



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106618611 A

(43)申请公布日 2017.05.10

(21)申请号 201710129391.0

(22)申请日 2017.03.06

(71)申请人 兰州大学

地址 730000 甘肃省兰州市天水南路222号

(72)发明人 胡斌 张冰涛 高国平 王少飞

(74)专利代理机构 北京汇彩知识产权代理有限公司 11563

代理人 王键

(51)Int.Cl.

A61B 5/16(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/0496(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

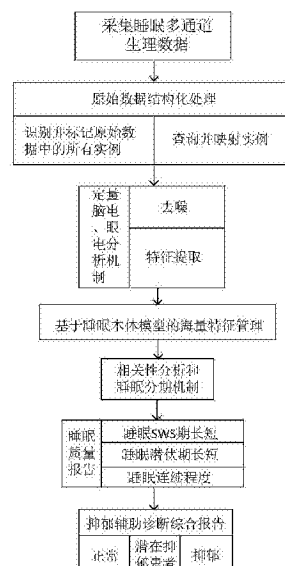
权利要求书1页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

基于睡眠多通道生理信号的抑郁症辅助诊断方法和系统

(57)摘要

本发明提供一种基于睡眠多通道生理信号的抑郁症辅助诊断方法和系统,以多通道睡眠生理信号为数据来源,以信号特征及睡眠分期结果为依据,对睡眠多通道生理信号进行特征提取、特征选择,获取睡眠分期结果并依据该结果生成睡眠质量报告及抑郁辅助诊断综合报告,对抑郁症的临床诊断起到辅助作用。本发明的方法包括:(1)采集睡眠多通道生理信号,包括采集脑电及眼电两种睡眠生理信号;(2)将采集的原始数据进行结构化处理,得到睡眠生理结构化数据;(3)对睡眠生理结构化数据采用本体建模方式进行相关性分析和分类,形成睡眠本体模型,获得最佳特征组合,进行睡眠分期;(4)依据睡眠分期结果生成睡眠质量报告及抑郁辅助诊断综合报告。



1. 一种基于睡眠多通道生理信号的抑郁症辅助诊断方法,其特征在于,包括:
 - (1) 采集睡眠多通道生理信号,包括采集脑电及眼电两种睡眠生理信号;
 - (2) 将采集的原始数据进行结构化处理,得到睡眠生理结构化数据;
 - (3) 对睡眠生理结构化数据采用本体建模方式进行定量分析,形成睡眠本体模型,获得最佳特征组合,进行睡眠分期;
 - (4) 依据睡眠分期结果生成睡眠质量报告及抑郁辅助诊断综合报告。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述步骤1)中,脑电信号采集4导:C3-A2、C4-A1、O1-A2、O2-A1;眼电信号采集两导:ROC-A1、LOC-A2。
3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述步骤2)中,所述结构化处理是指将原始非结构化脑电、眼电数据转换为结构化的计算机可直接读取的形式;分为两步:(1)识别并标记原始数据中的所有实例;(2)查询并映射实例。
4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述步骤3)中的定量分析,包括采用快速ICA算法将结构化处理后的数据进行去噪处理。
5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述步骤3)中的定量分析,包括去噪之后选择与睡眠分期密切相关的频段数据进行特征提取;所述特征提取采用三种定量分析方法:线性方法,非线性方法和统计方法;线性方法用于分析提取时域数据和频域数据的特征;非线性方法用于分析提取反映神经活动的本质的非线性特征;统计方法用于分析提取数据的统计特征。
6. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于,所述步骤3)中,所述睡眠本体模型自上而下设计为三层:范畴层、分类层和实例层;所述范畴层包含所有的兴趣域,每个兴趣域的具体核心概念被定义在中间的分类层;每个核心概念的具体化实例在实例层。
7. 根据权利要求6所述的方法,其特征在于,所述步骤3)中,还包括相关性分析和分类的步骤;所述相关性分析获得的最佳特征组合用于睡眠分期;所述分类步骤用于实现睡眠分期。
8. 根据权利要求7所述的方法,其特征在于,所述步骤4)中,依据睡眠分期结果生成的睡眠质量报告包括以下三方面:睡眠SWS期长短评分;睡眠潜伏期长短评分;睡眠连续程度评分。
9. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于,所述步骤4)中,所述抑郁辅助诊断综合报告由抑郁指数体现,描述为:
$$\text{抑郁指数} = (\text{睡眠SWS期长短评分} * 35\% + \text{睡眠潜伏期长短评分} * 35\% + \text{睡眠连续程度评分} * 30\%) * 0.1。$$
10. 一种基于睡眠多通道生理信号的抑郁症辅助诊断系统,其特征在于,包括四个模块:原始数据采集模块、原始数据结构化处理模块、睡眠特征分析管理模块;诊断决策模块;所述原始数据采集模块用于采集睡眠多通道生理信号,包括采集脑电及眼电两种睡眠生理信号;所述原始数据结构化处理模块用于将原始数据进行结构化处理,得到睡眠生理结构化数据;所述睡眠特征分析管理模块用于对睡眠生理结构化数据采用本体建模方式进行定量分析,形成睡眠本体模型,获得最佳特征组合,进行睡眠分期;所述诊断决策模块用于依据睡眠分期结果生成睡眠质量报告及抑郁辅助诊断综合报告。

