



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108175382 A

(43)申请公布日 2018.06.19

(21)申请号 201810024192.8

(22)申请日 2018.01.10

(71)申请人 深圳先进技术研究院

地址 518000 广东省深圳市西丽大学城学
苑大道1068号

(72)发明人 周小林

(74)专利代理机构 北京超凡志成知识产权代理
事务所(普通合伙) 11371

代理人 王文红

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

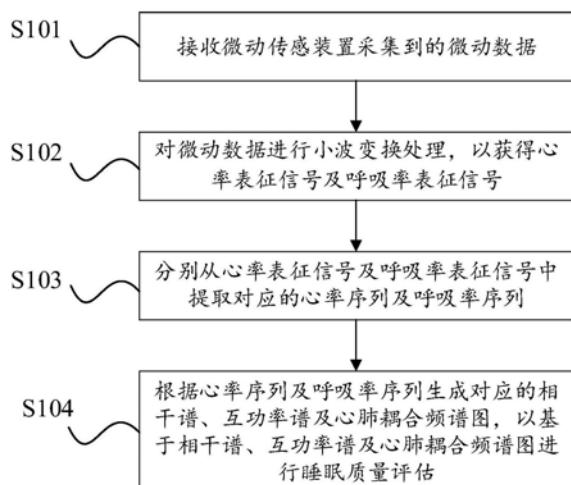
权利要求书2页 说明书9页 附图3页

(54)发明名称

基于CPC的非接触式睡眠评估方法及装置

(57)摘要

本发明实施例提供的一种基于CPC的非接触式睡眠评估方法及装置。其中，所述方法通过接收根据人体器官微小振动信号生成微动数据。对微动数据进行多分辨率小波变换处理，以获得心率表征信号及呼吸率表征信号，并分别从心率表征信号及呼吸率表征信号中提取对应的心率序列及呼吸率序列。根据心率序列及呼吸率序列生成对应的相干谱、互功率谱及心肺耦合频谱图，进行睡眠评估。无需采集多种类的体征参数，降低了数据采集的维度和难度，也降低了设备的成本，便于推广。同时，由于采用对器官的微动数据进行多分辨率小波变换处理，以分离出心率表征信号及呼吸率表征信号；因此，无需微动传感装置与人体体表接触，避免对受试者影响。



1. 一种基于CPC的非接触式睡眠评估方法,其特征在于,应用于电子设备,所述电子设备与微动传感装置电性连接,所述方法包括:

接收所述微动传感装置采集到的微动数据,其中,所述微动数据由所述微动传感装置根据人体器官微小振动信号生成;

对所述微动数据进行多分辨率小波变换处理,以获得心率表征信号及呼吸率表征信号;

分别从所述心率表征信号及呼吸率表征信号中提取对应的心率序列及呼吸率序列;

根据所述心率序列及呼吸率序列生成对应的相干谱、互功率谱及心肺耦合频谱图,以基于相干谱、互功率谱及心肺耦合频谱图进行睡眠评估。

2. 如权利要求1所述的基于CPC的非接触式睡眠评估方法,其特征在于,所述对所述微动数据进行多分辨率小波变换处理的步骤包括:

利用连续小波变换从所述微动数据中分解出第一心跳信号及第一呼吸信号;

分别利用离散二进制小波变换对所述第一心跳信号及第一呼吸信号进行处理,以获得第二心跳信号及第二呼吸信号;

分别根据所述第二心跳信号及第二呼吸信号,利用对应的二进制小波逆变换,获取对应的所述心率表征信号及呼吸率表征信号。

3. 如权利要求2所述的基于CPC的非接触式睡眠评估方法,其特征在于,所述连续小波变换包括针对心跳信号的连续小波变换及针对呼吸信号的连续小波变换,所述方法还包括:

根据预先选中的小波基函数、所述微动传感装置的采样频率及心跳能量频率区间获取对应的第一尺度因子;

根据所述第一尺度因子及所述小波基函数,确定所述针对心跳信号的连续小波变换,其中,所述针对心跳信号的连续小波变换用于从所述微动数据中分解出所述第一心跳信号;

根据预先选中的小波基函数、所述微动传感装置的采样频率及呼吸能量频率区间获取对应的第二尺度因子;

根据所述第二尺度因子及所述小波基函数,确定所述针对呼吸信号的连续小波变换,其中,所述针对呼吸信号的连续小波变换用于从所述微动数据中分解出所述第一呼吸信号。

4. 如权利要求2所述的基于CPC的非接触式睡眠评估方法,其特征在于,分别从所述心率表征信号及呼吸率表征信号中提取对应的心率序列及呼吸率序列包括:

根据预先确定的心跳相位延迟对所述第二心跳信号进行调整;

根据预先确定的呼吸相位延迟对所述第二呼吸信号进行调整;

分别根据调整后的所述第二心跳信号及第二呼吸信号获取在相位上同步的所述心率序列及所述呼吸率序列。

5. 如权利要求4所述的基于CPC的非接触式睡眠评估方法,其特征在于,从调整后的所述第二心跳信号中提取所述心率序列的步骤包括:

