



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108209874 A

(43)申请公布日 2018.06.29

(21)申请号 201810006161.X

(22)申请日 2018.01.03

(71)申请人 深圳北航新兴产业技术研究院
地址 518000 广东省深圳市南山区粤海街
道高新区南区虚拟大学园大楼B407室

(72)发明人 许燕 张鑫

(74)专利代理机构 北京汇捷知识产权代理事务
所(普通合伙) 11531

代理人 于鹏

(51)Int.Cl.
A61B 5/00(2006.01)

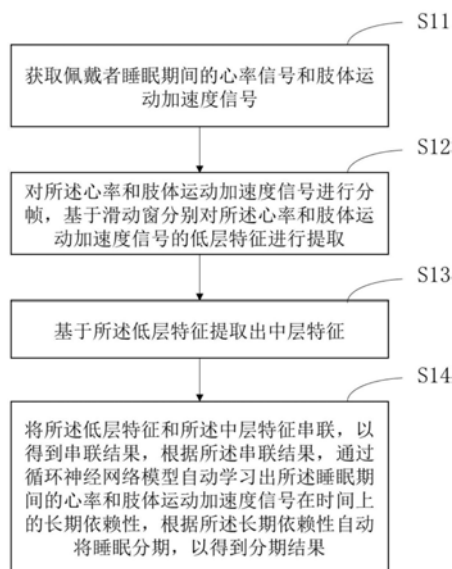
权利要求书2页 说明书8页 附图2页

(54)发明名称

一种自动睡眠分期的方法和装置

(57)摘要

本发明提供一种自动睡眠分期的方法和装置,能够仅利用心率和肢体运动加速度信号预测睡眠分期,解决了利用可穿戴手环进行长期睡眠跟踪的问题。该方法包括:获取睡眠期间的心率和肢体运动加速度信号;对所述心率和肢体运动加速度信号进行分帧,基于滑动窗分别对所述心率和肢体运动加速度信号的低层特征进行提取;基于所述低层特征提取出中层特征;将所述低层特征和所述中层特征串联,以得到串联结果,根据所述串联结果,通过循环神经网络模型自动学习出所述睡眠期间的心率和肢体运动加速度信号在时间上的长期依赖性,根据所述长期依赖性自动将睡眠分期,以得到分期结果。



1. 一种自动睡眠分期的方法,其特征在于,包括:
 - 获取睡眠期间的心率和肢体运动加速度信号;
 - 对所述心率和肢体运动加速度信号进行分帧,基于滑动窗分别对所述心率和肢体运动加速度信号的低层特征进行提取;
 - 基于所述低层特征提取出中层特征;
 - 将所述低层特征和所述中层特征串联,以得到串联结果,根据所述串联结果,通过循环神经网络模型自动学习出所述睡眠期间的心率和肢体运动加速度信号在时间上的长期依赖性,根据所述长期依赖性自动将睡眠分期,以得到分期结果。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述对所述心率和肢体运动加速度信号进行分帧包括:
 - 将所述心率信号和所述肢体运动加速度信号分别以30秒为帧大小,按照帧的顺序将所述心率信号和所述肢体运动加速度信号进行对应。
3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述滑动窗包括:以时间上前后相邻10个帧为滑动窗大小的所述心率信号的滑动窗和以当前帧为滑动窗大小的所述肢体运动加速度信号的滑动窗。
4. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述低层特征包括:所述心率信号的时域特征和频域特征,以及所述肢体运动加速度信号的频域特征。
5. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述基于滑动窗分别对所述心率和肢体运动加速度信号的低层特征进行提取包括:
 - 基于均值法提取所述心率信号的时域特征,基于离散余弦变换提取所述心率信号的频域特征;
 - 基于倒谱分析提取所述肢体运动加速度信号的频域特征。
6. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述基于所述低层特征提取出中层特征是基于K means算法实现的。
7. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述通过循环神经网络模型自动学习出所述睡眠期间的心率和肢体运动加速度信号在时间上的长期依赖性是基于双向长短时记忆模型实现的。
8. 一种自动睡眠分期的装置,其特征在于,包括:
 - 信号获取模块,用于获取睡眠期间的心率和肢体运动加速度信号;
 - 低层特征提取模块,用于对所述心率和肢体运动加速度信号进行分帧,基于滑动窗分别对所述心率和肢体运动加速度信号的低层特征进行提取;
 - 中层特征提取模块,用于基于所述低层特征提取出中层特征;
 - 循环神经网络模块,用于将所述低层特征和所述中层特征串联,以得到串联结果,根据所述串联结果,通过循环神经网络模型自动学习出所述睡眠期间的心率和肢体运动加速度信号在时间上的长期依赖性,根据所述长期依赖性自动将睡眠分期,以得到分期结果。
9. 根据权利要求8所述的装置,其特征在于,所述低层特征提取模块还用于:
 - 将所述心率信号和所述肢体运动加速度信号分别以30秒为帧大小,按照帧的顺序将所述心率信号和所述肢体运动加速度信号进行对应。
10. 根据权利要求8所述的装置,其特征在于,所述滑动窗包括:以时间上前后相邻10个