基于睡眠多通道生理信号的抑郁症辅助诊断方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及计算机医疗辅助系统,特别是涉及一种基于睡眠多通道生理信号的抑郁症辅助诊断方法和系统。

背景技术

[0002] 抑郁症又称抑郁障碍,主要临床特征为心境低落、情绪消沉及其导致的其他各种病理性异常生理症状,如睡眠障碍、食欲减退、身体部位疼痛等。其中睡眠障碍是诸多异常生理症状中表现最为明显、最为普遍的一项。目前国际上通用的抑郁症诊断标准有ICD-10和DSM-IV,国内主要采用ICD-10,而确切的临床诊断仍主要依据病史、临床症状、病程及体格检查和实验室检查等诸多步骤,过程繁多且准确性仍有不足。经查阅,现有抑郁症临床诊断规范模式和诊断筛查量表中均未涉及与睡眠分期结果相关的睡眠质量报告。而睡眠质量作为考察人体综合健康状况的一项重要指标,在临床医学中多个领域均有普遍考察,但仍未将其纳入抑郁症的诊断依据范围当中,此为现有抑郁症临床诊断的一大缺陷。本发明的创新要点之一就是依据患者的睡眠分期结果获得其睡眠质量报告,从而对患者的抑郁症诊断起到重要的辅助作用。

[0003] 睡眠分期的理论来源于对多导睡眠图(PSG)的结果分析。传统的睡眠分期是由训练有素的专家基于多导睡眠图的可视波形记录而进行人工判断,是一个主观、重复并且耗时的决策过程。而分期判断的标准则来源于1968年在美国提出的R&K标准。根据该标准提出的健康成人的睡眠特征,人脑的活动分为三种状态,即清醒状态(wake),非快动眼睡眠状态(NREM sleep)和快动眼睡眠状态(REM sleep)。其中NREM睡眠又可进一步分为1~4期,NREM睡眠的3期和4期合称慢波睡眠(slow wave sleep, SWS)。所有的睡眠分期结果都将处于5种睡眠阶段之中,即非快动眼睡眠状态(NREM sleep)的1~4期和快动眼睡眠状态(REM sleep)。现有技术中公开的睡眠分期方法,例如深圳创达云睿智能科技有限公司的发明专利:基于睡眠脑电信号的睡眠分期方法及装置,公开了一种基于睡眠脑电信号的睡眠分期方法,包括采用预设的时频分析方法对预设的各睡眠阶段的原始脑电信号进行分析,获取各睡眠阶段的脑电信号特征信息;根据所述脑电信号特征信息建立各睡眠阶段的脑电信号特征模型;基于所述脑电信号特征模型对待处理脑电信号进行睡眠分期。这种分期方法存在两处不足——首先,该方法仅仅采集了脑电信号,并未采集眼电信号。据现有的睡眠分期文献资料,睡眠分期的重要生理信号来源除了脑电信号外最为重要的就是眼电信号,通常较为可信的睡眠分期结果均来自于采集至少两路生理信号的睡眠监测系统,缺少一路生理信号采集会影响睡眠分期的精度。其次,该方法并未对所采集的信号特征做进一步处理和管理,而是全部直接用于特征模型的建立。这样的做法不足之处在于,通常所采集的原始生理信号特征为非结构化数据,对其不加处理而直接进行表示、管理、分析和整理工作需要庞大的计算资源并且会影响结果的准确性。本发明的另一创新要点在于睡眠分期方法上的创新,针对以上两点不足做出改进。

发明内容

[0004] 本发明提供一种基于睡眠多通道生理信号的抑郁症辅助诊断方法和系统,以多通道睡眠生理信号为数据来源,以信号特征及睡眠分期结果为依据,对睡眠多通道生理信号进行特征提取、特征选择、特征管理、规则训练和规则推理,获取睡眠分期结果并依据该结果生成睡眠质量报告及抑郁辅助诊断综合报告,对抑郁症的临床诊断起到辅助作用。

[0005] 本发明的技术方案是:

[0006] 1.一种基于睡眠多通道生理信号的抑郁症辅助诊断方法,其特征在于,包括:

[0007] (1) 采集睡眠多通道生理信号,包括采集脑电及眼电两种睡眠生理信号;

[0008] (2) 将采集的原始数据进行结构化处理,得到睡眠生理结构化数据;

[0009] (3) 对睡眠生理结构化数据采用本体建模方式进行定量分析,形成睡眠本体模型,获得最佳特征组合,进行睡眠分期;

[0010] (4) 依据睡眠分期结果生成睡眠质量报告及抑郁辅助诊断综合报告。

[0011] 2.所述步骤1)中,脑电信号采集4导:C3-A2、C4-A1、O1-A2、O2-A1;眼电信号采集两导:ROC-A1、LOC-A2。

[0012] 3.所述步骤2)中,所述结构化处理是指将原始非结构化脑电、眼电数据转换为结构化的计算机可直接读取的形式;分为两步:(1) 识别并标记原始数据中的所有实例;(2) 查询并映射实例。