采用预设的牛顿-科特斯差分滤波器对调整后的所述第二心跳信号进行处理,以获得第三心跳信号,其中所述预设的牛顿-科特斯差分滤波器根据所述微动传感装置的采样频

率确定；

将所述第三心跳信号依次进行平方非线性处理及2的预选幂次点移动平均处理，其中，所述预选幂次根据所述微动传感装置的采样频率确定；

采用阈值法从处理后的所述第三心跳信号中获取所述心率表征信号。

6. 如权利要求4所述的基于CPC的非接触式睡眠评估方法，其特征在于，从调整后的所述第二呼吸信号中提取所述呼吸率序列的步骤包括：

采用过零点法从所述第二呼吸信号中提取所述呼吸率序列。

7. 如权利要求1所述的基于CPC的非接触式睡眠评估方法，其特征在于，所述根据所述心率序列及呼吸率序列生成对应的相干谱、互功率谱及心肺耦合频谱图的步骤包括：

分别消除所述心率序列及呼吸率序列中的异常值；

根据消除异常值的所述心率序列及呼吸率序列，生成归一化的相干谱、互功率谱及心肺耦合频谱图。

8. 如权利要求7所述的基于CPC的非接触式睡眠评估方法，其特征在于，所述分别消除所述心率序列及呼吸率序列中的异常值的步骤包括：

采用滑动窗口中值算法分别对所述心率序列及呼吸率序列进行处理，以消除所述心率序列及呼吸率序列中的异常值。

9. 一种基于CPC的非接触式睡眠评估装置，其特征在于，应用于电子设备，所述电子设备与微动传感装置电性连接，所述装置包括：

接收模块，用于接收所述微动传感装置采集到的微动数据，其中，所述微动数据由所述微动传感装置根据人体器官微小振动信号生成；

处理模块，用于对所述微动数据进行多分辨率小波变换处理，以获得心率表征信号及呼吸率表征信号；

提取模块，用于分别从所述心率表征信号及呼吸率表征信号中提取对应的心率序列及呼吸率序列；

生成模块，用于根据所述心率序列及呼吸率序列生成对应的相干谱、互功率谱及心肺耦合频谱图，以基于相干谱、互功率谱及心肺耦合频谱图进行睡眠评估。

10. 如权利要求9所述的基于CPC的非接触式睡眠评估装置，其特征在于，所述处理模块包括：

第一处理子模块，用于利用连续小波变换从所述微动数据中分解出第一心跳信号及第一呼吸信号；

第二处理子模块，用于分别利用离散二进制小波变换对所述第一心跳信号及第一呼吸信号进行处理，以获得第二心跳信号及第二呼吸信号；

第三处理子模块，用于分别根据所述第二心跳信号及第二呼吸信号，利用对应的二进制小波逆变换，获取对应的所述心率表征信号及呼吸率表征信号。

基于CPC的非接触式睡眠评估方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医学领域,具体而言,涉及基于CPC的非接触式睡眠评估方法及装置。

背景技术

[0002] 睡眠在人的一生中占据一个重要的角色。睡眠的好坏会直接影响人们的生活。同时,随着对睡眠及睡眠障碍疾病相关的疾病的危害的日益清晰,人们也越发关注自身的睡眠质量及睡眠过程中的呼吸暂停情况。

[0003] 而当前分析、诊断的临床“金标准”是多导睡眠监测系统 (Polysomnography, PSG)。采用PSG监测通常需要获取多类体征参数,例如,脑电图、眼电图、肌电图、鼻气流信息、胸部及腹部运动、血氧饱和度Sp02信息、心电图、血压信息、鼾声记录等。一般需在受试者身上粘贴多达十几枚电极,这会给受试者的正常睡眠形成干扰,影响受试者的生理和心理状态,同时也容易形成“首夜效应”,从而使得检测结果出现偏离。同时,PSG价格相对昂贵,信号采集复杂,需有专业培训人员操作。不利于在普通中小医院和居家普及。

发明内容

[0004] 本发明实施例提供一种基于CPC的非接触式睡眠评估方法及装置,以改善上述问题。

[0005] 为了实现上述目的,本发明实施例采用的技术方案如下:

[0006] 第一方面,本发明实施例提供了一种基于CPC的非接触式睡眠评估方法,应用于电子设备,所述电子设备与微动传感装置电性连接,所述方法包括:接收所述微动传感装置采集到的微动数据,其中,所述微动数据由所述微动传感装置根据人体器官微小振动信号生成;对所述微动数据进行多分辨率小波变换处理,以获得心率表征信号及呼吸率表征信号;分别从所述心率表征信号及呼吸率表征信号中提取对应的心率序列及呼吸率序列;根据所述心率序列及呼吸率序列生成对应的相干谱、互功率谱及心肺耦合频谱图,以基于相干谱、互功率谱及心肺耦合频谱图进行睡眠评估。

[0007] 第二方面,本发明实施例提供了一种基于CPC的非接触式睡眠评估装置,应用于电子设备,所述电子设备与微动传感装置电性连接,所述装置包括:接收模块,用于接收所述微动传感装置采集到的微动数据,其中,所述微动数据由所述微动传感装置根据人体器官微小振动信号生成;处理模块,用于对所述微动数据进行多分辨率小波变换处理,以获得心率表征信号及呼吸率表征信号;提取模块,用于分别从所述心率表征信号及呼吸率表征信号中提取对应的心率序列及呼吸率序列;生成模块,用于根据所述心率序列及呼吸率序列生成对应的相干谱、互功率谱及心肺耦合频谱图,以基于相干谱、互功率谱及心肺耦合频谱图进行睡眠评估。

[0008] 与现有技术相比,本发明实施例提供的一种基于CPC的非接触式睡眠评估方法,通过接收所述微动传感装置反馈的根据人体器官微小振动信号生成的微动数据。再对所述微动数据进行多分辨率小波变换处理,以分离出心率表征信号及呼吸率表征信号。并根据从

所述心率表征信号及呼吸率表征信号中提取的心率序列及呼吸率序列生成对应的相干谱、互功率谱及心肺耦合频谱图,以基于相干谱、互功率谱及心肺耦合频谱图进行睡眠评估。无需采集多种类的体征参数,降低了数据采集的维度和难度,也降低了设备的成本,便于推广。同时,由于采用对所述微动数据进行多分辨率小波变换处理,以分离出心率表征信号及呼吸率表征信号,因此,无需微动传感装置设置于人体体表,避免对受试者影响。

[0009] 本发明的其他特征和优点将在随后的说明书中阐述,并且,部分地从说明书中变得显而易见,或者通过实施本发明而了解。本发明的目的和其他优点在说明书、权利要求书以及附图中所特别指出的结构来实现和获得。