帧为滑动窗大小的所述心率信号的滑动窗和以当前帧为滑动窗大小的所述肢体运动加速度信号的滑动窗。

11. 根据权利要求8所述的装置,其特征在於,所述低层特征包括:所述心率信号的时域特征和频域特征,以及所述肢体运动加速度信号的频域特征。

12. 根据权利要求8所述的装置,其特征在於,所述低层特征提取模块还用于:

基于均值法提取所述心率信号的时域特征,基于离散余弦变换提取所述心率信号的频域特征;

基于倒谱分析提取所述肢体运动加速度信号的频域特征。

13. 根据权利要求8所述的装置,其特征在於,所述中层特征提取模块是基于K means算法实现的。

14. 根据权利要求8所述的装置,其特征在於,所述循环神经网络模块中,通过循环神经网络模型自动学习出所述睡眠期间的心率和肢体运动加速度信号在时间上的长期依赖性是基于双向长短时记忆模型实现的。

15. 一种电子设备,其特征在於,包括:

一个或多个处理器;

存储装置,用于存储一个或多个程序,

当所述一个或多个程序被所述一个或多个处理器执行,使得所述一个或多个处理器实现如权利要求1-7中任一所述的方法。

16. 一种计算机可读介质,其上存储有计算机程序,其特征在於,所述程序被处理器执行时实现如权利要求1-7中任一所述的方法。

一种自动睡眠分期的方法和装置

[技术领域]

[0001] 本发明涉及计算机技术领域,尤其涉及一种自动睡眠分期的方法和装置。

[背景技术]

[0002] 睡眠是人体的一项基本而至关重要的生理活动。糟糕的睡眠质量会对日常工作生活产生极大的负面作用,而一些睡眠障碍类疾病更是会影响人体健康,甚至危及生命。睡眠分期是进行睡眠质量评估和睡眠障碍类疾病诊断的一项必要工作。

[0003] 基于单导或多导睡眠信号的自动睡眠分期算法是目前最常用的非人工评估方法。其通过分析睡眠信号本身的生理特性,设计特征,而后利用分类器如随机森林、K近邻、或支持向量机进行分类,预测出睡眠分期。

[0004] 在实现本发明过程中,发明人发现现有技术中至少存在如下问题:

[0005] 1. 现有技术所采用的生理信号在家庭条件下很难采集,可行性差,且无法长期监测睡眠;

[0006] 2. 在不同情况下,针对不同人群,现有技术对于睡眠分期的预测差异较大。

[发明内容]

[0007] 有鉴于此,本发明实施例提供一种自动睡眠分期的方法和装置,能够通过可穿戴手环,对睡眠进行长期跟踪,并利用心率和肢体运动加速度信号预测睡眠分期。

[0008] 为实现上述目的,根据本发明实施例的一个方面,提供了一种自动睡眠分期的方法。

[0009] 本发明实施例一种自动睡眠分期的方法包括:获取睡眠期间的心率和肢体运动加速度信号;对所述心率和肢体运动加速度信号进行分帧,基于滑动窗分别对所述心率和肢体运动加速度信号的低层特征进行提取;基于所述低层特征提取出中层特征;将所述低层特征和所述中层特征串联,以得到串联结果,根据所述串联结果,通过循环神经网络模型自动学习出所述睡眠期间的心率和肢体运动加速度信号在时间上的长期依赖性,根据所述长期依赖性自动将睡眠分期,以得到分期结果。

[0010] 可选地,所述对所述心率和肢体运动加速度信号进行分帧包括:将所述心率信号和所述肢体运动加速度信号分别以30秒为帧大小,按照帧的顺序将所述心率信号和所述肢体运动加速度信号进行对应。

[0011] 可选地,所述滑动窗包括:以时间上前后相邻10个帧为滑动窗大小的所述心率信号的滑动窗和以当前帧为滑动窗大小的所述肢体运动加速度信号的滑动窗。

[0012] 可选地,所述低层特征包括:所述心率信号的时域特征和频域特征,以及所述肢体运动加速度信号的频域特征。

[0013] 可选地,所述基于滑动窗分别对所述心率和肢体运动加速度信号的低层特征进行提取包括:

