



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105147248 B

(45)授权公告日 2019.02.05

(21)申请号 201510468922.X

审查员 许流芳

(22)申请日 2015.07.30

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105147248 A

(43)申请公布日 2015.12.16

(73)专利权人 华南理工大学

地址 510640 广东省广州市天河区五山路381号

专利权人 深圳市是源医学科技有限公司

(72)发明人 杨荣骞 陈秀文 吕瑞雪 宋传旭

(74)专利代理机构 广州市华学知识产权代理有限公司 44245

代理人 罗观祥

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书3页 说明书9页 附图2页

(54)发明名称

基于生理信息的抑郁症评估系统及其评估方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于生理信息的抑郁症评估系统,包括:信息采集模块、信号处理模块、参数计算模块、特征选择模块、机器学习模块和输出结果模块。本发明还公开了一种基于多种生理信息的抑郁症评估方法,包括以下步骤:1、对心电信号以及脉搏波信号、脑电信号、皮电信号、胃电信号、肌电信号、眼电信号、多导睡眠信号和温度信号中一种或一种以上信号进行信号处理,并计算信号参数;2、利用得到的信号参数进行归一化处理,对经过归一化处理的信号参数组成的参数集进行特征选择,得到特征参数集;3、利用得到的特征参数集进行机器学习,利用特征参数集与抑郁等级的关系建立抑郁评估数学模型评估抑郁等级。具有能避免量表评估的主观性等优点。



1. 一种基于生理信息的抑郁症评估系统,其特征在于,包括:依次连接的信息采集模块、信号处理模块、参数计算模块、特征选择模块、机器学习模块和输出结果模块;

信息采集模块,用于采集心电信号并采集脉搏波信号、脑电信号、皮电信号、胃电信号、肌电信号、眼电信号、多导睡眠信号和温度信号中的一种信号或一种以上的信号;信息采集模块采集的信号通过USB串口有线传输或蓝牙无线传输的方式传输到信号处理模块中;

信号处理模块,用于处理生理信息,所述生理信息的处理包括去基线处理、滤波去噪处理、提取心搏间期处理、时频变换处理以及谱分析和谱估计处理,信号处理模块输出经过处理的信号到参数计算模块;

参数计算模块,用于计算经过处理的信号的信号参数,所述信号参数包括心率变异性的时域参数、频域参数、时域几何参数以及根据采集的生理信息计算脉搏波信号、脑电信号、皮电信号、胃电信号、肌电信号、眼电信号、多导睡眠信号或温度信号中的一种或一种以上信号的时域参数、频域参数、直方图参数和分布图参数,参数计算模块输出信号参数到特征选择模块;

特征选择模块,用于在全部信号参数中获取与抑郁等级相关的特征参数集,特征选择模块输出特征参数集到机器学习模块;所述特征参数集通过对经过归一化处理后的信号参数组成的参数集进行特征选择而得到;所述的归一化处理方式为:

$$X_{in} = \frac{X_i - X_{imean}}{X_{istd}},$$

其中, $X$ 是指参数集的信号参数, $X_i$ 表示第*i*个进行归一化的信号参数值, $X_{in}$ 表示第*i*个归一化后的值, $X_{imean}$ 表示第*i*个参数的正常均值, $X_{istd}$ 表示第*i*个参数的正常标准差, $i$ 是正整数;所述的特征选择分为特征搜索和评价准则两部分,其中搜索算法使用以下算法中一种或一种以上的组合:完全搜索法、顺序搜索法、随机搜索算法、遗传算法、模拟退火搜索算法、可回溯的贪婪搜索扩张算法,评价准则使用Wapper模型或CfsSubsetEval属性评估方法;其中在评估过程中获取心电和脉搏波信号,特征选择采用结合完全搜索算法与Wapper模型的方式;评估过程中,获取心电、皮电和多导睡眠信号,特征选择采用结合随机搜索算法与CfsSubsetEval属性评估方法的方式;机器学习模块,用于训练抑郁等级量化的分类器,利用特征参数集建立抑郁评估数学模型,量化抑郁等级,机器学习模块输出抑郁等级到输出结果模块;所述抑郁评估数学模型的表达式为:

$$Y = \sum_{i=1}^n a_i y_i,$$

其中, $Y$ 是抑郁评估数学模型输出值, $n$ 是选择使用的机器学习算法数, $y_i$ 是第*i*种算法输出值, $a_i$ 是第*i*种算法的系数, $i$ 是正整数;