[0010] 为使本发明的上述目的、特征和优点能更明显易懂,下文特举较佳实施例,并配合所附附图,作详细说明如下。

附图说明

[0011] 为了更清楚地说明本发明实施例的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍,应当理解,以下附图仅示出了本发明的某些实施例,因此不应被看作是对范围的限定,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他相关的附图。

[0012] 图1示出了本发明较佳实施例提供的应用环境的示意图。

[0013] 图2为本发明较佳实施例提供的电子设备的示意图。

[0014] 图3为本发明较佳实施例提供的一种基于CPC的非接触式睡眠评估方法的流程图。

[0015] 图4为图3中的步骤S102的子步骤流程图。

[0016] 图5为本发明较佳实施例提供的一种基于CPC的非接触式睡眠评估装置的示意图。

[0017] 图6为图5中处理模块的功能子模块示意图。

[0018] 图标:100-电子设备;200-基于CPC的非接触式睡眠评估装置;300-微动传感装置;111-存储器;112-存储控制器;113-处理器;114-外设接口;115-输入输出单元;116-显示单元;201-接收模块;202-处理模块;2021-第一处理子模块;2022-第二处理子模块;2023-第三处理子模块;203-提取模块;204-生成模块。

具体实施方式

[0019] 下面将结合本发明实施例中附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。通常在此处附图中描述和示出的本发明实施例的组件可以以各种不同的配置来布置和设计。因此,以下对在附图中提供的本发明的实施例的详细描述并非旨在限制要求保护的本发明的范围,而是仅仅表示本发明的选定实施例。基于本发明的实施例,本领域技术人员在没有做出创造性劳动的前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0020] 应注意到:相似的标号和字母在下面的附图中表示类似项,因此,一旦某一项在一个附图中被定义,则在随后的附图中不需要对其进行进一步定义和解释。同时,在本发明的描述中,术语“第一”、“第二”等仅用于区分描述,而不能理解为指示或暗示相对重要性。

[0021] 睡眠在人的一生中占据一个重要的角色。睡眠的好坏会直接影响人们的生活。同时,随着对睡眠及睡眠障碍疾病相关的疾病的危害的日益清晰,人们也越发关注自身的睡

眠质量及呼吸暂停情况。

[0022] 为了更好的对睡眠研究及监测,哈弗医学院的睡眠中心的R.J.Thomas与交叉医学团队的学者们提出了一种利用心电ECG信号和从心电QRS复合波幅值序列中导出呼吸信号(ECG-Derived Respiration,EDR)的算法来评估睡眠,即心肺耦合分析方法(Cardiotopulmonary Coupling,CPC)。CPC互功率谱指出其高频、低频与极低频部分的能量比例不同,可用于反映睡眠期间的结构(深度睡眠)及睡眠事件(呼吸紊乱及睡眠呼吸低通气)。但是,基于EDR原理的CPC心肺耦合技术存在的主要不足点是ECG心电的QRS群波导出的EDR呼吸信号的质量往往不高,同时EDR导出的呼吸信号与测量对象的个体差异性高度相关、导出的呼吸时间序列可能存在容易受环境、受试者个体心理、生理等各种因素影响的问题,这直接会影响基于心电ECG的心肺耦合技术的测量效果和分析的准确性。

[0023] 为了降低了数据采集的维度和难度,也降低了设备的成本,便于推广。也为了避免睡眠评估结果受到个体差异性的影响。本发明实施例提供的一种基于CPC的非接触式睡眠评估方法及装置。

[0024] 本发明下述各实施例如无特别说明均可应用于如图1所示的环境中,如图1所示,所述电子设备100与微动传感装置300电性连接。

[0025] 上述微动传感装置300可以是高灵敏度被动式传感器。上述微动传感装置300可以安装于用于支撑卧睡状态的受试者躯干的介质“用品”之下或包含其中。上述介质“用品”可以,但不限于包括床单、枕头、床垫、床脚及被褥中的至少一个。可以根据介质“用品”的具体情况,选择微动传感装置300安装位置,例如,可以安装于床单与卧睡状态的受试者躯体相对的一侧,可以安装于枕头与卧睡状态的受试者头部相对的一侧,还可以嵌设于枕头内(或下)等。上述微动传感装置300可以用于接收经介质“用品”传导的由受试者的心肺等器官产生的人体器官微小振动信号。上述微动传感装置300根据接收到的人体器官微小振动信号生成微动数据,以便根据微动数据评估受试者的睡眠。具体地,微动传感装置300将人体器官微小振动信号从物理模拟信号经“模数”转换器件转换为数字化的微动数据。

[0026] 如图2所示,是上述电子设备100的方框示意图。上述电子设备100可以但不限于:个人电脑(personal computer,PC)、平板电脑、智能终端、笔记本平板电脑、车载终端等终端设备。电子设备100包括基于CPC的非接触式睡眠评估装置200、存储器111、存储控制器112、处理器113、外设接口114、输入输出单元115及显示单元116。

[0027] 所述存储器111、存储控制器112、处理器113、外设接口114、输入输出单元115及显示单元116各元件相互之间直接或间接地电性连接,以实现数据的传输或交互。例如,这些元件相互之间可通过一条或多条通讯总线或信号线实现电性连接。所述基于CPC的非接触式睡眠评估装置200包括至少一个可以软件或固件(firmware)的形式存储于所述存储器111中或固化在所述电子设备100的操作系统(operating system,OS)中的软件功能模块。所述处理器113用于执行所述存储器111中存储的可执行模块,例如所述基于CPC的非接触式睡眠评估装置200所包括的软件功能模块及计算机程序等。

[0028] 其中,所述存储器111可以是,但不限于,随机存取存储器(Random Access Memory, RAM),只读存储器(Read Only Memory, ROM),可编程只读存储器(Programmable Read-Only Memory, PROM),可擦除只读存储器(Erasable Programmable Read-Only Memory, EPROM),电可擦除只读存储器(Electric Erasable Programmable Read-Only