[0014] 基于均值法提取所述心率信号的时域特征,基于离散余弦变换提取所述心率信号

的频域特征；

[0015] 基于倒谱分析提取所述肢体运动加速度信号的频域特征。

[0016] 可选地,所述基于所述低层特征提取出中层特征是基于K means算法实现的。

[0017] 可选地,所述通过循环神经网络模型自动学习出所述睡眠期间的心率和肢体运动加速度信号在时间上的长期依赖性是基于双向长短时记忆模型实现的。

[0018] 为实现上述目的,根据本发明实施例的一个方面,提供了一种自动睡眠分期的装置。

[0019] 本发明实施例一种自动睡眠分期的装置包括:

[0020] 信号获取模块,用于获取睡眠期间的心率和肢体运动加速度信号;低层特征提取模块,用于对所述心率和肢体运动加速度信号进行分帧,基于滑动窗分别对所述心率和肢体运动加速度信号的低层特征进行提取;中层特征提取模块,用于基于所述低层特征提取出中层特征;循环神经网络模块,用于将所述低层特征和所述中层特征串联,以得到串联结果,根据所述串联结果,通过循环神经网络模型自动学习出所述睡眠期间的心率和肢体运动加速度信号在时间上的长期依赖性,根据所述长期依赖性自动将睡眠分期,以得到分期结果。

[0021] 可选地,所述低层特征提取模块还用于:将所述心率信号和所述肢体运动加速度信号分别以30秒为帧大小,按照帧的顺序将所述心率信号和所述肢体运动加速度信号进行对应。

[0022] 可选地,所述滑动窗包括:以时间上前后相邻10个帧为滑动窗大小的所述心率信号的滑动窗和以当前帧为滑动窗大小的所述肢体运动加速度信号的滑动窗。

[0023] 可选地,所述低层特征包括:所述心率信号的时域特征和频域特征,以及所述肢体运动加速度信号的频域特征。

[0024] 可选地,所述低层特征提取模块还用于:

[0025] 基于均值法提取所述心率信号的时域特征,基于离散余弦变换提取所述心率信号的频域特征;

[0026] 基于倒谱分析提取所述肢体运动加速度信号的频域特征。

[0027] 可选地,所述中层特征提取模块是基于K means算法实现的。

[0028] 可选地,所述循环神经网络模块中,通过循环神经网络模型自动学习出所述睡眠期间的心率和肢体运动加速度信号在时间上的长期依赖性是基于双向长短时记忆模型实现的。

[0029] 为实现上述目的,根据本发明实施例的再一方面,提供了一种实现自动睡眠分期的方法的电子设备。

[0030] 本发明实施例的一种电子设备包括:一个或多个处理器;存储装置,用于存储一个或多个程序,当所述一个或多个程序被所述一个或多个处理器执行,使得所述一个或多个处理器实现本发明实施例的自动睡眠分期的方法。

[0031] 为实现上述目的,根据本发明实施例的又一方面,提供了一种计算机可读介质。

[0032] 本发明实施例的一种计算机可读介质,其上存储有计算机程序,所述程序被处理器执行时用于实现使所述计算机执行本发明实施例的自动睡眠分期的方法。

[0033] 上述发明中的一个实施例具有如下优点或有益效果:因为采用心率信号和肢体运

动加速度信号来进行睡眠分期预测,而心率信号和肢体运动加速度信号通过腕表等可穿戴设备能够轻易获取,因此基于心率信号和肢体运动加速度信号进行自动睡眠分期,针对家庭使用来说,可行性更强,而且可长期跟踪监测;通过多层的特征提取和循环神经网络分类,该模型具有足够强的鲁棒性,能够对不同情况下,不同人群的睡眠都具有较好的效果。

[0034] 上述的非惯用的可选方式所具有的进一步效果将在下文中结合具体实施方式加以说明。

[附图说明]

[0035] 附图用于更好地理解本发明,不构成对本发明的不当限定。其中:

[0036] 图1是根据本发明实施例的自动睡眠分期的方法的主要步骤的示意图;

[0037] 图2是根据本发明实施例的自动睡眠分期的方法的流程示意图;

[0038] 图3是根据本发明实施例的自动睡眠分期的装置的主要模块的示意图。

[具体实施方式]

[0039] 以下结合附图对本发明的示范性实施例做出说明,其中包括本发明实施例的各种细节以助于理解,应当将它们认为仅仅是示范性的。因此,本领域普通技术人员应当认识到,可以对这里描述的实施例做出各种改变和修改,而不会背离本发明的范围和精神。同样,为了清楚和简明,以下的描述中省略了对公知功能和结构的描述。

[0040] 本发明实施例的技术方案首先获取睡眠期间的心率和腕部体动加速度信号,通过同步分帧,基于信号特点的低层特征提取和基于K means的中层特征提取;然后利用基于BLSTM模型(Bidirectional Long Short Term Memory,双向长短时记忆模型)的循环神经网络对睡眠分期建模;根据该模型,最终得到对睡眠分期的预测值,即分期结果。