[0013] 4.所述步骤3)中的定量分析,包括采用快速ICA算法将结构化处理后的数据进行去噪处理。

[0014] 5.所述步骤3)中的定量分析,包括去噪之后选择与睡眠分期密切相关的频段数据进行特征提取;所述特征提取采用三种定量分析方法:线性方法,非线性方法和统计方法;线性方法用于分析提取时域数据和频域数据的特征;非线性方法用于分析提取反映神经活动的本质的非线性特征;统计方法用于分析提取数据的统计特征。

[0015] 6.所述步骤3)中,所述睡眠本体模型自上而下设计为三层:范畴层、分类层和实例层;所述范畴层包含所有的兴趣域,每个兴趣域的具体核心概念被定义在中间的分类层;每个核心概念的具体化实例在实例层。

[0016] 7.所述步骤3)中,还包括相关性分析和分类的步骤;所述相关性分析获得的最佳特征组合用于睡眠分期;所述分类步骤用于实现睡眠分期。

[0017] 8.所述步骤4)中,依据睡眠分期结果生成的睡眠质量报告包括以下三方面:睡眠SWS期长短评分;睡眠潜伏期长短评分;睡眠连续程度评分。

[0018] 9.所述步骤4)中,所述抑郁辅助诊断综合报告由抑郁指数体现,描述为:

[0019] 抑郁指数=(睡眠SWS期长短评分*35%+睡眠潜伏期长短评分*35%+睡眠连续程度评分*30%)*0.1。

[0020] 10.一种基于睡眠多通道生理信号的抑郁症辅助诊断系统,其特征在于,包括四个模块:原始数据采集模块、原始数据结构化处理模块、睡眠特征分析管理模块;诊断决策模块;所述原始数据采集模块用于采集睡眠多通道生理信号,包括采集脑电及眼电两种睡眠生理信号;所述原始数据结构化处理模块用于将原始数据进行结构化处理,得到睡眠生理结构化数据;所述睡眠特征分析管理模块用于对睡眠生理结构化数据采用本体建模方式进

行定量分析,形成睡眠本体模型,获得最佳特征组合,进行睡眠分期;所述诊断决策模块用于依据睡眠分期结果生成睡眠质量报告及抑郁辅助诊断综合报告。

[0021] 本发明的技术效果:

[0022] 本发明提供一种基于睡眠多通道生理信号的抑郁症辅助诊断方法和系统,以多通道睡眠生理信号为数据来源,以信号特征及睡眠分期结果为依据,对睡眠多通道生理信号进行特征提取、特征选择、特征管理、规则训练和规则推理,获取睡眠分期结果并依据该结果生成睡眠质量报告及抑郁辅助诊断综合报告,对抑郁症的临床诊断起到辅助作用。

[0023] 1. 本发明采集的多导睡眠数据包括采集脑电及眼电两种睡眠生理信号。完整的多导睡眠图所采集的生物信号包括脑电、眼电、下颌肌电以及心电信号,在多导睡眠图信号中,最重要的是脑电图,其次是眼电图。因此本发明采集脑电及眼电两种睡眠生理信号,相比于只采集脑电信号的睡眠分期系统,增加眼电信号的采集相当于扩展了特征集,能够增强自动睡眠分期的准确性。

[0024] 2. 本发明采集的多导睡眠数据采集周期为30秒,且睡眠监测过程贯穿于被试者的整个睡眠期间,即6至8个小时之间,再加上采集的是多路生理信号,从而采集的原始数据是数据量十分庞大的非结构化数据,处理和分析这一扩展的非结构化特征集,对现有的计算机系统来说任务量过于庞大,若要保证足够的数量则需要延长数据处理的时间,效率相对太低。因此本发明在设计之初便提出了两个重要需求:(1)能够表示、管理和分析大数据量的非结构化数据特征,并且可以变换形式使人和计算机均可以阅读或识别;(2)根据采集到的生理信号的数据特征提供有效的分析和分类机制从而完成睡眠分期工作。因此本发明选择采用本体建模和数据挖掘技术来应对大量非结构化数据的分析处理工作,对原始生理数据、脑电图和眼电图特征和其它上下文信息采用本体建模方式分析和处理,基于睡眠本体模型进行海量特征管理。本发明的本体建模方式作为一种数据处理工具具有突出的优点:有效、规范且简洁;对于大量特征实现有机化和分层化管理;实现数据获取、数据共享和数据重复使用;不同的数据可以通过语义识别和定量分析方式来分类整理。