Memory, EEPROM) 等。其中, 存储器111用于存储程序, 处理器113在接收到执行指令后, 执行所述程序。所述处理器113以及其他可能的组件对存储器111的访问可在所述存储控制器112的控制下进行。

[0029] 所述处理器113可能是一种集成电路芯片, 具有信号的处理能力。上述的处理器可以是通用处理器, 包括中央处理器(Central Processing Unit, CPU)、网络处理器(Network Processor, NP)等; 还可以是数字信号处理器(DSP)、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)或者其他可编程逻辑器件、分立门或者晶体管逻辑器件、分立硬件组件。可以实现或者执行本发明实施例中的公开的各方法、步骤及逻辑框图。通用处理器可以是微处理器或者该处理器也可以是任何常规的处理器等。

[0030] 所述外设接口114将各种输入/输出装置(例如输入输出单元115及显示单元116)耦合至所述处理器113以及所述存储器111。在一些实施例中, 外设接口114, 处理器113以及存储控制器112可以在单个芯片中实现。在其他一些实例中, 他们可以分别由独立的芯片实现。

[0031] 所述输入输出单元115用于提供给用户输入数据实现用户与所述电子设备100的交互。所述输入输出单元115可以是, 但不限于, 虚拟键盘、鼠标等。

[0032] 所述显示单元116在所述电子设备100与用户之间提供一个交互界面(例如用户操作界面)或用于显示图像数据。在本实施例中, 所述显示单元116可以是液晶显示器或触控显示器。若为触控显示器, 其可为支持单点和多点触控操作的电容式触控屏或电阻式触控屏等。支持单点和多点触控操作是指触控显示器能感应到来自该触控显示器上一个或多个位置处产生的触控操作, 并将该感应到的触控操作交由处理器进行计算和处理。

[0033] 第一实施例

[0034] 请参照图3, 是本发明较佳实施例提供的应用于图2所示的电子设备100的基于CPC的非接触式睡眠评估方法的流程图。所述基于CPC的非接触式睡眠评估方法包括以下步骤:

[0035] 步骤S101, 接收所述微动传感装置300采集到的微动数据。

[0036] 上述微动数据由所述微动传感装置300根据人体器官微小振动信号生成。

[0037] 在本发明实施例中, 从安装在用于支撑卧睡状态的受试者躯干的介质上的微动传感装置300获取微动数据。该微动数据主要由通过介质传递的受试者心肺器官的微小振动信号生成。当然, 微动数据也可能存在受试者睡眠过程中辗转反侧产生的振动造成一定的误差。但由于睡眠过程中辗转反侧也能表征睡眠情况, 因此, 存在这样的误差对整个睡眠情况的分析具有正向的作用。

[0038] 在其他实施例中, 接收的微动数据也可以从贴制于受试者体表的微动传感装置300获取。在此, 虽然也存在受试者体表贴制采集设备, 但所需贴于体表的电极少, 对受试者造成的影响小。

[0039] 步骤S102, 对所述微动数据进行多分辨率小波变换处理, 以获得心率表征信号及呼吸率表征信号。

[0040] 在本发明实施例, 可以是先后利用连续小波变换及离散二进制小波变换对微动数据进行处理, 从微动数据中分离出心率表征信号及呼吸率表征信号。可选地, 如图4所示, 步骤S102可以包括以下步骤:

[0041] 子步骤S1021, 利用连续小波变换从所述微动数据中分解出第一心跳信号及第一

呼吸信号。

[0042] 在本实施例中,在步骤S102之前,所述方法还可以包括确定用于从微动数据中分解出第一心跳信号的针对心跳信号的连续小波变换。可选地,确定针对心跳信号的连续小波变换的方式可以是根据预先选中的小波基函数、所述微动传感装置300的采样频率及心跳能量频率区间获取对应的第一尺度因子。根据所述第一尺度因子及所述小波基函数,确定所述针对心跳信号的连续小波变换。预先选中的小波基函数对应的中心频率为在确定的尺度因子下其能量谱密度函数的峰值对应的频率。且选中的小波基函数对应的中心频率与尺度因子成反比例关系,可表述如下:

$$[0043] f = \frac{f_c F_s}{a}$$

[0044] 其中, F_s 为微动传感装置300采样频率; f_c 为选中的小波基函数对应的中心频率,且为常数。在频率空间,心跳信号的主要能量(峰值)通常在7~9Hz之间的范围内,因此可以通过上式、采样频率、对应的中心频率获得于心跳信号而言最佳的第一尺度因子。优选地,对于要获得的心跳信号在采样频率 F_s 下,选择确定小波基函数的中心频率为8Hz,-3dB带宽为3Hz来确定最优的第一尺度因子。

[0045] 进一步地,所述方法还可以包括确定用于从微动数据中分解出第一呼吸信号的针对呼吸的连续小波变换。可选地,确定针对呼吸信号的连续小波变换的方式可以是根据预先选中的小波基函数、所述微动传感装置300的采样频率及呼吸能量频率区间获取对应的第二尺度因子。根据所述第二尺度因子及所述小波基函数,确定所述针对呼吸信号的连续小波变换。确定第二尺度因子的方式与获取第一尺度因子原理相同,在此不再赘述。二者区别在于,呼吸信号的主要能量低于1Hz。优选地,获得的呼吸信号在采样频率 F_s 下,选择确定小波基函数的中心频率为0.6Hz,-3dB为0.4Hz来确定最优第二尺度因子。

[0046] 在本实施例中,根据微动数据,利用公式:

$$[0047] WT_f(a, b) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi^* \left(\frac{t-a}{a} \right) dt,$$

[0048] 分离出第一心跳信号及第一呼吸信号。其中,a是连续小波变换的尺度因子。 $WT_f(a, b)$ 为小波变换系数,表征了输入信号x(t)(即本实施例中的微动数据),在对应的尺度因子下的模极值及过零点,实际上也是表征了输入信号在尺度a上的主要特征信息。当a为第一尺度因子时, $WT_f(a, b)$ 代表第一心跳信号,当a为第二尺度因子时, $WT_f(a, b)$ 代表第一呼吸信号。b为预先设定的空间位移信息。 $\psi(t)$ 为预先选定的小波基函数。