输出结果模块,用于显示抑郁评估数学模型输出的抑郁等级。

2. 根据权利要求1所述的基于生理信息的抑郁症评估系统,其特征在于,所述的信息采集模块用于采集心电信号,所述的信息采集模块还用于采集脉搏波信号、脑电信号、皮电信号、胃电信号、肌电信号、眼电信号、多导睡眠信号和温度信号中的一种信号或一种以上的信号,所述的采集心电信号的采集方法采用三导联心电采集方法,在所述三导联心电采集方法中,采集到的心电信号经过放大、滤波和模数转换后,再通过数据传输将心电信号传输

到电脑中,所述的数据传输采用USB串口有线传输或蓝牙无线传输。

3. 根据权利要求1所述的基于生理信息的抑郁症评估系统,其特征在于,所述的信号处理模块包括:心电信号处理单元、脉搏波信号处理单元、脑电信号处理单元、皮电信号处理单元、胃电信号处理单元、肌电信号处理单元、眼电信号处理单元、多导睡眠信号处理单元和温度信号处理单元;

所述心电信号处理单元,用于去基线处理、滤波去噪处理、提取RR间期处理、插值处理、傅里叶变换处理以及谱分析和谱估计处理;

所述脉搏波信号处理单元,用于去基线处理、滤波去噪处理、提取PP间期处理、插值处理、傅里叶变换处理以及谱分析和谱估计处理;

所述脑电信号处理单元,用于去基线处理、阈值去噪处理、小波分解处理以及谱分析和谱估计处理;

所述皮电信号处理单元,用于去基线处理和小波滤波处理;

所述胃电信号处理单元,用于去基线处理、Hilbert-Huang变换处理、小波分析、多分辨率分析和独立成分分析;

所述肌电信号处理单元,用于去基线处理和小波包自适应阈值去噪处理;

所述眼电信号处理单元,用于去基线处理、加权中值滤波处理和小波变换处理;

所述多导睡眠信号处理单元,用于处理睡眠脑电信号、睡眠眼电信号、睡眠肌电信号,对所述睡眠脑电信号进行去基线处理、阈值去噪处理、小波分解处理以及谱分析和谱估计处理,对所述睡眠眼电信号进行去基线处理、加权中值滤波处理和小波变换处理,对所述睡眠肌电信号进行去基线处理、小波包自适应阈值去噪处理和睡眠分期处理;

所述温度信号处理单元,用于去基线处理、阈值滤波处理、建立温度值与图像灰度值的关系式和绘制人体热能分布图。

4. 根据权利要求1所述的基于生理信息的抑郁症评估系统,其特征在于,所述的参数计算模块包括:心电参数计算单元、脉搏波参数计算单元、脑电参数计算单元、皮电参数计算单元、胃电参数计算单元、肌电参数计算单元、眼电参数计算单元、多导睡眠信号参数计算单元、温度参数计算单元;所述的心电参数计算单元包括:时域参数计算、频域参数计算和时域几何参数计算;

所述心电参数计算单元,包括计算RR间期、第一时域参数、第一频域参数和第一时域几何参数,所述RR间期为窦性心搏间期,所述第一时域参数包括:所有RR间期的均值、心跳间期的标准差、相邻心跳间期差值的均方根、50毫秒间隔以上相邻心跳间期差值的比例、相邻心跳间期之间的标准差,所述第一频域参数包括RR间期极低频成分、RR间期低频成分、RR间期高频成分、RR间期频谱总功率、RR间期低频成分与高频成分的比值,所述第一时域几何参数包括RR间期散点图中垂直于 $y=x$ 的标准偏差、RR间期散点图中 $y=x$ 直线的标准偏差、RR间期短期去趋势波动分析的斜率、RR间期长期去趋势波动分析的斜率;

所述脉搏波参数计算单元,包括计算PP间期、第二时域参数、第二频域参数和第二时域几何参数,所述PP间期为脉搏间期,所述第二时域参数包括所有PP间期的均值、脉搏间期的标准差、相邻脉搏间期差值的均方根、50毫秒间隔以上相邻脉搏间期差值的比例、相邻脉搏间期之间的标准差,所述第二频域参数包括PP间期极低频成分、PP间期低频成分、PP间期高频成分、PP间期频谱总功率、PP间期低频成分与高频成分的比值,所述第二时域几何参数包

括PP间期散点图中垂直于 $y=x$ 的标准偏差、PP间期散点图中 $y=x$ 直线的标准偏差、PP间期短期去趋势波动分析的斜率、PP间期长期去趋势波动分析的斜率；