附图说明

[0025] 图1是本发明的方法流程示意图。

[0026] 图2是本发明的原始数据结构化处理过程图。

[0027] 图3是本发明的有效特征提取过程图。

[0028] 图4是本发明的睡眠本体模型结构示意图。

[0029] 图5是本发明的有效特征提取结果图。

[0030] 图6是本发明的睡眠分期过程图。

[0031] 图7是本发明的睡眠分期结果图。

具体实施方式

[0032] 以下结合附图对本发明的实施例作进一步详细说明。

[0033] 如图1所示,是本发明的方法流程示意图。一种基于睡眠多通道生理信号的抑郁症辅助诊断方法,包括:

[0034] (1) 采集睡眠多通道生理信号,包括采集脑电及眼电两种睡眠生理信号;

[0035] (2) 将采集的原始数据进行结构化处理,得到睡眠生理结构化数据;

[0036] (3) 对睡眠生理结构化数据采用本体建模方式进行定量分析,形成睡眠本体模型,获得最佳特征组合,进行睡眠分期;

[0037] (4) 依据睡眠分期结果生成睡眠质量报告及抑郁辅助诊断综合报告。

[0038] 具体实现过程如下:

[0039] 步骤(1)中,采集原始睡眠生理数据,支气管哮喘、慢性阻塞性肺病、心率不全、安装心脏起搏器、梦游症、睡眠癫痫症等相关疾病患者不能被列为数据采集对象。

[0040] 本发明使用多导睡眠仪(PSG)作为原始睡眠生理数据采集设备,脑电信号采集4导:C3-A2、C4-A1、O1-A2、O2-A1;眼电信号采集两导:ROC-A1、LOC-A2。脑电电极的安置严格按照标准国际10-20系统,眼电电极安置位置:一侧为眼外眦上、外各1cm处,对侧为眼外眦向下、外各1cm处。电极安置完成之后,在被试准备入睡时开始采集数据,采集周期为30秒,采集时长一般为6到8小时。

[0041] 步骤(2)中,原始数据结构化处理作为数据预处理阶段,如图2所示,是本发明的原始数据结构化处理过程图。本发明实施例使用protégé4.1编辑器完成原始数据的结构化处理,首先建立无实例原始数据本体,然后使用此本体对采集的非结构化原始数据进行实例识别和标记,标记后原始数据以具体实例形式存在,例如,实例1电极位置,实例2被试编号,实例3生理数据类型,实例4被试健康状况,……,然后对其进行查询和映射形成以本体形式存储的结构化数据,以便供计算机读取。

[0042] 步骤(3)中,包括定量分析睡眠生理结构化数据的步骤,包括:去噪和特征提取;首先使用快速ICA算法去噪,然后进行特征提取。详细过程如图3所示:

[0043] 第一步:使用快速ICA算法对以本体形式存储的结构化数据去噪;

[0044] 第二步:去噪之后选择被广泛承认的与睡眠分期密切相关的频段数据进行特征提取。本发明选择与睡眠分期密切相关的频段主要包括: α 1pha (8-13Hz)、 β eta (12-30Hz)、 θ eta (4-8Hz)、 δ eIta (0.5-2Hz)、spindle (12-14Hz)、sawtooth (2-6Hz)和K complex (1Hz)。采用三种定量分析方法:线性方法,非线性方法和统计方法对以上频段数据进行特征提取。线性方法用于提取时域特征和频域特征;非线性方法用于提取反映神经活动本质的非线性特征;统计方法用于分析提取数据的统计特征。使用MALAB编写相应特征提取程序,程序运用之后得到如下特征:

[0045] 线性方法:a) α 1pha、 β eta、 θ eta、 δ eIta、spindle和sawtooth频段的绝对功率;b) α 1pha、 β eta、 θ eta、 δ eIta、spindle和sawtooth频段的相对功率;c) α 1pha、 β eta、 θ eta、 δ eIta、spindle和sawtooth频段的中心频率;d) α 1pha、 β eta、 θ eta、 δ eIta、spindle和sawtooth频段的最大功率;e) β eta和 δ eIta绝对功率比、 α 1pha和 β eta绝对功率比、 α 1pha和spindle绝对功率比、 θ eta和 α 1pha绝对功率比、 δ eIta和 θ eta绝对功率比、 δ eIta和 α 1pha绝对功率比、 δ eIta和spindle绝对功率比、spindle和 β eta绝对功率比;f) hjorth参数(Activity, Mobility和Complexity)。

[0046] 非线性方法:谱熵;香农熵;kolmogorov熵;C0复杂度。

[0047] 统计方法:平均振幅;方差;歪斜度;峰态。

[0048] 以上三种定量分析方法提取的海量特征不能直接反映出与睡眠分期之间的关联性,因此步骤(3)中还包括采用Relief算法去寻找睡眠生理特征与睡眠分期之间的潜在关

联性,从海量睡眠生理特征中寻找最佳特征组合,获得最佳特征组合的步骤。

[0049] 一旦最佳特征组合获得之后,将与睡眠相关的上下文信息一起被存储在睡眠本体模型当中。

[0050] 睡眠本体模型用于存储海量信息,其结构如图4所示,是一种自上向下,抽象到具体的设计思路,主要结构由范畴层、类层和实例层三部分组成。睡眠本体模型的形成过程如下:

[0051] 第一步:范畴层建立EEG-EOG-Sleep本体的两大领域:原始EEG-EOG本体和睡眠本体。

[0052] 第二步:针对范畴层两大领域分别在类层构建对应的核心概念,例如睡眠本体对应的核心概念主要包括:提取的EEG和EOG特征、睡眠分期以及分期规则等。

[0053] 第三步:对类层的核心概念进行实例化,实例层存储大量具体实例,即具体的结构化数据,例如:核心概念“被试”具体化之后对应真实存在的个体,本发明用被试编号表示具体的被试,编号SC4011即是一个健康的男性。

[0054] 步骤(3)中,还包括相关性分析和分类的步骤。相关性分析获得的最佳特征组合(即最终有效特征)用于睡眠分期;分类步骤用于实现睡眠分期。

[0055] 相关性分析的步骤分为以下三步:

[0056] 第一步:参数初始化

[0057] $k=8; m=129; \delta=0.05; W(A)=0; T=\emptyset;$

[0058] k :最近相邻类;

[0059] m :特征总数;

[0060] δ :阈值特征权重;

[0061] $W(A)$:每个特征的初始权重;

[0062] T :最相关特征集合。

[0063] 第二步:计算所有特征的权重,每次从训练样本集中随机取出一个样本 R ,然后从和 R 同类的样本集中找出 R 的 k 个近邻样本(near Hits),从每个 R 的不同类的样本集中均找出 k 个近邻样本(near Misses),然后更新每个特征的权重,(详细介绍见文献I.Kononenko, Estimating attributes:Analysis and extensions ofRELIEF.Lecture Notes in Computer Science,vol.78,no.4,pp.171-182,Apr.1994.)计算过程如下式所示:

[0064] for $A=1$ to m //计算所有特征

$$W(A) = W(A) - \sum_{j=1}^k \text{diff}(A, R, H_j) / (mk) +$$

$$\sum_{C \in \text{class}(R)} \left[\frac{p(C)}{1 - p(\text{class}(R))} \sum_{j=1}^k \text{diff}(A, R, M_j(C)) \right] / (mk)$$

[0066] end

[0067] 其中 $\text{diff}(A, R_1, R_2)$ 为特征 A 中样例 R_1 和 R_2 的差异,其定义为:

$$[0068] \quad \text{diff}(A, R_1, R_2) = \begin{cases} \frac{|R_1[A] - R_2[A]|}{\max(A) - \min(A)} & \text{if } A \text{ is continuous} \\ 0 & \text{if } A \text{ is discrete and } R_1[A] = R_2[A] \\ 1 & \text{if } A \text{ is discrete and } R_1[A] \neq R_2[A] \end{cases}$$

[0069] 第三步:选择最相关的特征组合,使用第二步计算得到的m个特征权重与阈值特征权重比较,若大于阈值,则将对应的第A个特征添加到最相关特征集合之中。

[0070] for A=1 to m

[0071] if $W(A) \geq \delta$ //判断权重是否大于阈值特征权重

[0072] add A to T; //添加第A个特征到最相关特征集合

[0073] end

[0074] 最终选择的最佳特征组合的结果见图5,当阈值设置为 $\delta=0.05$ 时,对于女性而言,与睡眠分期最相关的特征(即最终有效特征)有14个;对于男性而言,与睡眠分期最相关的特征(即最终有效特征)有9个。

[0075] 如图6所示,是本发明的睡眠分期过程流程图。

[0076] 本发明采用随机森林算法实现睡眠分期,主要分为以下三步:

[0077] 第一步:从睡眠本体模型中选取有效生理特征(EEG和EOG),并且睡眠专家依据“R&K”睡眠分期规则或者“AASM”睡眠分期规则,把本体形式存储的结构化数据,通过人工手动方式划分为不同的睡眠阶段;结合生理特征与其对应睡眠阶段作为引导样本,共形成500个引导样本用于放回抽样。

[0078] 第二步:每个引导样本基于随机森林算法建立分类决策树模型。每个决策树选择根属性,然后将引导样本拆分成基于单个属性的子集。节点属性的选择和拆分标准基于节点属性的信息增益(IG)。每个数据集S拆分为子集 S_i 的信息增益定义如下:

$$[0079] \quad IG = -\sum_{i=1}^c \frac{|S_i|}{|S|} E(S_i)$$

[0080] 在上式中,c表示类的数目(这里 $c=5$ 表示5段睡眠期:清醒期,NREM1期,NREM2期,SWS期和REM期)。E(S_i)表示子集 S_i 的信息熵。计算方法如下:

$$[0081] \quad E(S_i) = -\sum_{j=1}^c p_j \log_2(p_j)$$

[0082] 其中 p_j 是子集 S_i 中睡眠期i的比例。

[0083] 每个属性都要计算其信息增益,而信息增益最高的属性会被选择为根节点。该过程将在每个分支节点递归重复直到完成对所有属性的遍历,或到达一个叶节点,即睡眠分期的输出结果。

