



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108451505 A

(43)申请公布日 2018.08.28

(21)申请号 201810351749.9

(22)申请日 2018.04.19

(71)申请人 广西欣歌拉科技有限公司

地址 530000 广西壮族自治区南宁市青秀区民族大道141号中鼎·万象东方C单元C1701号

(72)发明人 罗敢 曾亮 陈哲

(74)专利代理机构 深圳市博太联众专利代理事务所(特殊普通合伙) 44354

代理人 盛际丰

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

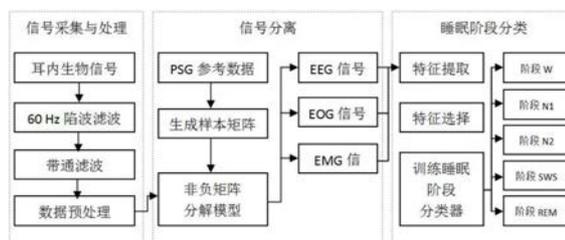
权利要求书1页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

轻量入耳式睡眠分期系统

(57)摘要

本发明公开了一种轻量入耳式睡眠分期系统,包括信号采集模块,信号处理模块,信号分离模块以及睡眠分期模块,信号采集模块连接信号处理模块,信号处理模块连接信号分离模块,信号分离模块连接睡眠分期模块;信号采集模块用于采集耳内混合的单通道生物电号,信号处理模块将单通道生物电信号转换为数字信号;信号分离模块将基于非负矩阵分解的模型与通过训练过程学习的源特定信息相结合将数字信号分离为脑电信号、眼电信号以及面部肌肉电信号三种生物信号;睡眠分期模块通过分类器分析脑电信号、眼电信号以及面部肌肉电信号三种生物信号的特征属性得出睡眠分期结果,该系统可以对人体的睡眠进行分期。



1. 一种轻量入耳式睡眠分期系统,其特征在于,包括信号采集模块,信号处理模块,信号分离模块以及睡眠分期模块,所述信号采集模块连接所述信号处理模块,所述信号处理模块连接所述信号分离模块,所述信号分离模块连接所述睡眠分期模块;

所述信号采集模块用于采集耳内混合的单通道生物电信号,所述信号处理模块将所述单通道生物电信号转换为数字信号;所述信号分离模块将基于非负矩阵分解的模型与通过训练过程学习的源特定信息相结合将所述数字信号分离为脑电信号、眼电信号以及面部肌肉电信号三种生物信号;所述睡眠分期模块通过分类器分析所述脑电信号、眼电信号以及面部肌肉电信号三种生物信号的特征属性得出睡眠分期结果。

2. 如权利要求1所述的轻量入耳式睡眠分期系统,其特征在于,所述信号采集模块包括电极和放大器,所述电极包括活动电极和参考电极,设置在两个单独的耳道中的所述活动电极和所述参考电极通过增加距离来增强信号的电位,使用屏蔽导线把耳内信号从电极转移到所述放大器。

3. 如权利要求2所述轻量入耳式睡眠分期系统,其特征在于,所述电极包括声音块泡沫耳塞,所述声音块泡沫耳塞为弹性材料,所述声音块泡沫耳塞表面附着有椭圆形的导电织物电极,所述导电织物电极表面涂设三层纯银薄叶做成电极表面。

4. 如权利要求1所述轻量入耳式睡眠分期系统,其特征在于,所述信号处理模块包括用于采样和数字化耳内混合的单通道生物电信号的单片机,所述单片机为脑机接口板,所述单片机由6v的电池源供电并以2kHz的采样率和24db的增益配置,所述数字信号被存储在所述单片机上的微型SD卡中并同时电脑中记录,随后所述数字信号离线处理后用来分离出所述脑电信号、眼电信号以及面部肌肉电信号三种生物信号。

5. 如权利要求1所述轻量入耳式睡眠分期系统,其特征在于,所述信号分离模块的分离步骤为:

1) 通过学习过程计算基本模式的谱模板参数,在学习过程中使用多导睡眠图设备标准设备获得脑电信号、眼电信号以及面部肌肉电信号三种生物信号,利用基于单级支持向量机的非负矩阵分解技术计算相应的模板矩阵 W ;

2) 通过分离过程对所述数字信号进行分离,对于耳内信号 X ,将其近似分解为两个低秩的非负矩阵即 $X \cong W \cdot H$,其中 $X \in \mathbb{R}^{m \times n}$ 包括 m 个频段和 n 个时间帧; W 是表示基本模式的谱模板矩阵; H 是当 W 中的信号模式被激活时,所在时间点的激活矩阵,寻找 W 和 H 的最佳解等价于最小化 X 和 WH 之间的距离定义的代价函数,由此方程 $X \cong W \cdot H$ 通过乘法更新规则来求解 $\{\hat{W}, \hat{H}\} = \arg \max_{W, H \geq 0} d(X | WH)$ 的优化问题;在求解 $\{\hat{W}, \hat{H}\} = \arg \max_{W, H \geq 0} d(X | WH)$ 时,利用

训练阶段中提取的模板矩阵对 W 进行初始化,这样 W 就适应了来自不同用户的耳内信号;此外,使用IS散度 $d_{IS}(X | WH) = \frac{X}{WH} - \log \frac{X}{WH} - 1$ 作为非负矩阵分解模型的代价函数,因为它具有一个尺度不变的特性,它有助于最小化一个人在不同记录中采集信号的变化。