所述脑电参数计算单元,用于计算 $\delta$ 波幅值、 $\delta$ 波功率、 $\delta$ 波均值、 $\delta$ 波方差、 $\delta$ 波偏歪度、 $\delta$ 波峭度、 $\theta$ 波幅值、 $\theta$ 波功率、 $\theta$ 波均值、 $\theta$ 波方差、 $\theta$ 波偏歪度、 $\theta$ 波峭度、 $\alpha$ 波幅值、 $\alpha$ 波功率、 $\alpha$ 波均值、 $\alpha$ 波方差、 $\alpha$ 波偏歪度、 $\alpha$ 波峭度、 $\beta$ 波幅值、 $\beta$ 波功率、 $\beta$ 波均值、 $\beta$ 波方差、 $\beta$ 波偏歪度、 $\beta$ 波峭度和小波熵；

所述皮电参数计算单元,用于计算皮肤交感反应潜伏期、皮肤交感反应波幅和皮肤电阻值；

所述胃电参数计算单元,用于计算正常胃电节律、慢波、胃动过缓成分和胃动过速成分；

所述肌电参数计算单元,用于计算基础值、最小值、最高值、肌电下降能力和肌电曲线；其中,基础值为静息状态下肌电电位均值；最小值为静息状态下肌电电位最小值；最高值为静息状态下肌电电位最高值；

所述眼电参数计算单元,用于计算R波成分、r波成分、S波成分和s波成分；其中,R波成分为闭眼眼球活动快速运动呈矩形的波；r波成分为闭眼眼球活动快速运动呈矩形的波；S波成分为闭眼眼球活动慢速运动呈单峰或正弦的波；s波成分为闭眼眼球活动慢速运动呈单峰或正弦的波；

所述多导睡眠信号参数计算单元,用于计算睡眠潜伏期、睡眠总时间、觉醒指数、S1、S2、S3、S4、快速眼动百分比、快速眼动睡眠周期数、快速眼动睡眠潜伏期、快速眼动睡眠强度、快速眼动睡眠密度和快速眼动睡眠时间；其中,S1为入睡期；S2为浅睡期；S3为中度睡眠期；S4为深度睡眠期；

所述温度参数计算单元,用于计算人体体内温度分布和绘制人体热能图。

## 基于生理信息的抑郁症评估系统及其评估方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种抑郁症评估技术,特别涉及一种基于生理信息的抑郁症评估系统及其评估方法。

### 背景技术

[0002] 随着社会发展,人们面临越来越多的压力,抑郁症的发病率也越来越高。根据调查中国约有9000万抑郁症患者,占总人口的6.4%。全世界抑郁症患者约有3.5亿。抑郁症患者一般表现为情绪低沉,对以前感兴趣的事物丧失兴趣以及注意力降低。抑郁症等级有轻度、中度、重度的区别,患病情况严重的有自杀倾向。抑郁症的病因是复杂的,而不是单一的,主要由生物、心理和社会因素共同组成生物-心理-社会的统一模式,有遗传因素、生物化学因素、神经内分泌因素、心理社会因素等原因影响。抑郁症的发病机制研究多集中于神经递质及其受体,尤其是单胺类神经递质及其受体,研究认为神经肽在抑郁症发病中起重要作用。但是至今,抑郁症的发病机制还没有一个统一的定论。

[0003] 如今临床上对抑郁症的评估主要根据病史、临床症状等方式,目前国际上通用的评估标准有ICD-10和DSM-IV。国内主要采用ICD-10,通过抑郁症症状的表现以及抑郁症自评量表(SDS)判断受测者是否患有抑郁症,这样的评估方式会受到受测者主观陈述、心理医生的自身主观因素和临床经验的影响,并不是客观评估抑郁症的有效方法。因此需要一种基于生理信息对抑郁症进行评估,客观量化是否患有抑郁症以及抑郁等级。

[0004] 根据以往的研究,抑郁症患者的心电、脉搏波、脑电、皮电、胃电、肌电、眼电、多导睡眠、温度等生理信息跟正常人有所差异。表现为电信号的时域、频域、时域几何参数等有所不同。因此根据多种生理信息表现的差异,对信号进行处理,计算大量的信号参数,建立抑郁评估数学模型评估抑郁症具有研究基础、可行性和临床实用性。