[0049] 子步骤S1022,利用离散二进制小波变换对所述第一心跳信号及第一呼吸信号进行处理,以获得第二心跳信号及第二呼吸信号。

[0050] 在本发明实施例中,子步骤S1021本质上是采用连续小波变化对数字信号在不同频带内的信号进行优化分离。从数字信号处理的角度来看,小波基函数可以理解为数字空间内的滤波器。但物理上并不存在理想的数字滤波器用于原始信号在不同频带内的信息分离。因此,需要采用离散二进制小波变换对第一心跳信号及第一呼吸信号进行进一步优化分离。可选地,利用离散二进制小波变换的方式可以是:根据第一心跳信号及第一呼吸信号,利用公式:

$$[0051] \quad \begin{cases} X_{j,L}[n] = \sum_{k=0}^{K-1} X_{j-1,L}[2n-k] g[k], \\ X_{j,H}[n] = \sum_{k=0}^{K-1} X_{j-1,L}[2n-k] h[k] \end{cases}$$

[0052] 分别获取第二心跳信号及第二呼吸信号。当利用上式获取第二心跳信号时, $x[n]$ 代表第一心跳信号对应的离散信号。当利用上式获取第二呼吸信号时, $x[n]$ 代表第一呼吸信号对应的离散信号。 $g[k]$ 表示预先选择的离散小波变化的低通滤波器组对应的参数向量, 其可以将输入信号的高频部份滤掉而输出低频部份。 $h[k]$ 表示预先选择的离散小波变化的高通滤波器组对应的参数向量, 其可以滤掉低频部份而输出高频部份。因此, $x_{j,L}[n]$ 表示第 j 级离散小波变换对 $x[n]$ 的近似分量, $x_{j,H}[n]$ 表示第 j 级小波变换的对 $x[n]$ 的细节分量。从频率域上来看, 多层的离散二进制小波变换是反复将 $x[n]$ 在 $\left[0, \frac{F_s}{2^{j+1}}\right]$ 内的成分近似

对半的分解为近似分量(低频部分)和细节分量(高频部分)。可以看出, 通过对第一心跳信号和第一呼吸信号的多层离散二进制小波变换, 仅保留包含两种信号在给定频带范围内的主要分量部分, 抛弃其它成分(置0处理)。如此, 便可以实现消除或减少因“频率重叠”的干扰。在利用上式之前, 还需要分别确定呼吸信号及心跳信息在离散二进制小波变换中对应的分离总层级数, 在上式中 K 代表对应的分离总层级数据。优先地, 可以预先确定心跳信号的频率对应的范围为 $6 \sim 10\text{Hz}$, 并依据该范围确定心跳信号对应的分离总层级数、保留层级数及抛弃层级数(置0处理)。同理优先地, 预先确定呼吸信号的频率对应的范围为 $0.4 \sim 0.8\text{Hz}$, 并依据该范围确定呼吸信号对应的分离总层级数、保留层级数及抛弃层级数(置0处理)。在本发明实施例中, 根据第一心跳信号、心跳信号对应的分离总层级数、保留层级数及抛弃层级数, 利用上式, 获得第二心跳信号。根据第一呼吸信号、呼吸信号对应的分离总层级数、保留层级数及抛弃层级数, 利用上式, 获得第二呼吸信号。

[0053] 子步骤 S1023, 分别根据所述第二心跳信号及第二呼吸信号, 利用对应的二进制小波逆变换, 获取对应的所述心率表征信号及呼吸率表征信号。

[0054] 在本发明实施例, 利用与心跳信号的离散二进制小波变换对应的二进制小波逆变换对第二心跳信号进行处理, 以获得所述心率表征信号。利用与呼吸信号的离散二进制小波变换对应的二进制小波逆变换对第二呼吸信号进行处理, 以获得呼吸率表征信号。

[0055] 步骤 S103, 分别从所述心率表征信号及呼吸率表征信号中提取对应的心率序列及呼吸率序列。

[0056] 在本发明实施例中, 由于小波变换处理的“因果变换”会造成心率表征信号和呼吸率表征信号相对于微动数据有一定的固定相位延迟。因此, 可以根据预先确定的心跳相位延迟对所述第二心跳信号进行调整。根据预先确定的呼吸相位延迟对所述第二呼吸信号进行调整。作为一种实施方式, 上述心跳相位延迟及呼吸相位延迟可以采用计算机数学对已知信号进行多分辨率小波变换处理, 以便根据变换处理后的信号获取小波变换对应造成的固定相位延迟。再分别根据调整后的所述第二心跳信号及第二呼吸信号获取在相位上同步的所述心率序列及所述呼吸率序列。

[0057] 进一步地, 获取所述心率序列的方式可以是: 采用预设的牛顿-科特斯差分滤波器对调整后的所述第二心跳信号进行处理, 以获得第三心跳信号, 其中所述预设的牛顿-科特斯差分滤波器根据所述微动传感装置300的采样频率确定。具体地, 经下述“牛顿-柯特斯”

差分滤波器滤波：

[0058] $y[n] = (45 \Delta \delta - 9 \Delta 2\delta + \Delta 3\delta) / 60$

[0059] 进行处理，其中， $\Delta \delta = x[n+\delta] - x[n-\delta]$ 。 δ 为正整数，优选地， δ 取数值为 $\left\lfloor 2 \frac{F_s}{125} \right\rfloor$ ，(当 $\left| 2 \frac{F_s}{125} \right| < 1$ ，则取1)。通过上式所述差分器滤波获得的差分放大信号。