[0041] 图1是根据本发明实施例的自动睡眠分期的方法的主要步骤的示意图;

[0042] 如图1所示,本发明实施例的自动睡眠分期的方法主要包括如下步骤:

[0043] 步骤S11:获取佩戴者睡眠期间的心率信号和肢体运动加速度信号。

[0044] 步骤S12:对所述心率和肢体运动加速度信号进行分帧,基于滑动窗分别对所述心率和肢体运动加速度信号的低层特征进行提取。在本步骤中,在保证心率信号和肢体运动加速度信号同步的前提下,可以以30s的长度对心率信号和肢体运动加速度无重叠分帧。对每一帧心率信号,可以以当前帧为中心取前后临近10个信号帧提取低层特征;可以采用平均值提取低层时域特征;可以采用DCT(Discrete Cosine Transform,离散余弦变换)提取低层频域特征。对于每一帧肢体运动加速度信号,可以以当前帧提取低层特征;可以采用倒谱分析提取低层频域特征。

[0045] 步骤S13:基于所述低层特征提取出中层特征。在本步骤中,可以将心率信号和肢体运动加速度信号的低层特征串联,并基于K means聚类的方法提取中层特征。

[0046] 步骤S14:将所述低层特征和所述中层特征串联,以得到串联结果,根据所述串联结果,通过循环神经网络模型自动学习出所述睡眠期间的心率和肢体运动加速度信号在时间上的长期依赖性,根据所述长期依赖性自动将睡眠分期,以得到分期结果。在本步骤中,可以基于双向长短时记忆模型算法进行睡眠分期的分类预测。

[0047] 具体自动睡眠分期的实现方案具体如下:

[0048] 图2是根据本发明实施例的自动睡眠分期的方法的流程示意图；

[0049] 如图2所示,本发明在获取睡眠期间的心率信号和腕部肢体运动加速度信号之后,首先基于同步后的心率信号和肢体运动加速度信号以30s的大小分帧,进而以滑动窗的方法分别提取心率信号和肢体运动加速度信号的低层特征;而后将二者的低层特征串联,基于K means的方法提取中层特征;再将低层和中层特征串联,作为循环神经网络的输入,循环神经网络采用BLSTM(Bidirectional Long Short Term Memory,双向长短时记忆模型)对睡眠建模,并最终输出对睡眠分期的预测。

[0050] 下面结合具体实施例,对本发明的技术手段加以说明:

[0051] 1. 信号获取和分帧

[0052] 获取睡眠期间的心率信号和腕部肢体运动加速度信号,将二者按照时间对应后,以30s的大小无重叠地分割成等长的小段,每个小段叫做一帧。

[0053] 2. 低层特征提取

[0054] 对于心率信号,以当前帧前后共10个信号帧(即5min长度)为滑动窗大小,基于该滑动窗提取心率信号的低层特征。心率信号的低层特征包括时域特征和频域特征。在滑动窗的10个信号帧内分别计算各信号帧的均值,并串联成10维特征向量,作为心率的时域特征。在滑动窗的10个信号帧内分别计算各信号帧DCT变换后的前5个主频分量,并串联成50维特征向量。然后计算该特征向量的一阶差分和二阶差分,进而将50维特征向量、一阶差分和二阶差分,三者串联作为心率的频域特征。对于肢体运动加速度信号,以当前帧为滑动窗大小,基于该滑动窗提取肢体运动加速度信号的低层特征。肢体运动加速度信号的低层特征包括频域特征。分别对肢体运动加速度信号的三轴分量采用倒谱分析提取各轴前30个主频分量,然后将三轴的前30个主频分量串联构成90维特征向量,作为肢体运动加速度信号的低层特征。最后,将心率信号和肢体运动加速度信号的低层特征串联,作为整体的低层特征。

[0055] 3. 中层特征提取

[0056] 采用K means算法对低层特征聚类。对于低层特征集 $\{x_1, x_2, \dots, x_n\}$ 和聚类中心集 $\{1, 2, \dots, K\}$, x_i 是某一帧的低层特征,其被归为某一聚类中心 $m, m \in \{1, 2, \dots, K\}$ 。聚类中心为某一聚类中各个低层特征的欧氏距离中心。即:

$$[0057] \quad m_j = \sum_{i=1}^n \{z_i = j\} x_i / \sum_{i=1}^n \{z_i = j\} \quad (1)$$