### 发明内容

[0005] 本发明的首要目的在于克服现有抑郁症评价技术的缺点和不足,提供一种基于生理信息的抑郁症评估系统,该系统通过采集人体心电信息以及脉搏波、脑电、皮电、胃电、肌电、眼电、多导睡眠、温度中一种或一种以上生理信息,计算生理信息的时域、频域等参数,提取特征参数集,建立抑郁评估数学模型,进而对受测者是否患有抑郁症以及抑郁等级进行评估。

[0006] 本发明的另一目的在于克服现有抑郁症评价方法的缺点和不足,提供一种应用于基于生理信息的抑郁症评估系统的评估方法,该评估方法能够客观量化地评估受测者是否患有抑郁症以及抑郁等级。

[0007] 本发明的首要目的通过下述技术方案实现:一种基于生理信息的抑郁症评估系统,包括:信息采集模块、信号处理模块、参数计算模块、特征选择模块、机器学习模块和输出结果模块。

[0008] 信息采集模块,用于采集心电信号以及选择性地采集脉搏波信号、脑电信号、皮电

信号、胃电信号、肌电信号、眼电信号、多导睡眠信号、温度信号中一种或一种以上的生理信息。信息采集模块采集的信号通过USB串口有线传输或者蓝牙无线传输的方式传输到信号处理模块中。

[0009] 信号处理模块,用于对生理信息进行信号处理,包括心电信号处理单元、脉搏波信号处理单元、脑电信号处理单元、皮电信号处理单元、胃电信号处理单元、肌电信号处理单元、眼电信号处理单元、多导睡眠信号处理单元和温度信号处理单元。其中心电信号处理单元包括去基线处理、滤波去噪处理、提取窦性心搏间期(RR间期)处理、插值处理、傅里叶变换处理以及谱分析和谱估计处理。脉搏波信号处理单元包括去基线处理、滤波去噪处理、提取脉搏间期(PP间期)处理、插值处理、傅里叶变换处理以及谱分析和谱估计处理。脑电信号处理单元包括去基线处理、阈值去噪处理、小波分解处理以及谱分析和谱估计处理。皮电信号处理单元包括去基线处理和小波滤波处理。胃电信号处理单元包括去基线处理、Hilbert-Huang变换处理、小波分析处理、多分辨率分析处理和独立成分分析处理。肌电信号处理单元包括去基线处理和小波包自适应阈值去噪。眼电信号处理单元包括去基线处理、加权中值滤波处理和小波变换处理。多导睡眠信号处理单元包括处理睡眠脑电信号、睡眠肌电信号和睡眠眼电信号,对所述睡眠脑电信号进行去基线处理、阈值去噪处理、小波分解处理以及谱分析和谱估计处理,对所述睡眠眼电信号进行去基线处理、加权中值滤波处理和小波变换处理,对所述睡眠肌电信号进行去基线处理、小波包自适应阈值去噪处理和睡眠分期处理。温度信号处理单元包括去基线处理、阈值滤波处理、建立温度值与图像灰度值的关系式。信号处理模块输出经过处理的信号到参数计算模块。

[0010] 参数计算模块,用于计算经过处理的信号的信号参数,包括心电参数计算单元、脉搏波参数计算单元、脑电参数计算单元、皮电参数计算单元、胃电参数计算单元、肌电参数计算单元、眼电参数计算单元、多导睡眠参数计算单元和温度参数计算单元。其中所述心电参数计算单元,包括计算RR间期、第一时域参数、第一频域参数和第一时域几何参数,所述RR间期为窦性心搏间期,所述第一时域参数包括:所有RR间期的均值、心跳间期的标准差、相邻心跳间期差值的均方根、50毫秒间隔以上相邻心跳间期差值的比例、相邻心跳间期之间的标准差,所述第一频域参数包括RR间期极低频成分、RR间期低频成分、RR间期高频成分、RR间期频谱总功率、RR间期低频成分与高频成分的比值,所述第一时域几何参数包括RR间期散点图中垂直于 $y=x$ 的标准偏差、RR间期散点图中 $y=x$ 直线的标准偏差、RR间期短期去趋势波动分析的斜率、RR间期长期去趋势波动分析的斜率;