[0060] 将所述第三心跳信号依次进行平方非线性处理及2的预选幂次点移动平均处理，其中，所述预选幂次根据所述微动传感装置300的采样频率确定。具体地，将“牛顿-柯特斯”差分滤波器滤波放大后的信号经“平方”、“2的 γ 幂次点移动平均”的非线性、线性运算处理。优选的，正整数 γ 取数值为 $\left\lfloor 3 \frac{F_s}{125} \right\rfloor$ ，(当 $\left| 3 \frac{F_s}{125} \right| < 1$ ，取1)。采用阈值法从处理后的所述第三心跳信号中获取所述心率表征信号。

[0061] 进一步地，获取所述呼吸率序列的方式可以是：采用过零点法从调整后的所述第二呼吸信号中提取所述呼吸率序列。具体地，从调整后的所述第二呼吸信号中找出过上升沿(或下降沿)的过零点，获得每连续两次呼吸周期的时间间隔，进而计算呼吸率序列。

[0062] 步骤S104，根据所述心率序列及呼吸率序列生成对应的相干谱、互功率谱及心肺耦合频谱图，以基于相干谱、互功率谱及心肺耦合频谱图进行睡眠评估。

[0063] 在本发明实施例中，由于实际应用时，一些复杂的原因可能会造成利用心率和呼吸率之间耦合原理来量化睡眠状态时，会出现一定的测量偏离。例如心率和呼吸率误测、心律失常、单个周期内呼吸不全造成的二次小呼吸等原因都可能会引入误差或错误。为了消除或减少误差及错误，步骤S104可以通过分别消除所述心率序列及呼吸率序列中的异常值。上述消除所述心率序列及呼吸率序列中的异常值的方式可以是：采用滑动窗口中值算法分别对所述心率序列及呼吸率序列进行处理，以消除所述心率序列及呼吸率序列中的异常值。作为一种实施方式，在时间轴上，使用“滑动窗口中值”法分别对心率序列和呼吸率序列进行处理，新获得的心率序列和呼吸率序列。优选地，窗口的宽度设为10秒，移动步伐为1秒，取窗口内的中值为当前时刻的代表值(真值)。再根据消除异常值的所述心率序列及呼吸率序列，生成归一化的相干谱、互功率谱及心肺耦合频谱图。可选地，分别计算其归一化相干谱、互功率谱及“心肺耦合”频谱图。在归一化“心肺耦合”频谱图上，选择特定的频率范围作为睡眠评估的参数。优选地，在三个不同的耦合频带分别为极低频耦合(VLFC)：0.01~0.05Hz范围；低频耦合(LFC)：0.05~0.15Hz范围和高频耦合(HFC)：0.15~0.40Hz范围内其归一化“心肺耦合”频谱图的特征指标(例如，峰值、均值、百分比等)作为睡眠状态和睡眠低通气事件的评估参数。以便进行睡眠呼吸暂停和睡眠质量评估。

[0064] 如图5所示，本发明实施例提供一种与上述方法对应的基于CPC的非接触式睡眠评估装置200。上述基于CPC的非接触式睡眠评估装置200应用于电子设备100。所述电子设备100与微动传感装置300电性连接，所述装置包括：

[0065] 接收模块201，用于接收所述微动传感装置300采集到的微动数据，其中，所述微动数据由所述微动传感装置300根据人体器官微小振动信号生成。

[0066] 处理模块202，用于对所述微动数据进行多分辨率小波变换处理，以获得心率表征信号及呼吸率表征信号。

[0067] 优选地，如图6所示，处理模块202可以包括：第一处理子模块2021，用于利用连续

小波变换从所述微动数据中分解出第一心跳信号及第一呼吸信号。第二处理子模块2022，用于分别利用离散二进制小波变换对所述第一心跳信号及第一呼吸信号进行处理，以获得第二心跳信号及第二呼吸信号。第三处理子模块2023，用于分别根据所述第二心跳信号及第二呼吸信号，利用对应的二进制小波逆变换，获取对应的所述心率表征信号及呼吸率表征信号。

[0068] 提取模块203，用于分别从所述心率表征信号及呼吸率表征信号中提取对应的心率序列及呼吸率序列。

[0069] 生成模块204，用于根据所述心率序列及呼吸率序列生成对应的相干谱、互功率谱及心肺耦合频谱图，以基于相干谱、互功率谱及心肺耦合频谱图进行睡眠评估。

[0070] 所属领域的技术人员可以清楚地了解到，为描述的方便和简洁，上述描述的系统、装置的具体工作过程，可以参考前述方法实施例中的对应过程，在此不再赘述。

[0071] 综上所述，本发明实施例提供的一种基于CPC的非接触式睡眠评估方法及装置。其中，所述方法包括接收所述微动传感装置采集到的微动数据，其中，所述微动数据由所述微动传感装置根据人体器官微小振动信号生成；对所述微动数据进行多分辨率小波变换处理，以获得心率表征信号及呼吸率表征信号；分别从所述心率表征信号及呼吸率表征信号中提取对应的心率序列及呼吸率序列；根据所述心率序列及呼吸率序列生成对应的相干谱、互功率谱及心肺耦合频谱图，以基于相干谱、互功率谱及心肺耦合频谱图进行睡眠评估。无需采集多种类的体征参数，降低了数据采集的维度和难度，也降低了设备的成本，便于推广。同时，由于采用对所述微动数据进行多分辨率小波变换处理，以分离出心率表征信号及呼吸率表征信号，因此，无需微动传感装置设置于人体体表，避免对受试者影响。

[0072] 在本申请所提供的几个实施例中，应该理解到，所揭露的装置和方法，也可以通过其它的方式实现。以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的，例如，附图中的流程图和框图显示了根据本发明的多个实施例的装置、方法和计算机程序产品的可能实现的体系架构、功能和操作。在这点上，流程图或框图中的每个方框可以代表一个模块、程序段或代码的一部分，所述模块、程序段或代码的一部分包含一个或多个用于实现规定的逻辑功能的可执行指令。也应当注意，在有些作为替换的实现方式中，方框中所标注的功能也可以以不同于附图中所标注的顺序发生。例如，两个连续的方框实际上可以基本并行地执行，它们有时也可以按相反的顺序执行，这依所涉及的功能而定。也要注意的是，框图和/或流程图中的每个方框、以及框图和/或流程图中的方框的组合，可以用执行规定的功能或动作的专用的基于硬件的系统来实现，或者可以用专用硬件与计算机指令的组合来实现。