[0058] 对于建立好的聚类模型,每当输入一个新的低层特征时,计算其到各个聚类中心的欧氏距离,作为该信号帧的中层特征。

[0059] 4. 循环神经网络分类

[0060] 将低层特征和中层特征串联,作为循环神经网络的输入,循环神经网络采用BLSTM模型。该模型能处理睡眠信号在时间上的关联关系。定义以下符号表示:网络输入单元 $x = (x(1), \dots, x(T))$,隐层单元 $h = (h(1), \dots, h(T))$ 和输出单元 $y = (y(1), \dots, y(T))$ 。其中,输入单元 $x(t)$ 即针对信号帧提取的特征。隐层的计算包括多个公式的计算:隐层的信息流是通过单元状态来调整。单元状态像传送带,贯穿整个链条,只有一些小的线性相互作用。长短时记忆模型有能力向单元状态中移除或添加信息,而移除或添加信息是通过门限来确定。

门限是有选择地让信息通过,其由一个sigmoid神经网络层和逐点乘法运算组成。sigmoid层输出0到1之间的数字,描述了每个成分应该通过门限的程度。0表示“不让任何成分通过”,而1表示“让所有成分通过”。长短时记忆模型有三种这样的门限,来保护和控制单元状态。首先,隐层中的遗忘门限层决定哪些信息需要从单元状态中抛弃,遗忘门为单元状态中的每个数字计算一个0到1之间的数字。1表示“完全保留”,而0则表示“完全抛弃”:

$$[0061] \quad f^{(t)} = \sigma(W_{xf}x^{(t)} + W_{fh}h^{(t-1)} + W_{cf}c^{(t-1)} + b_f) \quad (2)$$

[0062] 然后输入门限层决定哪些值需要更新:

$$[0063] \quad i^{(t)} = \sigma(W_{xi}x^{(t)} + W_{hi}h^{(t-1)} + W_{ci}c^{(t-1)} + b_i) \quad (3)$$

[0064] 然后更新旧单元状态,输入到新单元状态:

$$[0065] \quad c^{(t)} = f^{(t)} \odot c^{(t-1)} + i^{(t)} \odot \phi(W_{xc}x^{(t)} + W_{hc}h^{(t-1)} + b_c) \quad (4)$$

[0066] 最后,决定要输出的值:

$$[0067] \quad o^{(t)} = \sigma(W_{xo}x^{(t)} + W_{ho}h^{(t-1)} + W_{co}c^{(t)} + b_o) \quad (5)$$

$$[0068] \quad h^{(t)} = \phi(c^{(t)}) \odot o^{(t)} \quad (6)$$

[0069] 由此,隐层 $h(t)$ 完成计算。

[0070] 上述诸式中, σ 是sigmoid函数, ϕ 是tanh函数, \odot 是点乘运算。

[0071] 对于正向传播,公式为:

$$[0072] \quad \vec{h}^{(t)} = H(W_{x\vec{h}}x^{(t)} + W_{\vec{h}\vec{h}}\vec{h}^{(t-1)} + b_{\vec{h}}) \quad (7)$$

[0073] 对于反向传播,公式为:

$$[0074] \quad \vec{h}^{(t)} = H(W_{x\vec{h}}x^{(t)} + W_{\vec{h}\vec{h}}\vec{h}^{(t+1)} + b_{\vec{h}}) \quad (8)$$

[0075] 输出单元公式为:

$$[0076] \quad \hat{y}^{(t)} = \sigma(W_{\vec{h}y}\vec{h}^{(t)} + W_{\vec{h}y}\vec{h}^{(t)} + b_y) \quad (9)$$

[0077] 输出层的输出 $y(t)$,即为第 t 信号帧的预测睡眠分期结果。

[0078] 网络采用交叉熵损失函数来优化。

[0079] 根据本发明实施例的自动睡眠分期的方法可以看出,因为采用心率信号和加速度信号来进行睡眠分期预测,而心率和睡眠期间的体动信息通过腕表等可穿戴设备能够轻易获取。因此基于心率和加速度信号进行自动睡眠分期,针对家庭使用来说,可行性更强,而且可长期跟踪监测。睡眠期间的心率和体动信息与睡眠分期的联系已经经过临床研究,因此利用心率和加速度来预测睡眠分期具有合理性;通过多层的特征提取和循环神经网络分类,该模型具有足够强的鲁棒性,能够对不同情况下的睡眠都具有较好的建模效果。

[0080] 图3是根据本发明实施例的自动睡眠分期的装置的主要模块的示意图;

[0081] 如图3所示,本发明实施例的自动睡眠分期的装置30主要包括:信号获取模块31、低层特征提取模块32、中层特征提取模块33、循环神经网络模块34。其中:

[0082] 信号获取模块31可用于获取睡眠期间的心率和肢体运动加速度信号;低层特征提取模块32可用于提取所述信号的低层特征;中层特征提取模块33可用于提取所述信号的中层特征;循环神经网络模块34可用于对所述低层和中层特征进行建模,得到所述睡眠分期的预测结果。