[0011] 所述脉搏波参数计算单元,包括计算PP间期、第二时域参数、第二频域参数和第二时域几何参数,所述PP间期为脉搏间期,所述第二时域参数包括所有PP间期的均值、脉搏间期的标准差、相邻脉搏间期差值的均方根、50毫秒间隔以上相邻脉搏间期差值的比例、相邻脉搏间期之间的标准差,所述第二频域参数包括PP间期极低频成分、PP间期低频成分、PP间期高频成分、PP间期频谱总功率、PP间期低频成分与高频成分的比值,所述第二时域几何参数包括PP间期散点图中垂直于 $y=x$ 的标准偏差、PP间期散点图中 $y=x$ 直线的标准偏差、PP间期短期去趋势波动分析的斜率、PP间期长期去趋势波动分析的斜率;

[0012] 脑电参数计算单元包括计算 $\delta$ 波幅值、 $\delta$ 波功率、 $\delta$ 波均值、 $\delta$ 波方差、 $\delta$ 波偏歪度、 $\delta$ 波峭度、 $\theta$ 波幅值、 $\theta$ 波功率、 $\theta$ 波均值、 $\theta$ 波方差、 $\theta$ 波偏歪度、 $\theta$ 波峭度、 $\alpha$ 波幅值、 $\alpha$ 波功率、 $\alpha$ 波均值、 $\alpha$ 波方差、 $\alpha$ 波偏歪度、 $\alpha$ 波峭度、 $\beta$ 波幅值、 $\beta$ 波功率、 $\beta$ 波均值、 $\beta$ 波方差、 $\beta$ 波偏歪度、 $\beta$ 波峭

度和小波熵。皮电参数计算单元包括计算皮肤交感反应潜伏期、皮肤交感反应波幅和皮肤电阻值。胃电参数计算单元包括计算正常胃电节律、慢波、胃动过缓成分和胃动过速成分。肌电参数计算单元包括计算基础值、最小值、最高值、肌电下降能力和肌电曲线。眼电参数计算单元包括计算R波成分、r波成分、S波成分和s波成分。多导睡眠信号参数计算单元包括计算睡眠潜伏期、睡眠总时间、觉醒指数、入睡期(S1)、浅睡期(S2)、中度睡眠期(S3)、深度睡眠期(S4)、快速眼动百分比、快速眼动睡眠周期数、快速眼动睡眠潜伏期,快速眼动睡眠强度,快速眼动睡眠密度和快速眼动睡眠时间。温度参数计算单元包括计算人体体内温度分布。参数计算模块输出信号参数到特征选择模块。

[0013] 特征选择模块,用于在全部信号参数中获取与抑郁等级相关的特征参数集。特征选择模块输出特征参数集到机器学习模块。

[0014] 机器学习模块,用于训练抑郁等级量化的分类器,利用特征参数集建立抑郁评估数学模型,量化抑郁等级。机器学习模块输出抑郁等级到输出结果模块。

[0015] 输出结果模块,用于显示抑郁评估数学模型输出的抑郁等级。

[0016] 本发明的另一目的通过下述技术方案实现:一种应用于基于生理信息的抑郁症评估系统的评估方法,可以包括以下步骤:

[0017] 步骤1:对心电信号进行信号处理并同时脉搏波信号、脑电信号、皮电信号、胃电信号、肌电信号、眼电信号、多导睡眠信号和温度信号中的一种信号或一种以上的信号进行信号处理,并计算经过处理的信号的信号参数。其中:

[0018] 心电信号处理和参数计算通过心电信号去基线处理、滤波去噪处理、提取RR间期处理、插值处理、傅里叶变换处理以及谱分析和谱估计处理计算RR间期、Mean、SDNN、RMSSD、PNN50、SDSD VLF、LF、HF、TP、LF/HF、SD1、SD2、a1和a2;

[0019] 脉搏波信号处理和参数计算通过脉搏波信号去基线处理、滤波去噪处理、提取PP间期处理、插值处理、傅里叶变换处理以及谱分析和谱估计处理;

[0020] 脑电信号处理和参数计算通过脑电信号去基线处理、阈值去噪处理、小波分解处理以及谱分析和谱估计处理计算 $\delta$ 波幅值、 $\delta$ 波功率、 $\delta$ 波均值、 $\delta$ 波方差、 $\delta$ 波偏歪度、 $\delta$ 波峭度、 $\theta$ 波幅值、 $\theta$ 波功率、 $\theta$ 波均值、 $\theta$ 波方差、 $\theta$ 波偏歪度、 $\theta$ 波峭度、 $\alpha$ 波幅值、 $\alpha$ 波功率、 $\alpha$ 波均值、 $\alpha$ 波方差、 $\alpha$ 波偏歪度、 $\alpha$ 波峭度、 $\beta$ 波幅值、 $\beta$ 波功率、 $\beta$ 波均值、 $\beta$ 波方差、 $\beta$ 波偏歪度、 $\beta$ 波峭度和小波熵;