[0073] 另外，在本发明各个实施例中的各功能模块可以集成在一起形成一个独立的部分，也可以是各个模块单独存在，也可以两个或两个以上模块集成形成一个独立的部分。

[0074] 所述功能如果以软件功能模块的形式实现并作为独立的产品销售或使用时，可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解，本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的部分可以以软件产品的形式体现出来，该计算机软件产品存储在一个存储介质中，包括若干指令用以使得一台计算机设备（可以是个人计算机，服务器，或者网络设备等）执行本发明各个实施例所述方法的全部或部分步骤。而前述的存储介质包括：U盘、移动硬盘、只读存储器（ROM, Read-Only Memory）、随机存取存储器（RAM, Random Access Memory）、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0075] 需要说明的是,在本文中,诸如第一和第二等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0076] 以上所述仅为本发明的优选实施例而已,并不用于限制本发明,对于本领域的技术人员来说,本发明可以有各种更改和变化。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。应注意到:相似的标号和字母在下面的附图中表示类似项,因此,一旦某一项在一个附图中被定义,则在随后的附图中不需要对其进行进一步定义和解释。

[0077] 以上所述,仅为本发明的具体实施方式,但本发明的保护范围并不局限于此,任何熟悉本技术领域的技术人员在本发明揭露的技术范围内,可轻易想到变化或替换,都应涵盖在本发明的保护范围之内。因此,本发明的保护范围应所述以权利要求的保护范围为准。