6. 如权利要求1所述轻量入耳式睡眠分期系统,其特征在于,所述分类器为人工神经网络或支持向量机或决策树或随机森林。

7. 如权利要求1所述轻量入耳式睡眠分期系统,其特征在于,所述分类器为具有二十五个决策树的随机森林法。

轻量入耳式睡眠分期系统

技术领域

[0001] 本发明涉及睡眠监测技术领域,尤其涉及一种轻量入耳式睡眠分期系统。

背景技术

[0002] 睡眠分期就是区分睡眠所属阶段。意识状态有两种大的分类:清醒和睡眠。其中人类睡眠过程会经过四个不同的阶段:入睡期N1、浅睡期N2、慢波睡眠期SWS和快速眼动睡眠期REM,这四个阶段通常循环反复发生。通过确定夜间睡眠各阶段的时长及其分布结构,可以计算睡眠的数量和质量。

[0003] N1期 α 脑电波开始消失,此时人处于放松和平静当中,类似于冥想可对人提供积极健康的好处。阶段SWS,通过调节激素、恢复能量和恢复情绪健康来帮助身体修复。人类大脑使用REM睡眠来刺激学习和记忆使用的大脑区域,增加蛋白质的产生,并影响某些心理技能,如人们醒时最佳的情绪和社交能力。

[0004] 现有相关技术及其不足之处在于:现有睡眠分期临床研究使用的是多导睡眠图设备,简称PSG。PSG一般要求在睡眠实验室中进行,分别使用脑电描记术(EEG)、眼电描记术(EOG)和肌电描记术(EMG)通过多种辅助传感器来获取由脑活动、眼动和肌肉收缩所产生的生物电信号。

[0005] 虽然PSG提供了非常可靠的睡眠研究结果,但它有许多缺点,导致临床设施外部效用下降,住院时使用非常昂贵。这些问题包括:(1)使用大量有线传感器附着在患者的头部、面部和身体上;(2)要求在含有相关专业传感器的睡眠实验室中进行;(3)每当患者活动时都有传感器接触不良的风险;(4)需要受过良好训练的专家来审查长期睡眠分期结果。

[0006] 近年来,随着技术进步,可穿戴设备和移动设备成为解决PSG面临问题的一种有效的高新技术解决方案。例如,惯性测量单元(IMU),在许多现成的可穿戴设备中,已被用于自动睡眠阶段通过监测人体运动跟踪。然而,由于准确的睡眠分期需要获得大脑、眼睛和面部肌肉的生理信号,他们的准确率仍然相对较低。为了处理这些限制,有各种头戴式设备研制出来获取生物信号,例如眼罩式、头带式,耳机式,都只有较少数量电极。虽然精度得到了提高,但这种装置在睡觉时,在前额、头皮或脸上佩戴时仍然会让使用者感到很不舒服。总之,现有的方法没有一种能提供舒适、准确和低成本的睡眠分期系统。

发明内容

[0007] 本发明所解决的技术问题是提供一种轻量入耳式睡眠分期系统,以解决睡眠分期的技术问题。

[0008] 为了解决上述技术问题,本发明所采用的技术方案是:一种轻量入耳式睡眠分期系统,包括信号采集模块,信号处理模块,信号分离模块以及睡眠分期模块,所述信号采集模块连接所述信号处理模块,所述信号处理模块连接所述信号分离模块,所述信号分离模块连接所述睡眠分期模块;所述信号采集模块用于采集耳内混合的单通道生物电信号,所述信号处理模块将所述单通道生物电信号转换为数字信号;所述信号分离模块将基于非负

矩阵分解的模型与通过训练过程学习的源特定信息相结合将所述数字信号分离为脑电信号、眼电信号以及面部肌肉电信号三种生物信号；所述睡眠分期模块通过分类器分析所述脑电信号、眼电信号以及面部肌肉电信号三种生物信号的特征属性得出睡眠分期结果。

[0009] 作为一种改进的方式，所述信号采集模块包括电极和放大器，所述电极包括活动电极和参考电极，设置在两个单独的耳道中的所述活动电极和所述参考电极通过增加距离来增强信号的电位，使用屏蔽导线把耳内信号从电极转移到所述放大器。

[0010] 作为一种改进的方式，所述电极包括声音块泡沫耳塞，所述声音块泡沫耳塞为弹性材料，所述声音块泡沫耳塞表面附着有椭圆形的导电织物电极，所述导电织物电极表面涂设三层纯银薄叶做成电极表面。

[0011] 作为一种改进的方式，所述信号处理模块包括用于采样和数字化耳内混合的单通道生物电信号的单片机，所述单片机为脑机接口板，所述单片机由6v的电池源供电并以2kHz的采样率和24db的增益配置，所述数字信号被存储在所述单片机上的微型SD卡中并同时在电脑中记录，随后所述数字信号离线处理后用来分离出所述脑电信号、眼电信号以及面部肌肉电信号三种生物信号。

[0012] 作为一种改进的方式，所述信号分离模块的分离步骤为：

[0013] 1) 通过学习过程计算基本模式的谱模板参数，在学习过程中使用多导睡眠图设备标准设备获得脑电信号、眼电信号以及面部肌肉电信号三种生物信号，利用基于单级支持向量机的非负矩阵分解技术计算相应的模板矩阵W；