[0021] 皮电信号处理和参数计算通过皮电信号去基线处理和小波滤波计算皮肤交感反应潜伏期、皮肤交感反应波幅和皮肤电阻值;

[0022] 胃电信号处理和参数计算通过胃电信号去基线处理、Hilbert-Huang变换处理、小波分析处理、多分辨率分析处理和独立成分分析处理计算正常胃电节律、慢波、胃动过缓和胃动过速成分;

[0023] 肌电信号处理和参数计算通过肌电信号去基线处理和小波包自适应阈值去噪处理计算基础值、最小值、最高值、肌电下降能力和肌电曲线;

[0024] 眼电信号处理和参数计算通过眼电信号去基线处理、加权中值滤波处理和小波变换处理计算R波成分、r波成分、S波成分和s波成分;

[0025] 多导睡眠信号处理和参数计算通过睡眠脑电信号去基线处理、阈值去噪处理、小波分解处理以及谱分析和谱估计处理,睡眠眼电信号去基线处理、加权中值滤波处理和小

波变换处理,睡眠肌电信号去基线处理、小波包自适应阈值去噪处理和睡眠分期处理计算睡眠潜伏期、睡眠总时间、觉醒指数、S1、S2、S3、S4、快速眼动百分比、快速眼动睡眠周期数、快速眼动睡眠潜伏期、快速眼动睡眠强度、快速眼动睡眠密度和快速眼动睡眠时间;

[0026] 温度信号处理和参数计算通过温度信号去基线处理、阈值滤波处理和建立温度值与图像灰度值的关系式计算人体体内温度分布。

[0027] 步骤2:利用步骤1计算得到的信号参数进行归一化处理,对经过归一化处理后的信号参数组成的参数集进行特征选择,得到特征参数集。所述的归一化处理方法:

$$[0028] \quad X_{in} = \frac{X_i - X_{imean}}{X_{istd}},$$

[0029] 其中,X是指参数集的信号参数, $X_i$ 表示第i个进行归一化的信号参数值, $X_{in}$ 表示第i个归一化后的值, $X_{imean}$ 表示第i个参数的正常均值, $X_{istd}$ 表示第i个参数的正常标准差,i是正整数。所述的特征选择分为特征搜索和评价准则两部分,其中搜索算法使用以下算法中一种或一种以上的组合:完全搜索(Complete Search)、顺序搜索(Sequential Search)、随机搜索算法(Random Search)、遗传算法(Genetic Algorithm)、模拟退火搜索算法(Simulated Annealing)、可回溯的贪婪搜索扩张算法,评价准则可选择性地使用Wapper模型或CfsSubsetEval属性评估方法。其中在评估过程中获取心电和脉搏波信号,特征选择采用结合完全搜索算法与Wapper模型的方式;评估过程中,获取心电、皮电和多导睡眠信号,特征选择采用结合随机搜索算法与CfsSubsetEval属性评估方法的方式。根据采集信号种类不同,选择合适、准确度高的算法组合。

[0030] 步骤3:根据步骤2得到的特征参数集进行机器学习,使用特征参数集在机器学习的过程中建立抑郁评估数学模型。其中机器学习的算法可选择性地使用以下算法中一种或一种以上组合:贝叶斯分类器(Bayes)、决策树算法(Decision Tree)、AdaBoost算法、k-近邻法(k-Nearest Neighbor)、支持向量机(SVM)。抑郁评估数学模型的表达式为:

$$[0031] \quad Y = \sum_{i=1}^n a_i y_i,$$

[0032] 其中,Y是抑郁评估数学模型输出值,n是选择使用的机器学习算法数, $y_i$ 是第i种算法输出值, $a_i$ 是第i种算法的系数,i是正整数。建立了基于多种生理信息的抑郁评估数学模型后,利用抑郁评估数学模型的输出结果评价抑郁等级,所述抑郁等级分为五级:正常、一般、轻度抑郁、中度抑郁和重度抑郁。

[0033] 相对于现有技术,本发明具备以下的优点及有益效果:

[0034] 1、抑郁评估数学模型的建立具有研究基础,心电信号、脉搏波信号、脑电信号、皮电信号、胃电信号、肌电信号、眼电信号、多导睡眠信号和温度信号参数与抑郁相关,因此利用基于生理信息的抑郁评估数学模型的输出结果评估抑郁等级具有可行性;

