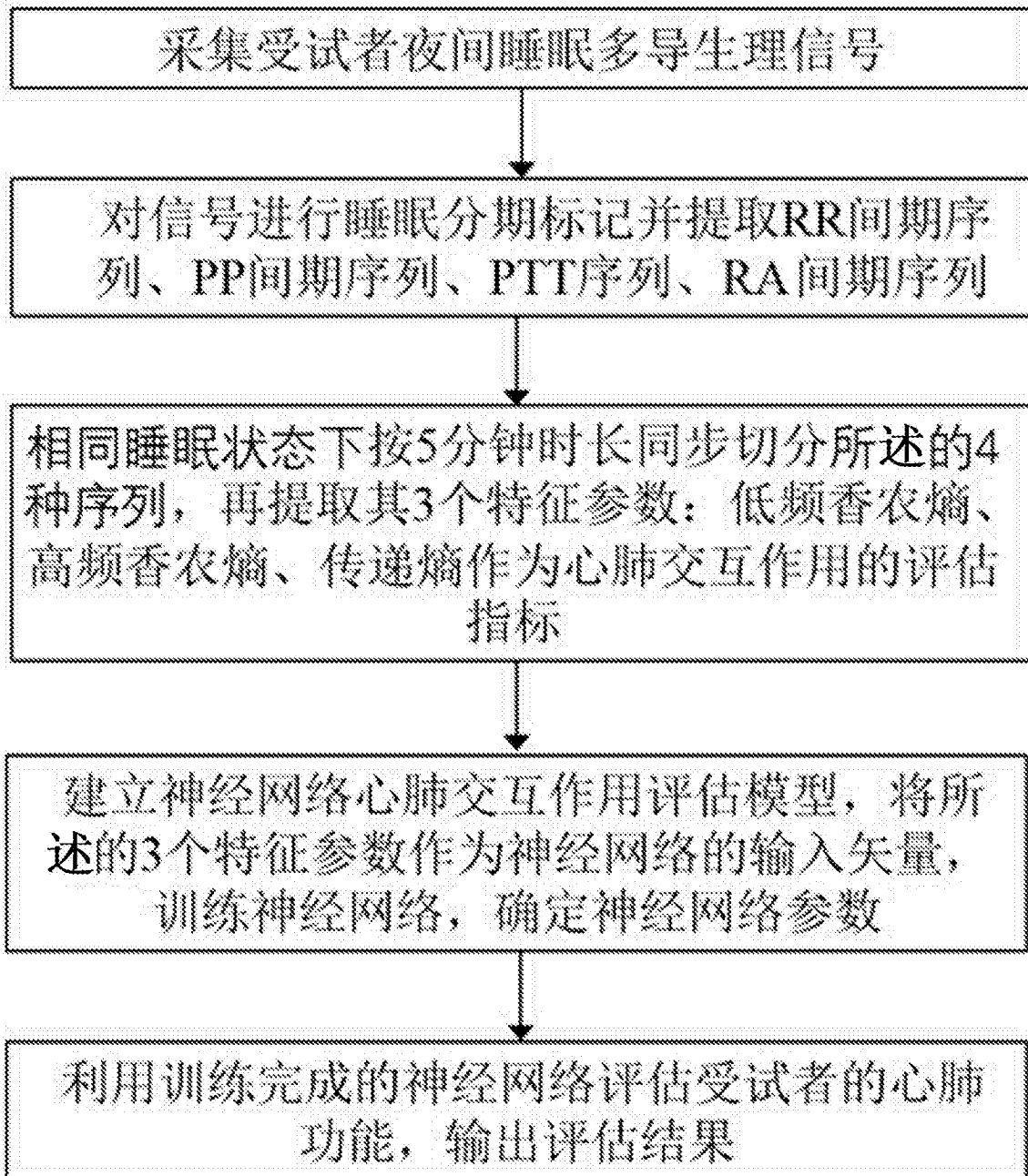


图1

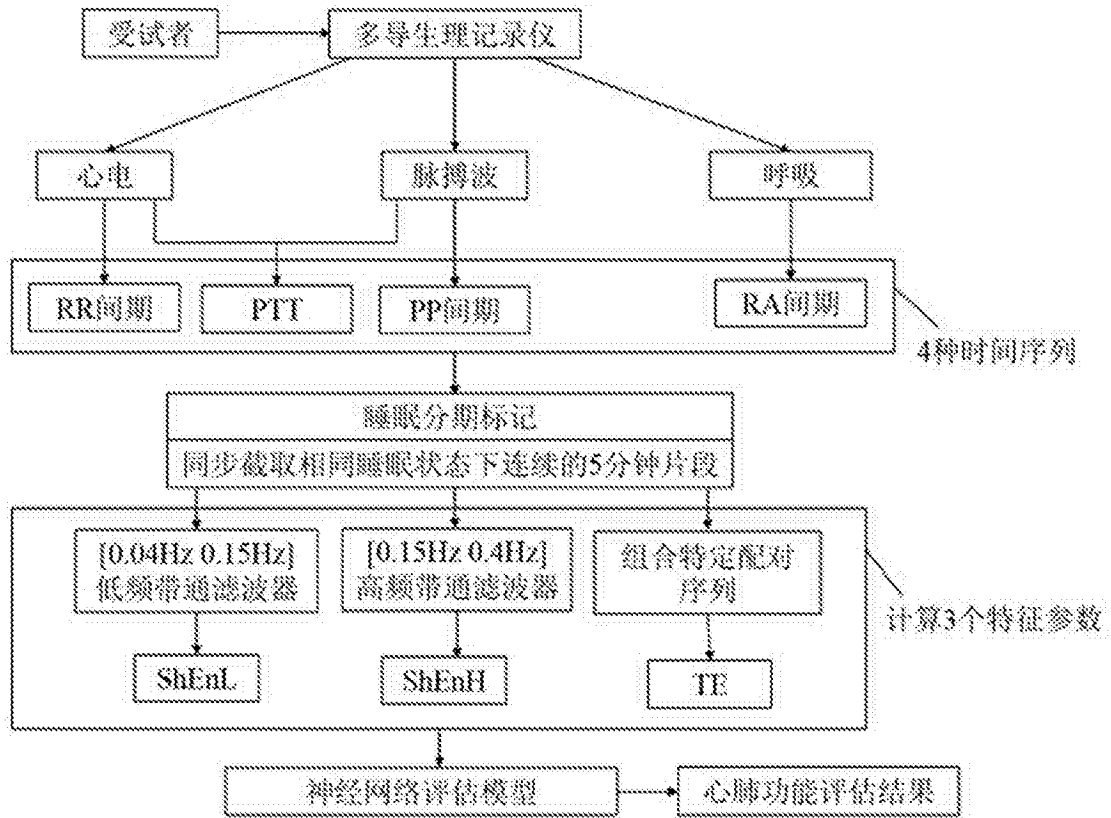


图2

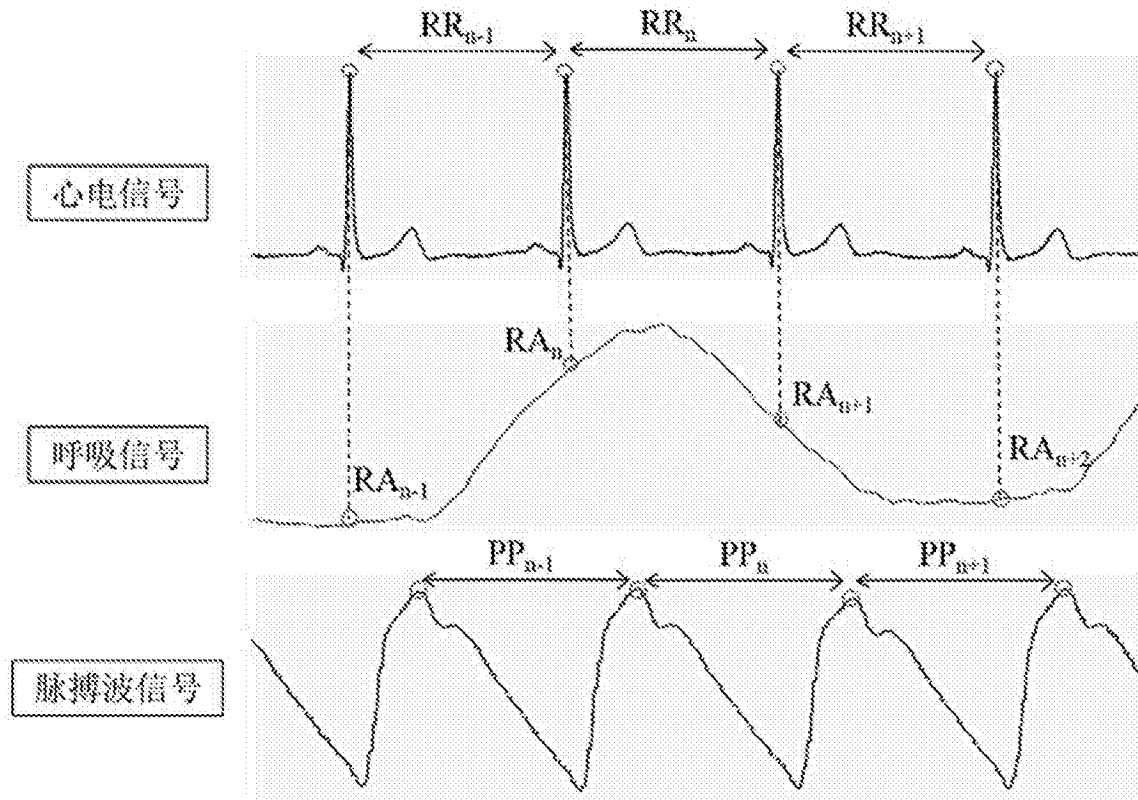


图3

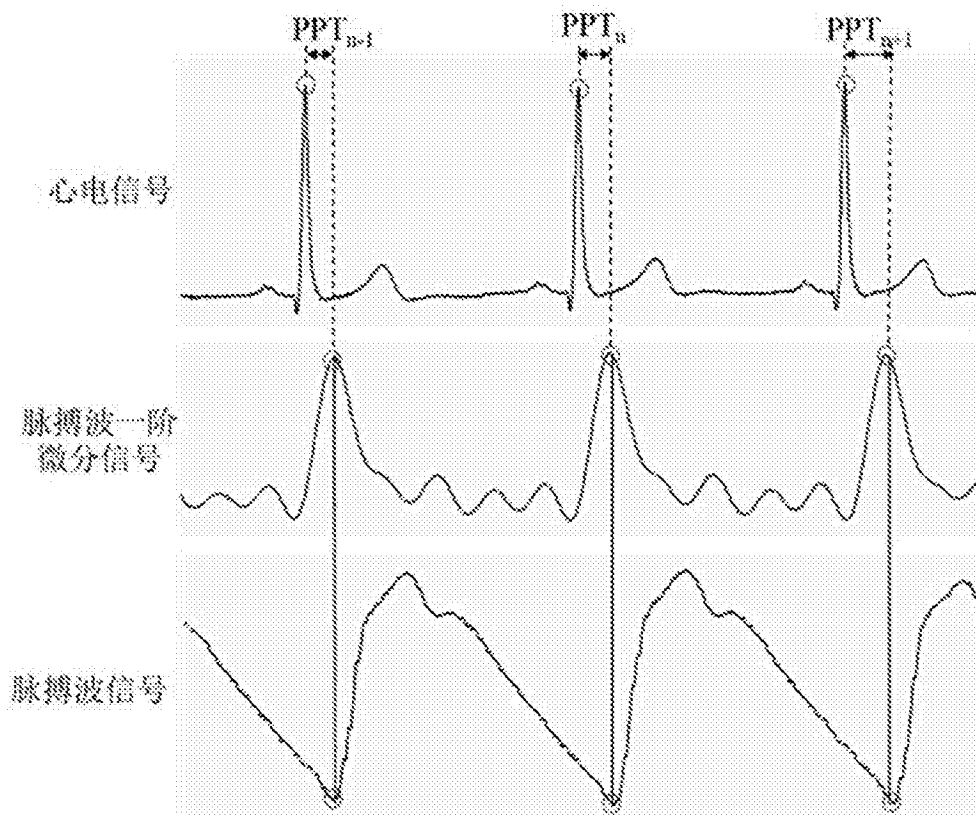


图4

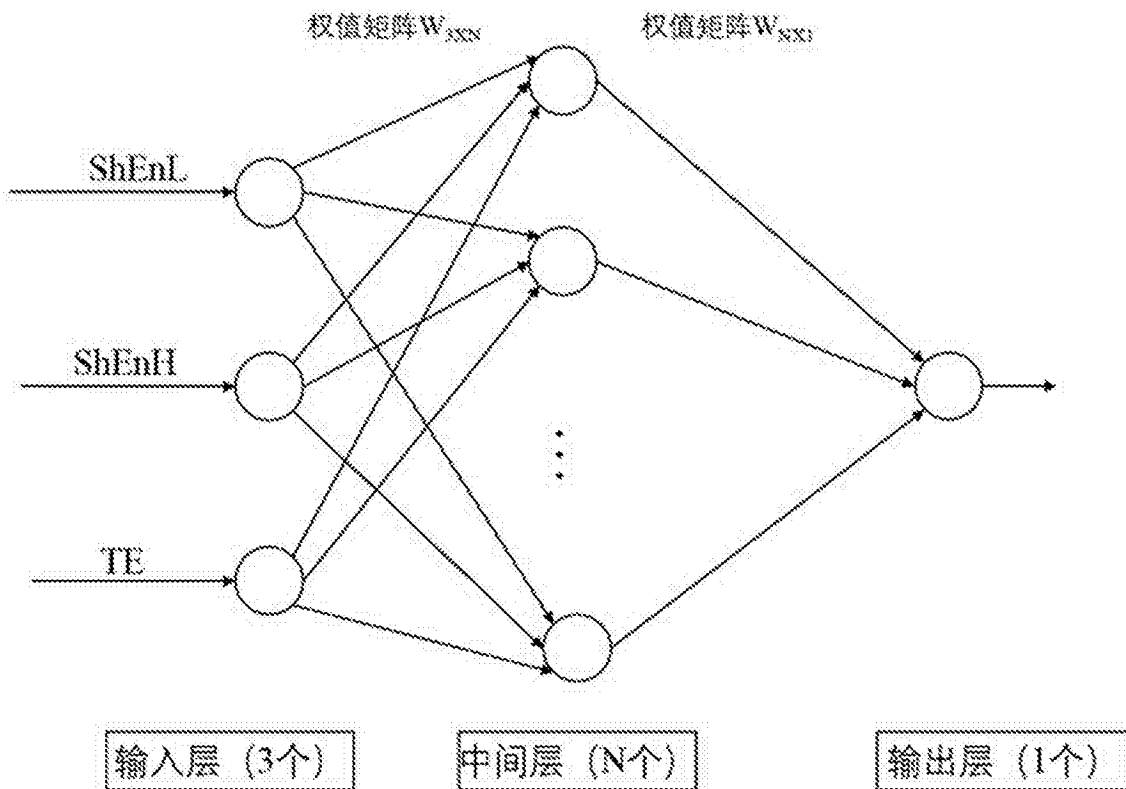


图5

专利名称(译)	一种量化心肺系统交互作用的分析方法		