[0014] 2) 通过分离过程对所述数字信号进行分离，对于耳内信号X，将其近似分解为两个低秩的非负矩阵即 $X \cong W \cdot H$ ，其中 $X \in \mathbb{R}^{m \times n}$ 包括m个频段和n个时间帧；W是表示基本模式的谱模板矩阵；H是当W中的信号模式被激活时，所在时间点的激活矩阵，寻找W和H的最佳解等价于最小化X和W H之间的距离定义的代价函数，由此方程 $X \cong W \cdot H$ 通过乘法更新规则来求解 $\{\hat{W}, \hat{H}\} = \arg \max_{W, H \geq 0} d(X | WH)$ 的优化问题；在求解 $\{\hat{W}, \hat{H}\} = \arg \max_{W, H \geq 0} d(X | WH)$ 时，利

用训练阶段中提取的模板矩阵对W进行初始化，这样W就适应了来自不同用户的耳内信号；

此外，使用IS散度 $d_{IS}(X | WH) = \frac{X}{WH} - \log \frac{X}{WH} - 1$ 作为非负矩阵分解模型的代价函数，因为

它具有一个尺度不变的特性，它有助于最小化一个人在不同记录中采集信号的变化。

[0015] 作为一种改进的方式，所述分类器为人工神经网络或支持向量机或决策树或随机森林。

[0016] 作为一种改进的方式，所述分类器为具有二十五个决策树的随机森林法。

[0017] 采用上述技术方案所取得得技术效果为：

[0018] 本发明提出了一种重量轻、价格低廉、可入耳式穿戴的传感系统，该系统可自动对整晚睡眠进行监控并进一步进行睡眠分期，以评价用户睡眠质量及用于睡眠相关研究。其技术优点有：(1) 本发明包括舒适可靠轻便的硬件，该硬件包括泡沫耳塞、导电织物和银质叶片组成的电极、导线、芯片和电路板；(2) 设计了从单通道耳内混合信号中分离出脑电信号EEG、眼电信号EOG和面部肌电信号EMG的算法，该算法先使用PSG所测信号求解参数，再用这些参数来进行分离信号，所分离的信号与PSG信号相比基本一致；(3) 本发明利用分离出的三种信号，进行睡眠分期的算法，该算法先进行特征提取与选择，在进行模型训练，然后

将训练后的模型用于睡眠阶段分类。

[0019] 总之本发明进行睡眠分期时,与PSG技术比较在保持高准确度的同时,拥有高舒适度,低成本和容易使用的特性。

附图说明

[0020] 图1是本发明采集三种信号EEG,EOG和EMG示意图;

[0021] 图2是本发明技术方案流的程图;

[0022] 图3是耳塞电极结构示意图;

[0023] 图4是记录耳内信号的电路示意图;

[0024] 图5是信号分离阶段流程图;

[0025] 图6是睡眠各个阶段和EEG、EOG和EMG信号之间的关系图;

[0026] 图7是本发明各模块之间的连接关系图;

[0027] 图中,1-纯银薄片,2-导电凝胶,3-导电织物,4-泡沫耳塞,5-活动电极,6-参考电极。

具体实施方式

[0028] 如图1所示,本发明用两对定制的柔性电极嵌入在现成的泡沫耳塞4上,来捕捉人脑、眼睛和面部肌肉的生物电活动,并提出了一种基于监督学习的非负矩阵因式分解算法,用于自适应地分析由传感器采集的耳内混合的单通道生物电信号,并从其中分离出EEG、EOG和EMG三种生物信号。还提供了一组机器学习算法来区分不同的睡眠阶段,该算法是具有二十五个决策树的随机森林算法分类器。本发明技术方案流程图如图2所示。

[0029] 本发明的轻量入耳式睡眠分期系统包括信号采集模块,信号处理模块,信号分离模块以及睡眠分期模块,信号采集模块连接信号处理模块,信号处理模块连接信号分离模块,信号分离模块连接睡眠分期模块,如图7所示。

[0030] (一)耳内生理信号采集和转换

[0031] 耳内生理信号采集和转换包括信号采集模块和信号处理模块,信号采集模块包括是传感器和电极,信号处理模块主要包括信号采集单片机。信号采集模块用于信采集耳内混合的单通道生物电号,信号处理模块将单通道生物电信号转换为数字信号。

[0032] (1)传感器材料的选取

[0033] 为了能够捕捉到可靠的生物信号,设计适合使用者耳道的设备是很重要的。一种方式是个性化模具,然而这种方法需要高成本和高时间消耗。因此,本发明为传感器底座增加了一个超薄声音块泡沫耳塞4。耳塞的软弹性材料(或记忆泡沫)使得,传感器在插入到耳朵中被挤压或扭曲之后,将很快重塑成其原始形态。泡沫耳塞4的这一基本属性提供了一个舒适和良好的拟合,使得传感器跟随在耳道内表面的形状。此外,它不仅在电极和耳内皮肤之间提供稳定的接触,而且减少了颌骨运动引起的运动伪影。此外,使用耳塞完全消除了个性化的对耳道大小的关注。而且,该耳塞的柔软表面和轻质特性使得在睡眠期间佩戴更加方便,而不会产生太多的干扰。最后,作为额外的好处,泡沫阻挡噪音,从而改善睡眠。