[0035] 2、利用抑郁评估数据模型的评估方式通过生理参数客观量化抑郁等级,能够改善传统量表评估抑郁的方式,避免量表评估的主观性,符合临床需求并具有临床实用性;3、本发明结合心电、脉搏波、脑电、皮电、胃电、肌电、眼电、多导睡眠和温度的生理参数对抑郁症进行评估,丰富了神经科学领域与心理学领域交叉研究的方法;

[0036] 4、本发明对心电信号以及脉搏波信号、脑电信号、皮电信号、胃电信号、肌电信号、

眼电信号、多导睡眠信号和温度信号中的一种信号或一种以上的信号的结合进行信号处理、参数计算、建立数学模型,可选择多种信号组合进行评估,具有灵活性和新颖性;

[0037] 5、本发明提出对信号参数归一化处理的方法,将参数与正常样本中的均值和标准差进行比较,消除参数在数值大小和偏差方面的差异,使参数集特征选择更加科学有效;

[0038] 6、本发明提出多种特征选择和机器学习的算法组合,根据信号类型的不同,数学模型的建立方式更加灵活;

## 附图说明

[0039] 图1为基于生理信息的抑郁症评估系统原理图。

[0040] 图2为基于生理信息的抑郁症评估系统结构图。

## 具体实施方式

[0041] 下面结合实施例及附图对本发明作进一步详细的描述,但本发明的实施方式不限于此。

### [0042] 实施例

[0043] 如图1所示,一种基于生理信息的抑郁症评估系统,包括:信息采集模块、信号处理模块、参数计算模块、特征选择模块、机器学习模块、输出结果模块;信息采集模块采集的信号通过USB串口有线传输或者蓝牙无线传输的方式传输到信号处理模块中。信号处理模块输出经过处理的信号到参数计算模块。参数计算模块输出信号参数到特征选择模块。特征选择模块输出特征参数集到机器学习模块。机器学习模块输出抑郁等级到输出结果模块。

[0044] 所述基于生理信息的抑郁症评估系统的结构如图2所示,所述的信息采集模块,用于采集心电信号并采集脉搏波信号、脑电信号、皮电信号、胃电信号、肌电信号、眼电信号、多导睡眠信号和温度信号中的一种信号或一种以上的信号。所述的信号处理模块,用于处理生理信息,包括去基线处理、滤波去噪处理、提取心搏间期处理、时频变换处理以及谱分析和谱估计处理等。所述的参数计算模块,用于计算经过处理的信号的信号参数,包括心率变异性的时域参数、频域参数和时域几何参数,以及根据采集的生理信息选择性地计算脉搏波信号、脑电信号、皮电信号、胃电信号、肌电信号、眼电信号、多导睡眠信号、温度信号中一种或一种以上信号的时域参数、频域参数、直方图参数、分布图参数。所述的特征选择模块,用于在全部信号参数中获取与抑郁等级相关的特征参数集。所述的机器学习模块,用于训练抑郁等级量化的分类器,利用特征参数集建立抑郁评估数学模型,量化抑郁等级。所述的输出结果模块,用于显示抑郁评估数学模型输出的抑郁等级。

[0045] 该系统的基于多种生理信息的抑郁症评估方法具体实施步骤如下:

[0046] 步骤1:获取生理信息,生理信息包括心电,以及脉搏波、脑电、皮电、胃电、肌电、眼电、多导睡眠、温度中一种或一种以上生理信息。其中:

[0047] 心电信号采集可选择测量五分钟静息状态下的心电信号,心电采集采样率可以选择500Hz或者500Hz以上;

[0048] 脉搏波采集可选择性利用红外光透射尖部位输出反应血管末梢血容积变化的脉搏传感器采集之间脉搏信号,或者利用震感式测量法采集腕部脉搏信号,脉搏波采集采样率可以选择500Hz或者500Hz以上;