[0083] 从以上描述可以看出,因为采用心率信号和加速度信号来进行睡眠分期预测,而

心率和睡眠期间的体动信息通过腕表等可穿戴设备能够轻易获取。因此基于心率和加速度信号进行自动睡眠分期,针对家庭使用来说,可行性更强,而且可长期跟踪监测。睡眠期间的心率和体动信息与睡眠分期的联系已经经过临床研究,因此利用心率和加速度来预测睡眠分期具有合理性;通过多层的特征提取和循环神经网络分类,该模型具有足够强的鲁棒性,能够对不同情况下的睡眠都具有较好的建模效果。

[0084] 根据本发明的实施例,本发明还提供了一种电子设备和一种可读介质。

[0085] 本发明的电子设备包括:一个或多个处理器;存储装置,用于存储一个或多个程序,当所述一个或多个程序被所述一个或多个处理器执行,使得所述一个或多个处理器实现本发明实施例的自动睡眠分期的方法。

[0086] 本发明的计算机可读介质,其上存储有计算机程序,所述程序被处理器执行时用于实现使所述计算机执行本发明实施例的自动睡眠分期的方法。

[0087] 图4是适于用来实现本申请实施例的终端设备或服务器的计算机系统的结构示意图。

[0088] 如图4所示,其示出了适于用来实现本申请实施例的终端设备的计算机系统400的结构示意图。图4示出的终端设备仅仅是一个示例,不应对本申请实施例的功能和使用范围带来任何限制。

[0089] 如图4所示,计算机系统400包括中央处理单元(CPU)401,其可以根据存储在只读存储器(ROM)402中的程序或者从存储部分408加载到随机访问存储器(RAM)403中的程序而执行各种适当的动作和处理。在RAM 403中,还存储有系统400操作所需的各种程序和数据。CPU 401、ROM 402以及RAM 403通过总线404彼此相连。输入/输出(I/O)接口405也连接至总线404。

[0090] 以下部件连接至I/O接口405:包括键盘、鼠标等的输入部分406;包括诸如阴极射线管(CRT)、液晶显示器(LCD)等以及扬声器等的输出部分407;包括硬盘等的存储部分408;以及包括诸如LAN卡、调制解调器等网络接口卡的通信部分409。通信部分409经由诸如因特网的网络执行通信处理。驱动器410也根据需要连接至I/O接口405。可拆卸介质411,诸如磁盘、光盘、磁光盘、半导体存储器等等,根据需要安装在驱动器410上,以便于从其上读出的计算机程序根据需要被安装入存储部分408。

[0091] 特别地,根据本发明公开的实施例,上文参考流程图描述的过程可以被实现为计算机软件程序。例如,本发明公开的实施例包括一种计算机程序产品,其包括承载在计算机可读介质上的计算机程序,该计算机程序包含用于执行流程图所示的方法的程序代码。在这样的实施例中,该计算机程序可以通过通信部分409从网络上被下载和安装,和/或从可拆卸介质411被安装。在该计算机程序被中央处理单元(CPU)401执行时,执行本申请的系统中限定的上述功能。

[0092] 需要说明的是,本申请所示的计算机可读介质可以是计算机可读信号介质或者计算机可读存储介质或者是上述两者的任意组合。计算机可读存储介质例如可以是一——但不限于——电、磁、光、电磁、红外线、或半导体的系统、装置或器件,或者任意以上的组合。计算机可读存储介质的更具体的例子可以包括但不限于:具有一个或多个导线的电连接、便携式计算机磁盘、硬盘、随机访问存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、可擦式可编程只读存储器(EPROM或闪存)、光纤、便携式紧凑磁盘只读存储器(CD-ROM)、光存储器件、磁存储器件、

或者上述的任意合适的组合。在本申请中,计算机可读存储介质可以是任何包含或存储程序的有形介质,该程序可以被指令执行系统、装置或者器件使用或者与其结合使用。而在本申请中,计算机可读的信号介质可以包括在基带中或者作为载波一部分传播的数据信号,其中承载了计算机可读的程序代码。这种传播的数据信号可以采用多种形式,包括但不限于电磁信号、光信号或上述的任意合适的组合。计算机可读的信号介质还可以是计算机可读存储介质以外的任何计算机可读介质,该计算机可读介质可以发送、传播或者传输用于由指令执行系统、装置或者器件使用或者与其结合使用的程序。计算机可读介质上包含的程序代码可以用任何适当的介质传输,包括但不限于:无线、电线、光缆、RF等等,或者上述的任意合适的组合。

[0093] 附图中的流程图和框图,图示了按照本申请各种实施例的系统、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,上述模块、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,两个接连地表示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,框图或流程图中的每个方框、以及框图或流程图中的方框的组合,可以用执行规定的功能或操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。