[0034] (2)电极的构造与放置

[0035] 如图3所示,通过对人耳道解剖的研究,本发明设计了一个椭圆形电极(约1厘米

长,0.7厘米宽)外形。为了使电极能稳定地捕捉弱线性生物信号,发明人尝试了三种不同的导电材料:铜电极、织物电极和纯银薄叶电极。实验结果表明,铜电极太硬不利于插入耳内,织物电极因其表面特殊的组织结构其电阻率很高且不均匀(19 Ω/sq)。于是选择利用导电织物3的柔软性,并在其上涂三层纯银薄叶片1做成电极表面,这样可以进一步降低和稳定织物电极与在耳道表面皮肤外层之间的电阻。其中还加入少量健康级导电凝胶2进行固定。然后,将活动电极5和参考电极6放置在两个单独的耳道中,通过增加距离来增强信号的电位。并使用屏蔽线把耳内信号从电极转移到放大器,以防止外部噪音。

[0036] (3) 信号采集单片机设计

[0037] 如图4所示,本发明使用脑机接口(BCI)板,用于采样和数字化耳内信号。该板由6v的电池源提供以保证安全,并且以2kHz的采样率和24db的增益配置。该信号被存储在板上的微型SD卡中,同时在PC中记录并随后离线处理,用来分离出EEG、EOG和EMG三种生物信号以及睡眠阶段区分。

[0038] (二) 基于监督NMF的信号分离组件

[0039] 该部分所包括的信号分离模块将基于NMF的模型与通过训练过程学习的源特定信息相结合将数字信号分离为EEG、EOG和EMG三种生物信号。

[0040] 由于耳内空间有限,检测到的生物信号本质上是由至少4个成分组成的单通道混合信号,包括EEG、EOG、EMG和不需要的噪声。混合信号被看作是来自光谱域中多个独立源的多个信号的线性组合,如式(1)中数学表示。

$$[0041] \quad X = \sum_{i=1}^3 (\omega_i \cdot S_i + \varepsilon) \quad (1)$$

[0042] 其中, S_i 是三个信号的光谱强度, ω_i 是相应的权重, ε 是噪音。

[0043] 目前存在着主成分分析(PCA)、独立分量分析(ICA)、经验模式分解(EMD)和非负矩阵分解(NMF)等主流技术来解决盲源分离问题。然而,为了精确地实现分离,这些技术通常需要:(1)收集的信道数等于或大于源信号数(NMF除外),(2)手动选择描述源信号的分解分量。基于现在所拥有的信道数(1信道)低于感兴趣的信号数(3信号),NMF在此限制下工作良好,因此提出了一种利用NMF的新源分离技术来解决面临的挑战。然而,基于NMF的生物信号分解模型存在两个问题,可能会降低分解后的生物信号的质量,这两个问题分别是:(1)NMF的非凸解空间引起的,原始源信号的非唯一估计(不适定问题),(2)生物信号在不同睡眠状态下的变化。为了解决这两个问题,把基于NMF的模型与通过训练过程学习的源特定先验知识相结合。接下来将具体描述这两个过程,使用NMF技术来学习源特定信息和利用训练学习的参数分离耳内混合信号。图5表示了该方法的总体过程。

[0044] 首先,在学习过程中的EEG、EOG和EMG三种生物信号是使用PSG标准设备获得的。利用基于单级SVM的NMF技术(SVM-NMF)计算相应的模板矩阵W。学习过程的算法如算法一所示:

[0045] 算法一 谱模板学习算法

[0046] 输入:

[0047] $\tilde{X}_{EEG}, \tilde{X}_{EOG}, \tilde{X}_{EMG}$ //PSG标准信号

[0048] 输出:

[0049] W_{ini} //频谱模板矩阵

$$[0050] \quad X_{EEG}, X_{EOG}, X_{EMG} = \text{ComputePowerSpectrum}(\tilde{X}_{EEG}, \tilde{X}_{EOG}, \tilde{X}_{EMG})$$

$$[0051] \quad [\hat{W}_{EEG}, \hat{H}_{EEG}] = \text{SVM_NMF}(X_{EEG})$$

$$[0052] \quad [\hat{W}_{EOG}, \hat{H}_{EOG}] = \text{SVM_NMF}(X_{EOG})$$

$$[0053] \quad [\hat{W}_{EMG}, \hat{H}_{EMG}] = \text{SVM_NMF}(X_{EMG})$$

$$[0054] \quad W_{ini} = [\hat{W}_{EEG}, \hat{W}_{EOG}, \hat{W}_{EMG}]$$

[0055] 然后,对于耳内信号X,将其近似分解为两个低秩的非负矩阵。

$$[0056] \quad X \cong W \cdot H \quad (2)$$

[0057] 其中 $X \in \mathbb{R}^{m \times n}$ 包括m个频段和n个时间帧;W是表示基本模式(成分)的谱模板矩阵;H是当W中的信号模式被激活时,所在时间点(位置)的激活矩阵。寻找W和H的最佳解等价于最小化X和W·H之间的距离定义的代价函数。由此,方程(2)通过乘法更新规则来求解以下优化问题:

$$[0058] \quad \{\hat{W}, \hat{H}\} = \arg \max_{W, H \geq 0} d(X | WH) \quad (3)$$