[0084] 第三步:重复第二步建立500棵分类决策树,依据随机森林算法规则结合500棵分类决策树训练形成规则集合,最终实现自动化睡眠分期。

[0085] 部分睡眠分期结果如图7所示,此图给出一位被试时长9小时的睡眠过程,五种睡眠阶段的变化情况,例如从睡眠分期结果可以看出NREM2在整个睡眠过程中占的时长最大。

[0086] 步骤(4)中,依据睡眠分期结果生成睡眠质量报告,睡眠质量报告划分为不同等级用于量化睡眠质量,报告内容包括以下三方面:睡眠SWS期长短;睡眠潜伏期长短;睡眠连续程度。具体定量如下:

[0087] 睡眠SWS期长短分为四等级:

[0088] 一级:SWS期长短正常范围内,评分75-100;

[0089] 二级:SWS期长短减少小于40%,评分50-75;

[0090] 三级:SWS期长短减少大于40%,评分0-50;

[0091] 四级:SWS期缺失,评分25。

[0092] 睡眠潜伏期长短分为三等级：

[0093] 一级：潜伏期在20分钟内，评分75-100；

[0094] 二级：潜伏期在大于20分钟小于30分，评分40-75；

[0095] 三级：潜伏期大于30分钟内，评分0-40。

[0096] 睡眠连续程度分为三等级：

[0097] 一级：起夜小于5次，评分65-100；

[0098] 二级：起夜大于5次小于10次，评分30-65；

[0099] 三级：起夜大于10次，评分0-30。

[0100] 步骤(4)中，抑郁症辅助诊断综合报告由抑郁指数体现，其形式化描述为：

[0101] 抑郁指数 = (睡眠SWS期长短评分*35% + 睡眠潜伏期长短评分*35% + 睡眠连续程度评分*30%)*0.1。

[0102] 依据抑郁指数确定辅助诊断决策结果：

[0103] 抑郁指数大于8分：正常；

[0104] 抑郁指数6至8分：潜在抑郁患者；

[0105] 抑郁指数小于6分：抑郁。

[0106] 相应的，一种基于睡眠多通道生理信号的抑郁症辅助诊断系统，包括四个模块：原始数据采集模块、原始数据结构化处理模块、睡眠特征分析管理模块；诊断决策模块；原始数据采集模块用于采集睡眠多通道生理信号，包括采集脑电及眼电两种睡眠生理信号；原始数据结构化处理模块用于将原始数据进行结构化处理，得到睡眠生理结构化数据；睡眠特征分析管理模块用于对睡眠生理结构化数据采用本体建模方式进行相关性分析和分类，形成睡眠本体模型，获得最佳特征组合，进行睡眠分期；诊断决策模块用于依据睡眠分期结果生成睡眠质量报告及抑郁辅助诊断综合报告。

[0107] 本文虽然给出了本发明的实施例，但是本领域的技术人员应当理解，在不脱离本发明精神的情况下，可以对本文的实施例进行改变。上述实施例只是示例性的，不应以本文的实施例作为本发明权利范围的限定。