[0094] 描述于本申请实施例中所涉及到的模块可以通过软件的方式实现,也可以通过硬件的方式来实现。所描述的模块也可以设置在处理器中,例如,可以描述为:一种处理器包括图像获取模块、三维重建模块、三维展开模块、面积计算模块。其中,这些单元的名称在某种情况下并不构成对该单元本身的限定,例如,图像获取模块还可以被描述为“获取多个角度的体表损伤部位的图像的模块”。

[0095] 作为另一方面,本申请还提供了一种计算机可读介质,该计算机可读介质可以是上述实施例中描述的设备中所包含的;也可以是单独存在,而未装配入该设备中。上述计算机可读介质承载有一个或者多个程序,当上述一个或者多个程序被一个该设备执行时,使得该设备包括:获取睡眠期间的心率和肢体运动加速度信号;对所述心率和肢体运动加速度信号进行分帧,基于滑动窗分别对所述心率和肢体运动加速度信号的低层特征进行提取;基于所述低层特征提取出中层特征;将所述低层特征和所述中层特征串联,以得到串联结果,根据所述串联结果,通过循环神经网络模型自动学习出所述睡眠期间的心率和肢体运动加速度信号在时间上的长期依赖性,根据所述长期依赖性自动将睡眠分期,以得到分期结果。

[0096] 上述产品可执行本发明实施例所提供的方法,具备执行方法相应的功能模块和有益效果。未在本实施例中详尽描述的技术细节,可参见本发明实施例所提供的方法。

[0097] 根据本发明实施例的技术方案,因为采用心率信号和加速度信号来进行睡眠分期预测,而心率和睡眠期间的体动信息通过腕表等可穿戴设备能够轻易获取。因此基于心率和加速度信号进行自动睡眠分期,针对家庭使用来说,可行性更强,而且可长期跟踪监测。睡眠期间的心率和体动信息与睡眠分期的联系已经经过临床研究,因此利用心率和加速度来预测睡眠分期具有合理性;通过多层的特征提取和循环神经网络分类,该模型具有足够

强的鲁棒性,能够对不同情况下的睡眠都具有较好的建模效果。

[0098] 上述具体实施方式,并不构成对本发明保护范围的限制。本领域技术人员应该明白的是,取决于设计要求和因素,可以发生各种各样的修改、组合、子组合和替代。任何在本发明的精神和原则之内所作的修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明保护范围之内。