[0059] 在求解方程(3)时,利用训练阶段中提取的模板矩阵对W进行初始化,这样W就适应了来自不同用户的耳内信号。此外,使用IS散度 d_{IS} 作为NMF模型(IS-NMF)的代价函数,因为它具有一个尺度不变的特性,它有助于最小化一个人在不同记录中采集信号的变化。IS散度如下:

$$[0060] \quad d_{IS}(X | WH) = \frac{X}{WH} - \log \frac{X}{WH} - 1 \quad (4)$$

[0060] 分离过程的算法如算法二所示:

[0061] 算法二 信号分离算法

[0062] 输入:

[0063] IS//耳内信号

[0064] W_{ini} //频谱模板矩阵

[0065] ST//分割时间长度

[0066] 输出:

[0067] $\hat{X}_{EEG}, \hat{X}_{EOG}, \hat{X}_{EMG}$ //分离出的信号

[0068] $\tilde{X} = \text{PreprocessSignal}(IS)$

[0069] $X = \text{ComputePowerSpectrum}(\tilde{X})$

[0070] Seg = SegmenSignal (IS, ST)

[0071] for i=1 to sizeof (Seg) do

[0072] $H_{ini} = \text{InitializeMatrixRandomly}()$

[0073] $[\hat{W}, \hat{H}] = \text{IS_NMF}(Seg_i)$

[0074] $V_{EEG}(Seg_i) = \hat{W}_{EEG}(Seg_i) \times \hat{H}_{EEG}(Seg_i)$

[0075] $V_{EOG}(Seg_i) = \hat{W}_{EOG}(Seg_i) \times \hat{H}_{EOG}(Seg_i)$

[0076] $V_{EMG}(Seg_i) = \hat{W}_{EMG}(Seg_i) \times \hat{H}_{EMG}(Seg_i)$

[0077] $[\hat{X}_{EEG}, \hat{X}_{EOG}, \hat{X}_{EMG}] = \text{ReconstructSignal}(X, [V_{EEG}, V_{EOG}, V_{EMG}])$

[0078] (三) 自动睡眠分期

[0079] 该部分所包括的睡眠分期模块通过分类器分析EEG、EOG和EMG三种生物信号的特征属性得出睡眠分期结果。

[0080] 采集并分离出EEG、EOG和EMG三种生物信号后,就可以进行睡眠分期了。在图6中表示出了睡眠阶段和EEG、EOG和EMG信号之间的关系,如图6所示。

[0081] 人类的睡眠是一个重复的睡眠周期。专家可以目视检查从受试者睡眠中采集的EEG、EOG和EMG信号,并标签每一段(如30秒的时间内)信号相应的睡眠阶段。在睡眠阶段分类中,EOG和EMG信号由于振幅变化大、频率模式不明显,因而常用时间特征来区分。光谱特征通常被提取出来分析EEG信号,因为脑电波通常在不同的阶段中都是在离散频率范围内。还有一些非线性特征也可以用来做睡眠分期。参考EEG、EOG和EMG分类文献,本发明考虑了表1中列出的各类别的特征。

[0082] 表1从生物电信号提取的特征

[0083]

特征	
时间特征	平均振幅, 方差, 75 百分位数, 偏度, 峰度
光谱特征	绝对谱功率, 相对谱功率, 相对谱比, 谱边频率
非线性特征	分形维数, 熵

[0084] 由特征属性到分类结果,有很多种方法可以使用,如人工神经网络(ANN),支持向量机(SVM),决策树以及随机森林等。本发明使用了具有二十五个决策树的随机森林法作为适合我们系统的分类器。决策树分类器具有灵活性,并能很好地处理分类数据,不过存在过度拟合和高维对决策树的影响,为此可以集成随机森林学习方法来进行分类,这样能够有效地处理高维属性,减少了对大型训练数据集的计算量。选择通过FSP特征集合来构造一个多决策树在训练阶段,来确定每30秒段的生物信号在分类阶段相应的睡眠阶段。

[0085] 综上所述,本发明提出了一种重量轻、价格低廉、可入耳式穿戴的传感系统,该系统可自动对整晚睡眠进行监控并进一步进行睡眠分期,其主要具有以下的特点:

[0086] (1) 本发明研制一种耳内可穿戴记录仪,并对采集到的耳内信号进行预处理,以消除可能的信号干扰(如人体运动伪影、电噪声),本发明设计的硬件方案的特点是:a)能够适应人耳内的狭小不均匀区域,并易于在下颌运动(如牙齿磨削、咀嚼、说话)下的变形能力,b)能捕捉通常较弱(在微伏的振幅)生物信号的能力,c)给用户舒适无害的穿着体验。本发明的耳内记录仪是第一个核心要点。

[0087] (2) 发明了一种分离算法从预处理过的耳内信号提取出EEG、EOG和EMG三种生物信号,并能做到不损失其本质;其特征在于使用NMF方法来学习源特定信息和利用训练学习的参数分离耳内混合信号,本发明所提算法一(谱学习算法)与算法二(信号分离算法)是本发明的第二个核心要点。

[0088] (3) 本发明提供了一组机器学习算法来区分不同的睡眠阶段,其使用耳内记录信号分离出的EEG、EOG和EMG信号;使用了具有二十五个决策树的随机森林法作为分类器;决