公开(公告)号	CN106264499A	公开(公告)日	2017-01-04
申请号	CN201610727847.9	申请日	2016-08-26
[标]申请(专利权)人(译)	中山大学		
申请(专利权)人(译)	中山大学		
当前申请(专利权)人(译)	中山大学		
[标]发明人	蒋庆 郑莲容 刘官正		
发明人	蒋庆 郑莲容 刘官正		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/02108 A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/087 A61B5/4035 A61B5/4809 A61B5/4812 A61B5/4815 A61B5/7264 A61B5/7271		
代理人(译)	刘卉		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种量化心肺系统交互作用的分析方法，包括：采集受试者夜间睡眠多导生理信号；将信号进行睡眠分期标记并提取RR间期序列、PP间期序列、PTT序列、RA间期序列；相同睡眠状态下按5分钟时长同步切分所述4种序列，再提取其3个特征参数：低频香农熵、高频香农熵、传递熵；训练神经网络，确定神经网络参数，建立神经网络心肺交互作用评估模型；利用训练完成的神经网络评估受试者的心肺功能，输出评估结果。本发明利用多变量时间序列分析技术来分析心肺耦合，对心动周期，呼吸，血压等多个变量采用频域和信息学的分析方法进行分析，很好地弥补了单变量的分析不足，从而更精确更全面地量化心肺系统间的复杂的调节机制，而且这不仅量化心肺交互作用的耦合强度，还能对心肺交互作用的方向进行判断。