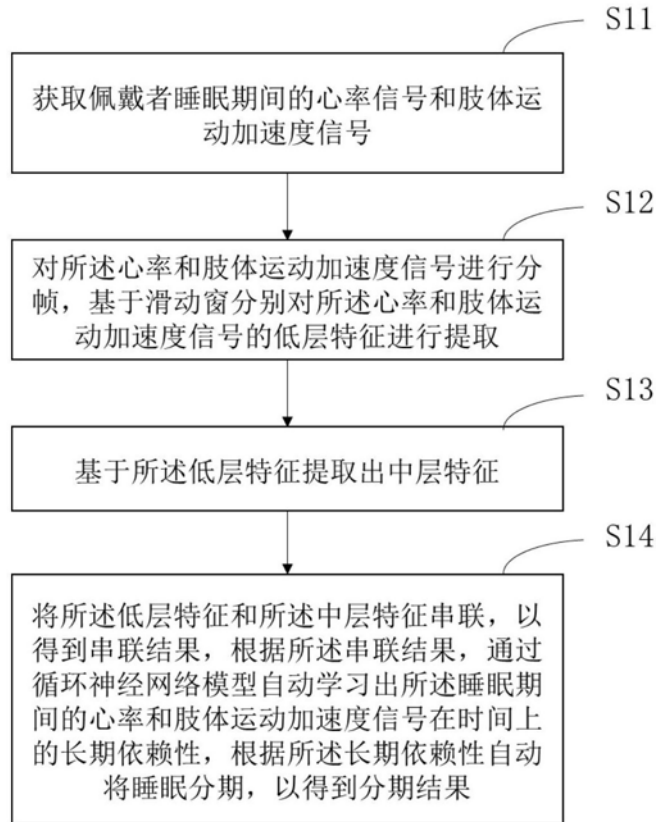


图1

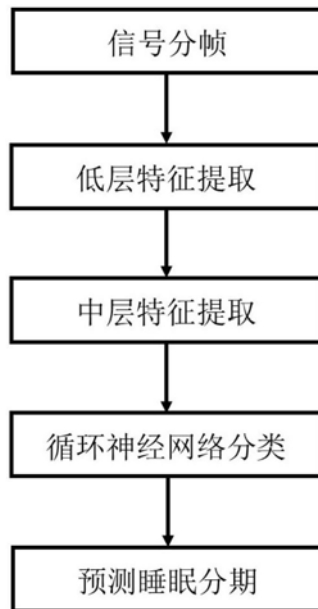


图2

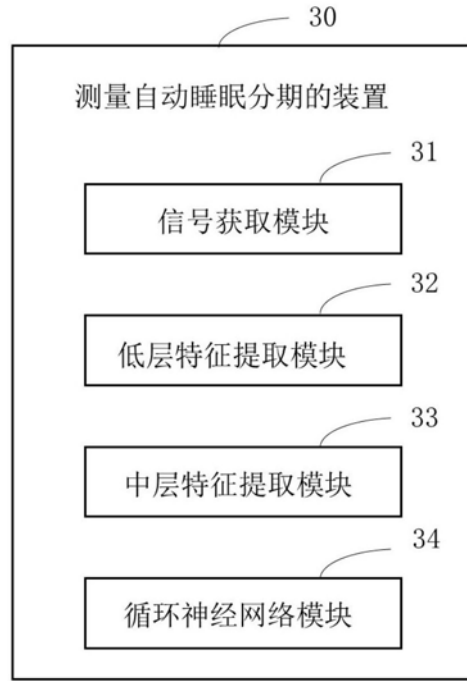


图3

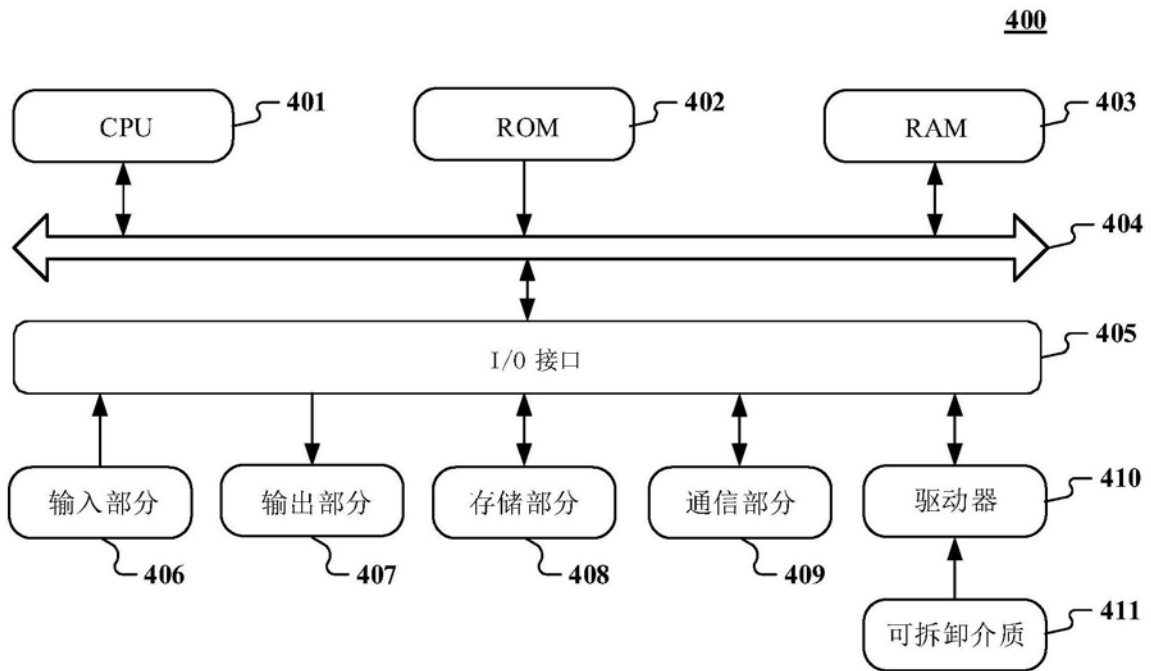


图4

专利名称(译)	一种自动睡眠分期的方法和装置		
公开(公告)号	CN108209874A	公开(公告)日	2018-06-29
申请号	CN201810006161.X	申请日	2018-01-03
[标]申请(专利权)人(译)	深圳北航新兴产业技术研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳北航新兴产业技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳北航新兴产业技术研究院		
[标]发明人	许燕 张鑫		
发明人	许燕 张鑫		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/4812		
代理人(译)	于鹏		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种自动睡眠分期的方法和装置，能够仅利用心率和肢体运动加速度信号预测睡眠分期，解决了利用可穿戴手环进行长期睡眠跟踪的问题。该方法包括：获取睡眠期间的心率和肢体运动加速度信号；对所述心率和肢体运动加速度信号进行分帧，基于滑动窗分别对所述心率和肢体运动加速度信号的低层特征进行提取；基于所述低层特征提取出中层特征；将所述低层特征和所述中层特征串联，以得到串联结果，根据所述串联结果，通过循环神经网络模型自动学习出所述睡眠期间的心率和肢体运动加速度信号在时间上的长期依赖性，根据所述长期依赖性自动将睡眠分期，以得到分期结果。