策树分类器具有灵活性,并能很好地处理分类数据,不过存在过度拟合和高维对决策树的影响,为此可以集成随机森林学习方法来进行分类,这样能够有效地处理高维属性,减少了对大型训练数据集的计算量。本发明的特征提取方法(如表1)和所采用的决策树分类用于睡眠阶段分类是本发明的第三个核心要点。

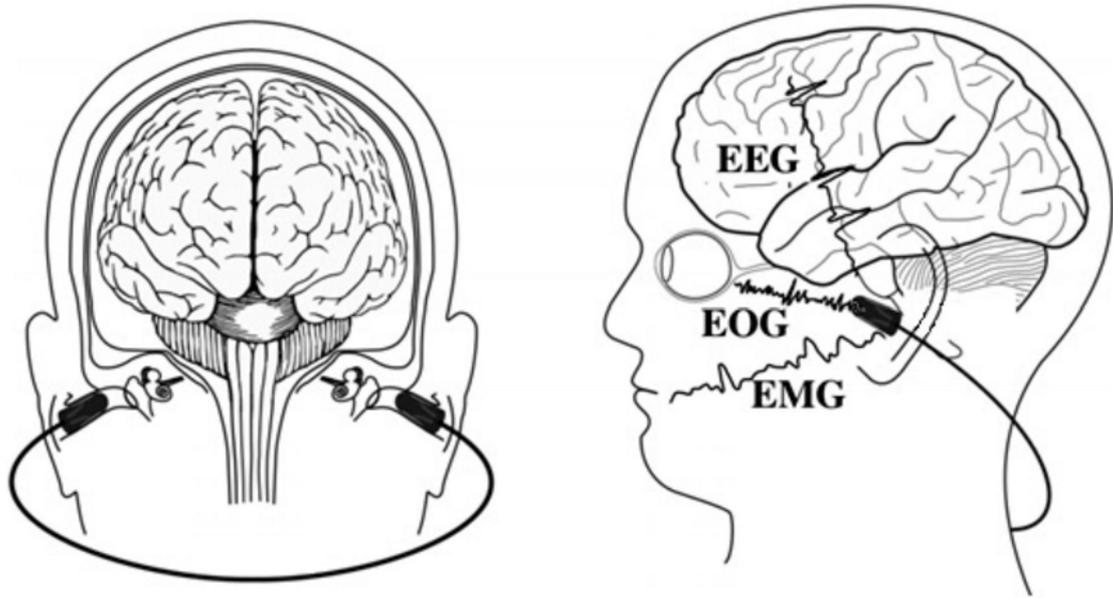


图1

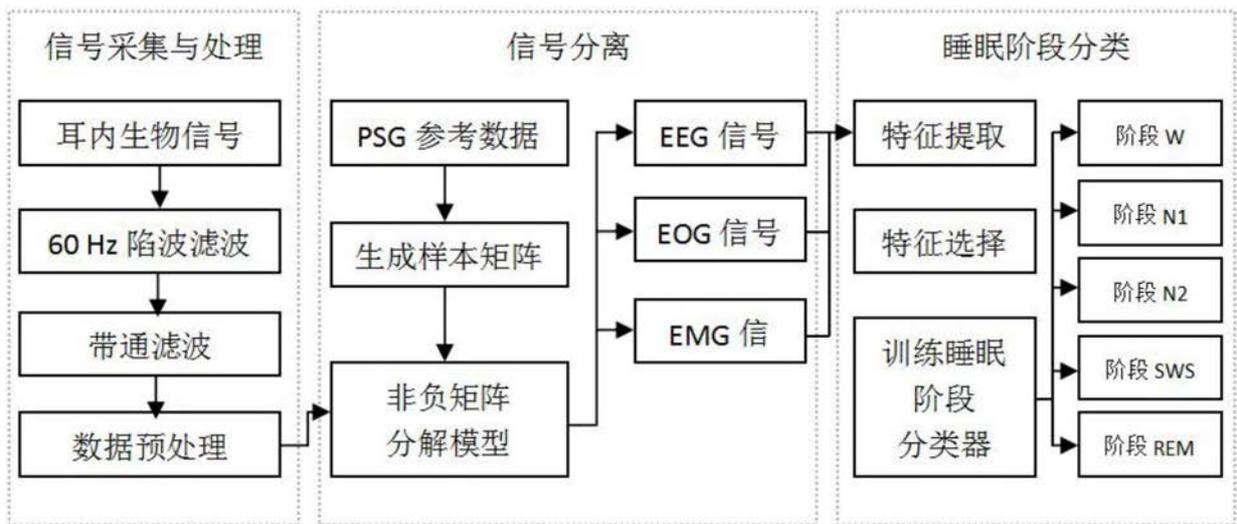


图2

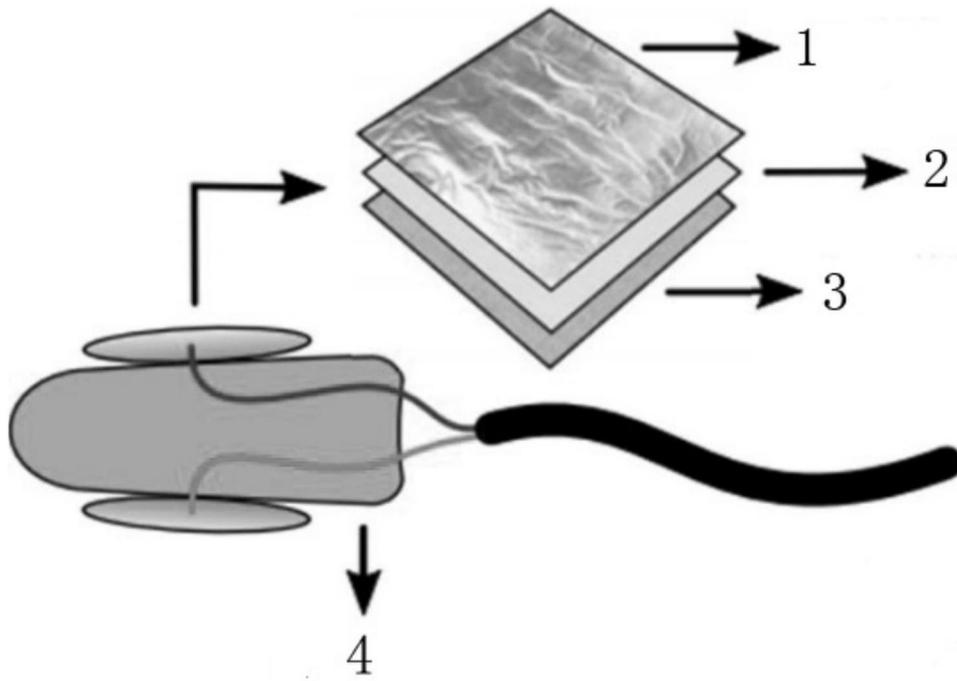


图3

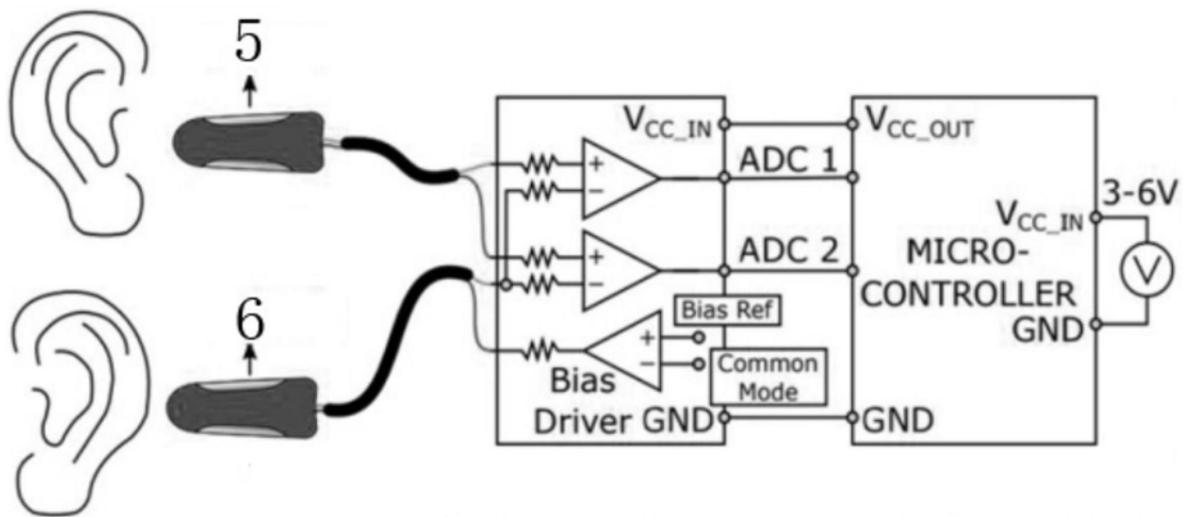


图4