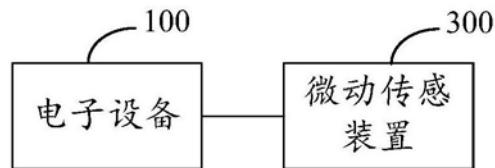


图1

100

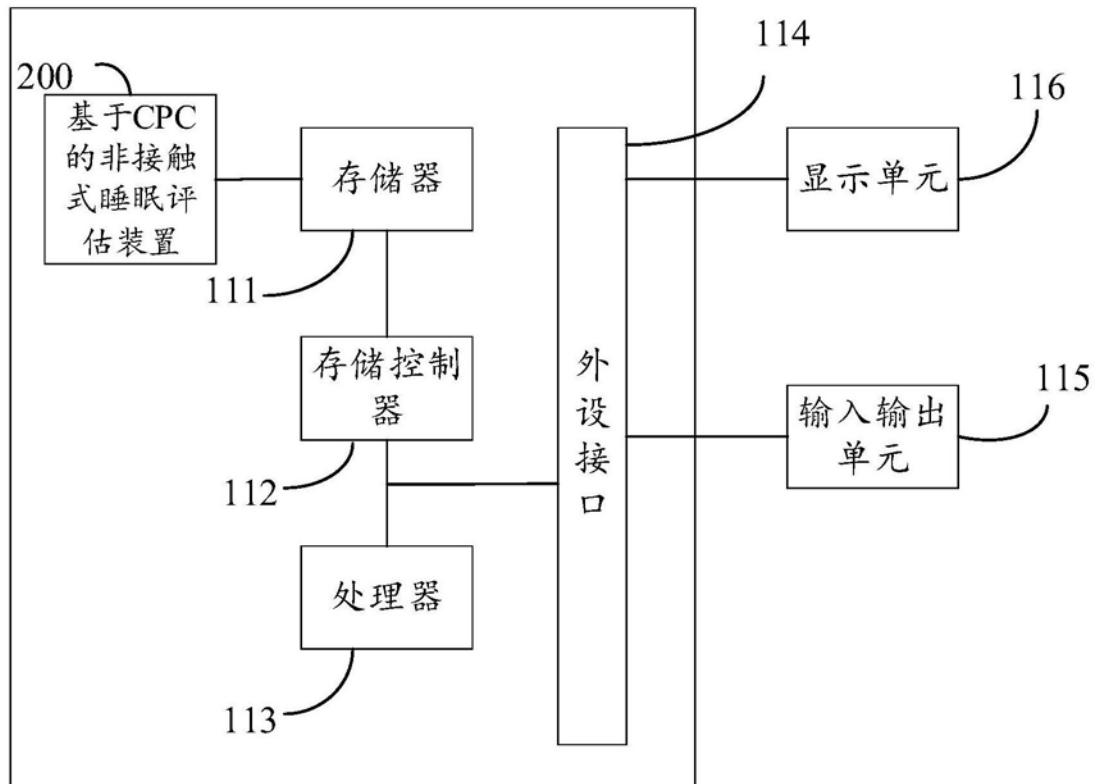


图2

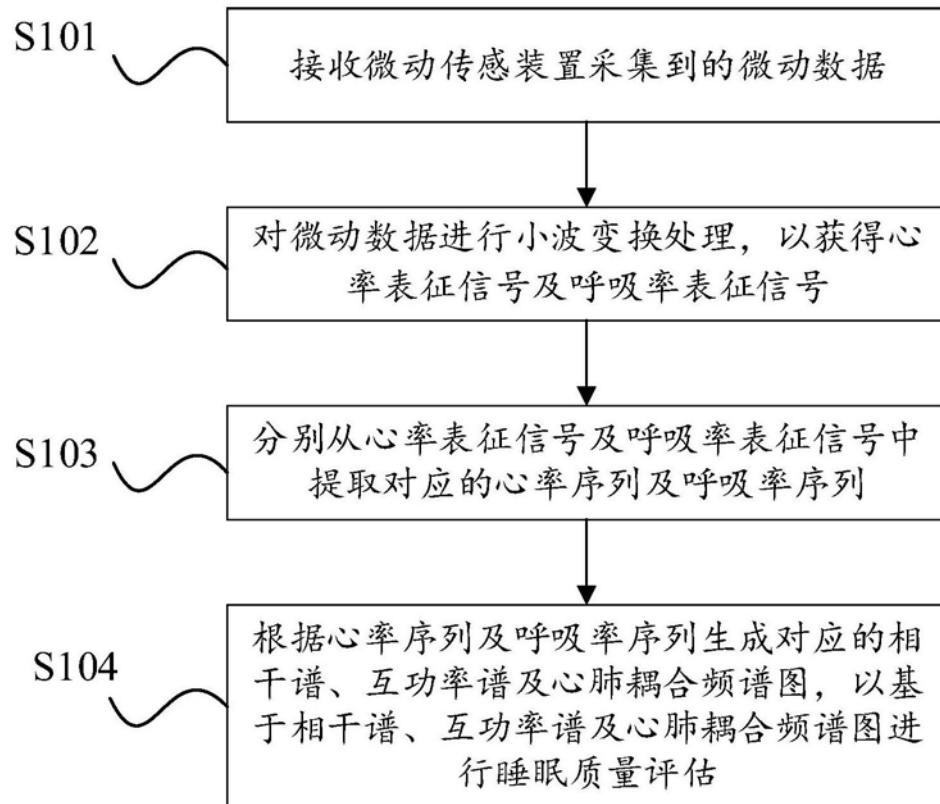


图3

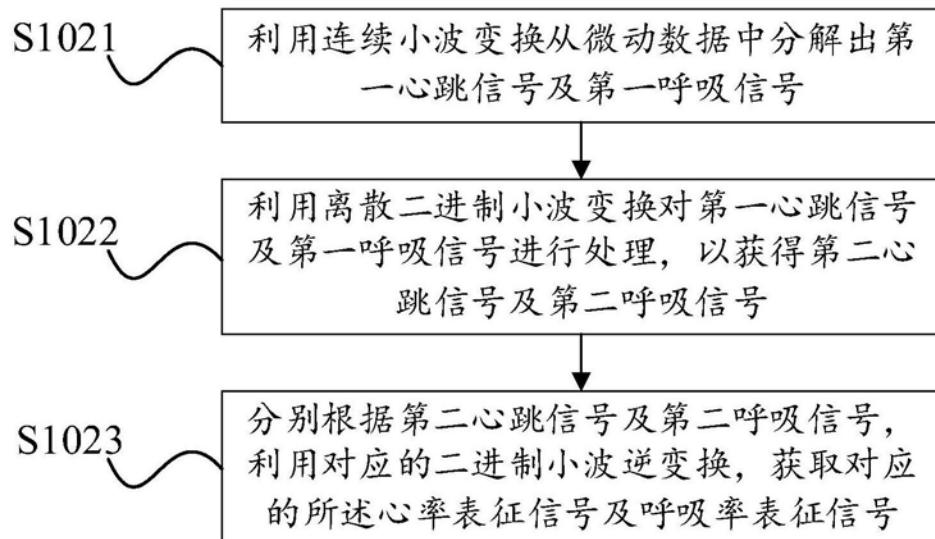


图4

200

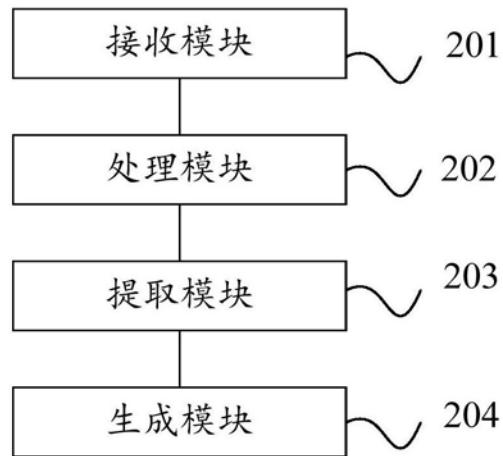


图5

202

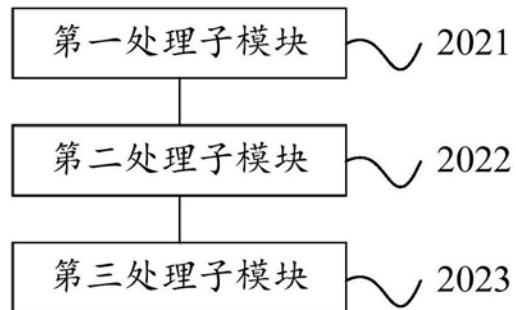


图6

专利名称(译)	基于CPC的非接触式睡眠评估方法及装置		
公开(公告)号	CN108175382A	公开(公告)日	2018-06-19
申请号	CN201810024192.8	申请日	2018-01-10
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
[标]发明人	周小林		
发明人	周小林		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/024 A61B5/0816 A61B5/11 A61B5/4815 A61B5/4818 A61B5/6892 A61B5/7253 A61B5/7475		
代理人(译)	王文红		
外部链接	Espacenet	Sipo	

摘要(译)

本发明实施例提供的一种基于CPC的非接触式睡眠评估方法及装置。其中，所述方法通过接收根据人体器官微小振动信号生成微动数据。对微动数据进行多分辨率小波变换处理，以获得心率表征信号及呼吸率表征信号，并分别从心率表征信号及呼吸率表征信号中提取对应的心率序列及呼吸率序列。根据心率序列及呼吸率序列生成对应的相干谱、互功率谱及心肺耦合频谱图，进行睡眠评估。无需采集多种类的体征参数，降低了数据采集的维度和难度，也降低了设备的成本，便于推广。同时，由于采用对器官的微动数据进行多分辨率小波变换处理，以分离出心率表征信号及呼吸率表征信号；因此，无需微动传感装置与人体体表接触，避免对受试者影响。