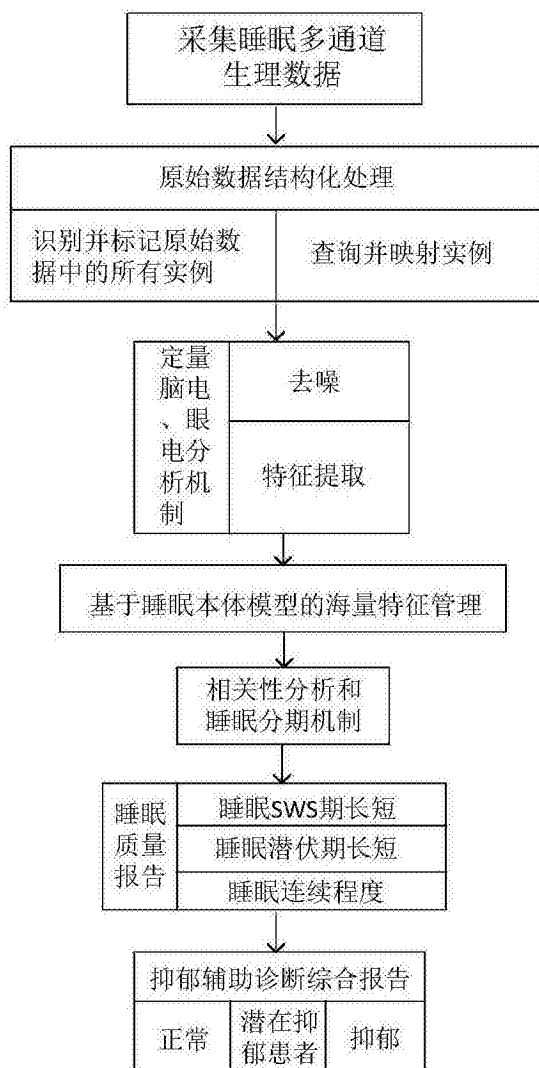


图1

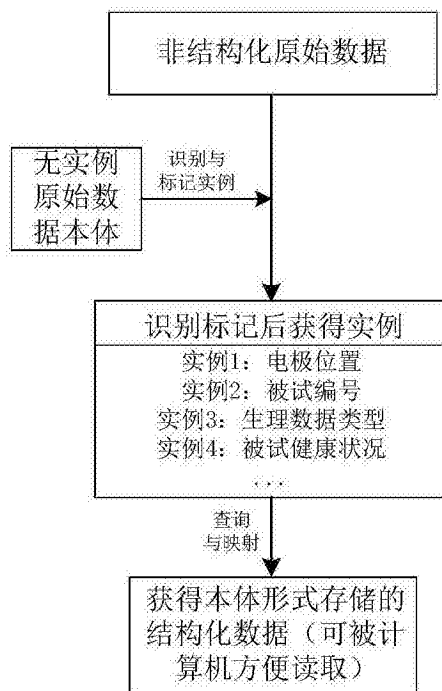


图2

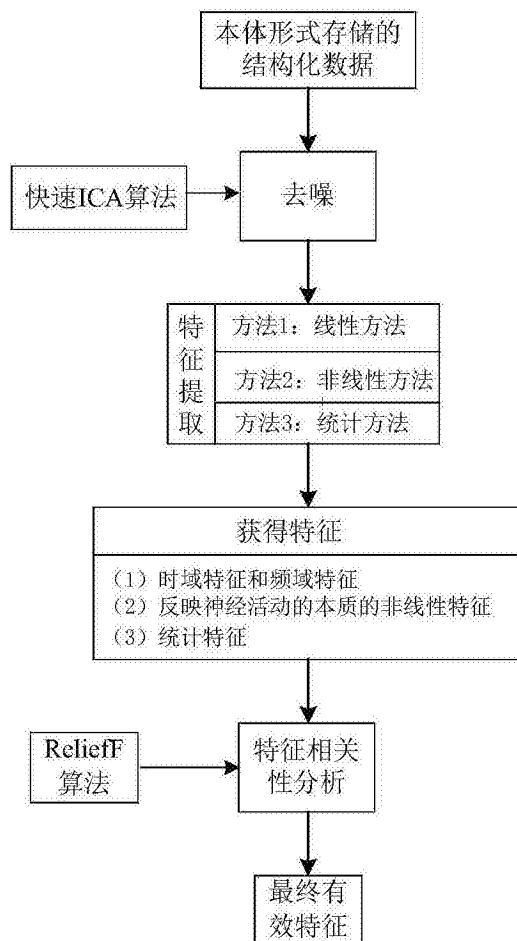


图3

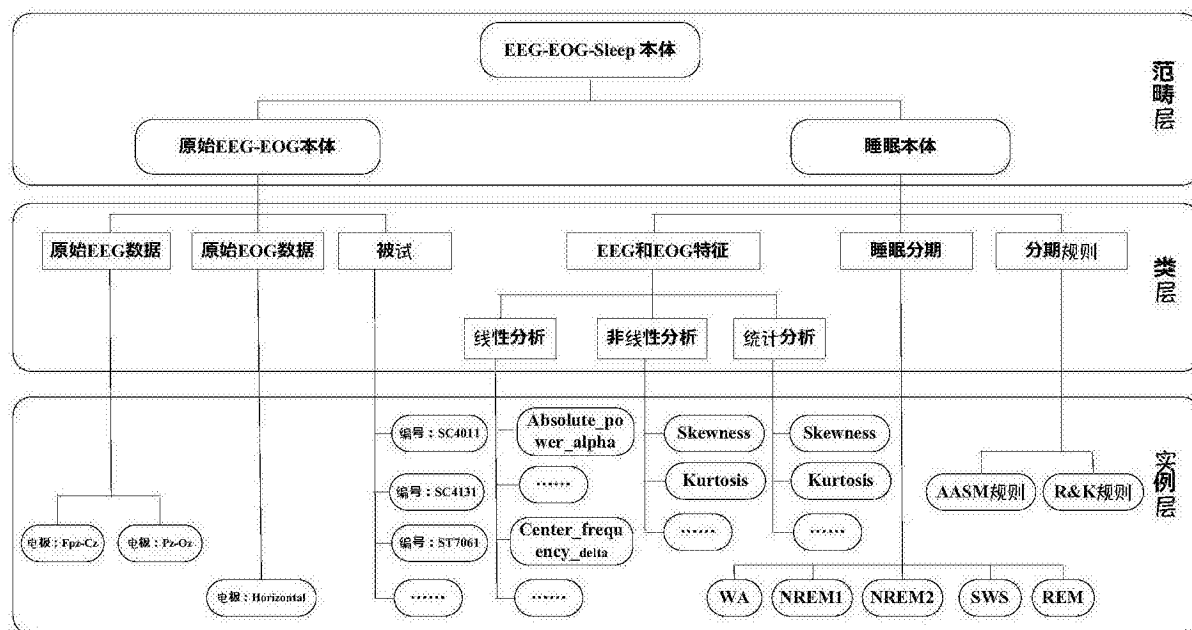


图4

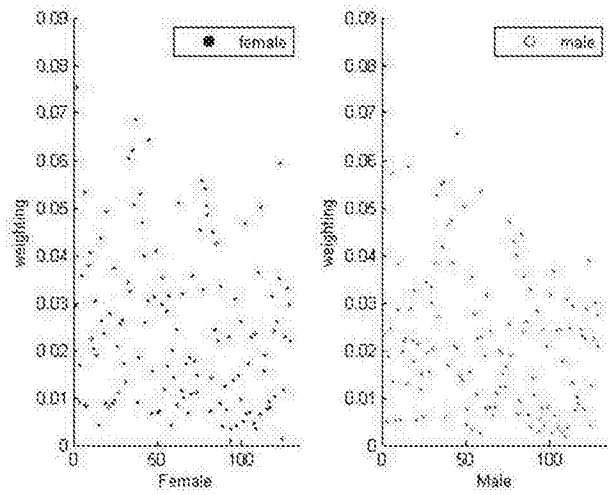


图5

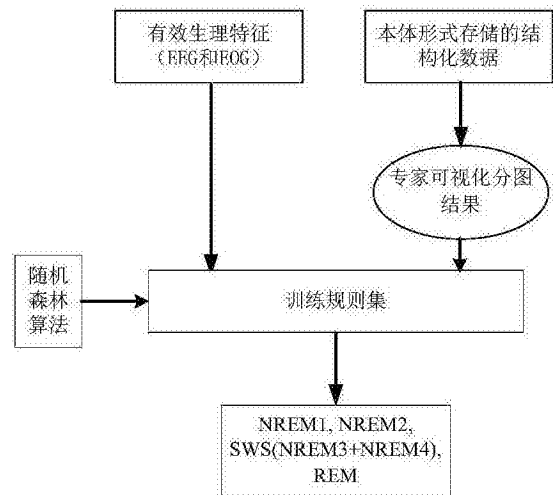


图6

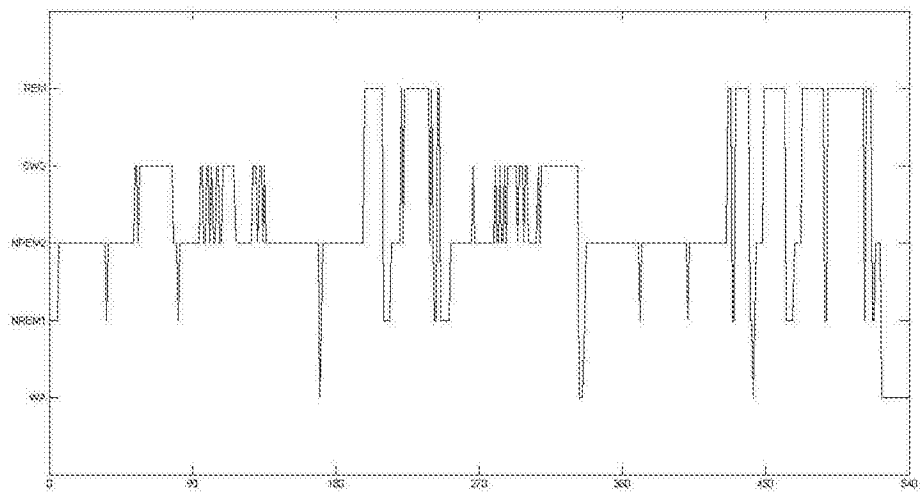


图7

专利名称(译)	基于睡眠多通道生理信号的抑郁症辅助诊断方法和系统		
公开(公告)号	CN106618611A	公开(公告)日	2017-05-10
申请号	CN201710129391.0	申请日	2017-03-06
[标]申请(专利权)人(译)	兰州大学		
申请(专利权)人(译)	兰州大学		
当前申请(专利权)人(译)	兰州大学		
[标]发明人	胡斌 张冰涛 高国平 王少飞		
发明人	胡斌 张冰涛 高国平 王少飞		
IPC分类号	A61B5/16 A61B5/0476 A61B5/0496 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/165 A61B5/0476 A61B5/0496 A61B5/4812 A61B5/4815 A61B5/7264 A61B5/7271		
代理人(译)	王键		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种基于睡眠多通道生理信号的抑郁症辅助诊断方法和系统，以多通道睡眠生理信号为数据来源，以信号特征及睡眠分期结果为依据，对睡眠多通道生理信号进行特征提取、特征选择，获取睡眠分期结果并依据该结果生成睡眠质量报告及抑郁辅助诊断综合报告，对抑郁症的临床诊断起到辅助作用。本发明的方法包括：(1)采集睡眠多通道生理信号，包括采集脑电及眼电两种睡眠生理信号；(2)将采集的原始数据进行结构化处理，得到睡眠生理结构化数据；(3)对睡眠生理结构化数据采用本体建模方式进行相关性分析和分类，形成睡眠本体模型，获得最佳特征组合，进行睡眠分期；(4)依据睡眠分期结果生成睡眠质量报告及抑郁辅助诊断综合报告。