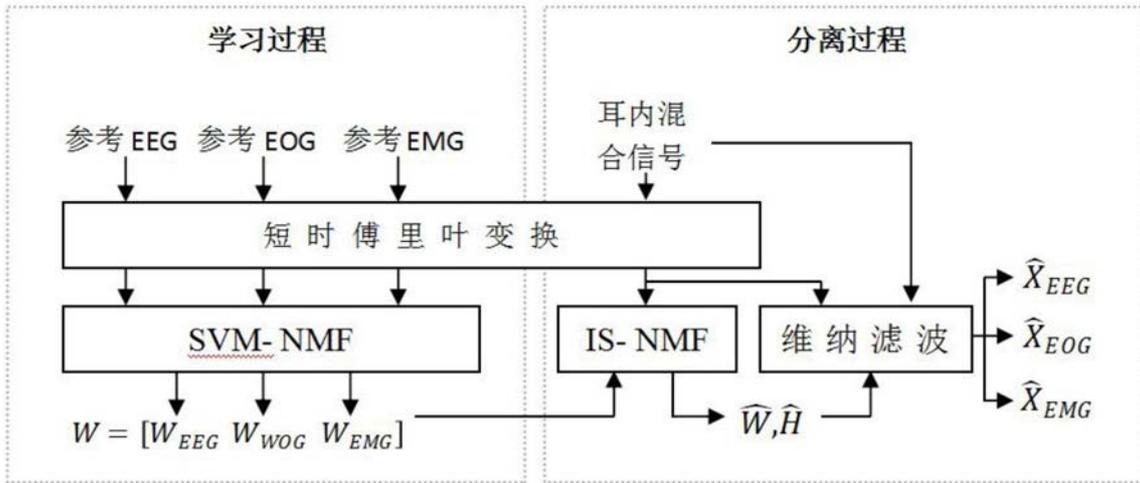


图5

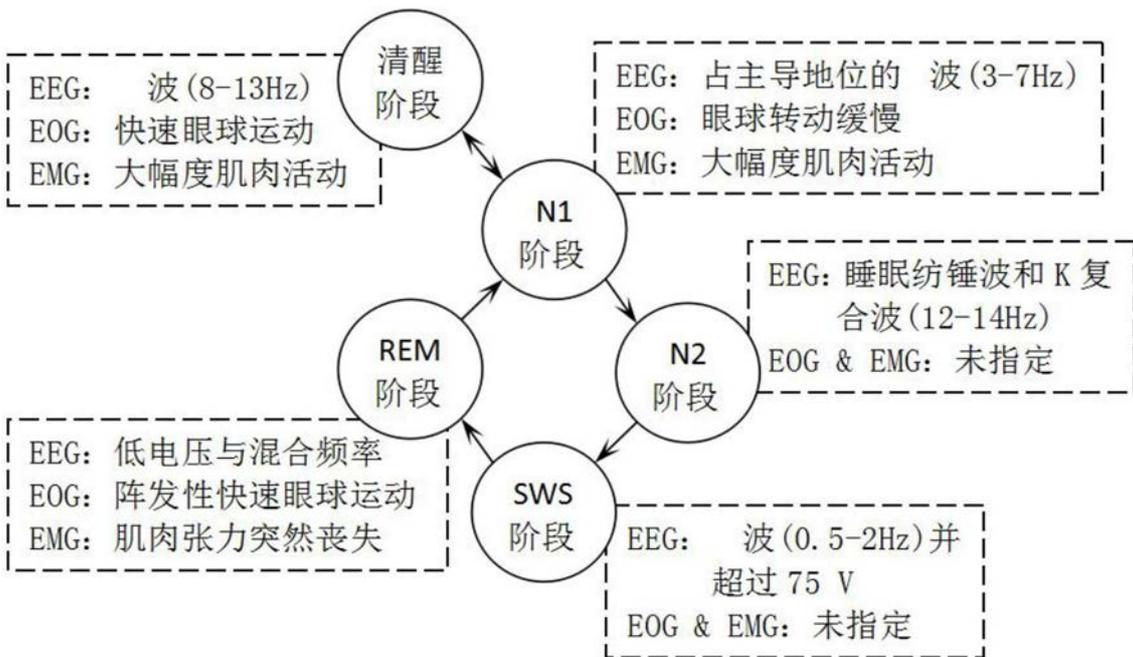


图6

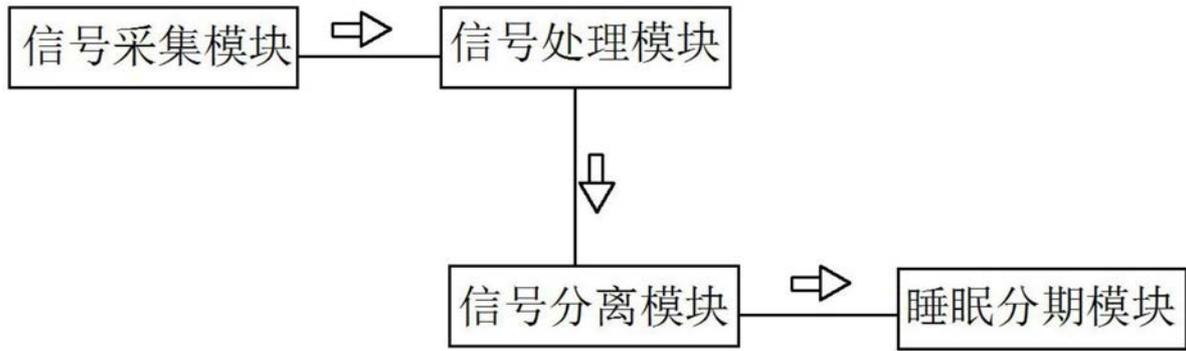


图7

专利名称(译)	轻量入耳式睡眠分期系统		
公开(公告)号	CN108451505A	公开(公告)日	2018-08-28
申请号	CN201810351749.9	申请日	2018-04-19
[标]发明人	罗敢 曾亮 陈哲		
发明人	罗敢 曾亮 陈哲		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/4812 A61B5/72		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种轻量入耳式睡眠分期系统，包括信号采集模块，信号处理模块，信号分离模块以及睡眠分期模块，信号采集模块连接信号处理模块，信号处理模块连接信号分离模块，信号分离模块连接睡眠分期模块；信号采集模块用于采集耳内混合的单通道生物电，信号处理模块将单通道生物电转换为数字信号；信号分离模块将基于非负矩阵分解的模型与通过训练过程学习的源特定信息相结合将数字信号分离为脑电信号、眼电信号以及面部肌肉电信号三种生物信号；睡眠分期模块通过分类器分析脑电信号、眼电信号以及面部肌肉电信号三种生物信号的特征属性得出睡眠分期结果，该系统可以对人体的睡眠进行分期。