- [0049] 脑电采集可选择采用10-20系统点激发采集大脑皮层的自发脑电活动；
- [0050] 皮电采集采用皮肤交感反应测试,单脉冲经皮电刺激腕部正中神经,测试皮肤交感反应起始潜伏期和波幅,以及测试右手大鱼肌和前臂掌侧的皮肤电阻值；
- [0051] 胃电采集采用置于上腹部的体表电极测量胃肌电活动；
- [0052] 肌电采集采用生物反馈仪刺激,连接前额的肌电电极测量肌电的信号；
- [0053] 眼电采集采用闭眼眼球活动 (CEM) 测量；
- [0054] 多导睡眠采用同时采集眼电、下颌肌电和脑电的方式测量睡眠时间及其参数；
- [0055] 温度采集可采用红外测温原理测量体内温度的方式。信号采集属于常规信号采集。
- [0056] 步骤2:对步骤1获取的生理信息进行信号处理,计算信号参数;具体的参数列表如下表1所示,表1为电信号及其参数描述列表:
- [0057]

电信号及其参数			
信号	参数	描述	参数个数
心电	RR interval	窦性心搏间期, RR 间期	1
脉搏波	PP interval	脉搏波相邻 P 波间期	1
心电/脉搏波	Mean, SDNN, RMSSD, PNN50, SDDSD	所有 RR 间期的均值;心跳间期的标准差;相邻心跳间期差值的均方根; 50 毫秒间隔以上相邻心跳间期差值的比例; 相邻心跳间期之间的标准差	5
心电/脉搏波	VLF, LF, HF, TP, LF/HF	极低频成分: 0.003-0.04Hz; 低频成分: 0.04-0.15Hz; 高频成分: 0.15-0.4Hz; 频谱总功率: VLF+LF+HF; 低频成分与高频成分的比值	5
心电/脉搏波	SD1, SD2, a1, a2	RR 间期散点图中垂直于 $y=x$ 的标准偏差; RR 间期散点图中 $y=x$ 直线的标准偏差; 短期去趋势波动分析的斜率; 长期去趋势波动分析的斜率	4
脑电	$\delta$ 波, $\theta$ 波, $\alpha$ 波, $\beta$ 波幅值	$\delta$ 波, 频率为 0.5~4Hz; $\theta$ 波, 频率为 4~8Hz; $\alpha$ 波, 频率为 8~14Hz; $\beta$ 波, 频率为 14~30Hz。	4
脑电	均值, 方差, 偏歪度, 峭度	从脑电幅度直方图提取幅度均值、方差、偏歪度、峭度。	4

[0058]

脑电	$\delta$ 波, $\theta$ 波, $\alpha$ 波, $\beta$ 波功率	功率谱频率波段 $\delta$ 波, $\theta$ 波, $\alpha$ 波, $\beta$ 波的功率。	4
脑电	小波熵	小波变换的谱熵。	1
皮电	皮肤交感反应潜伏期	催汗冲动在整个反射弧中的传导时程。	1
皮电	皮肤交感反应波幅	皮肤反射性电位幅度。	1
皮电	皮肤电阻值	右手大鱼肌和前臂掌侧的皮肤电阻值。	1
胃电	正常胃电节律	主频(DF): 2.4-3.6 cycles/min。	1
胃电	慢波	存在于胃壁上的一种周期性变化的电活动。	1
胃电	胃动过缓	胃动过缓: 0.5-2.4 cycles/min。	1
胃电	胃动过速	胃动过速: 3.7-9.0 cycles/min。	1
肌电	基础值, 最小值, 最大值	静息状态下肌电电位均值; 静息状态下肌电电位最小值; 静息状态下肌电电位最大值。	3
肌电	肌电下降能力	基础值与最小值的差值占基础值的比例。	1
肌电	肌电曲线	静息状态下肌电电位随时间变化的曲线。	1
眼电	R波 r波 S波 s波	R波: 闭眼眼球活动快速运动呈矩形的波, 幅度 $\geq 3^\circ$ ; r波: 闭眼眼球活动快速运动呈矩形的波, 幅度 $1^\circ \sim 3^\circ$ ; S波: 闭眼眼球活动慢速运动呈单峰或正弦波, 幅度 $\geq 7^\circ$ ; s波: 闭眼眼球活动慢速运动呈单峰或正弦波, 幅度 $3^\circ \sim 7^\circ$ 。	4
多导睡眠	睡眠潜伏期, 睡眠总时间, 觉醒指数	从关灯开始到达出现第一个持续三分钟的快速眼动睡眠的1期睡眠; 所有非快速眼动睡眠和快速眼动睡眠的总时间; 平均每小时的觉醒次数, 觉醒指数=总觉醒次数/睡眠总时间。	3
多导睡眠	S1, S2, S3, S4	入睡; 浅睡; 中度睡眠; 深度睡眠。	4
多导睡眠	快速眼动百分比	快速眼动睡眠时间占总睡眠时间的百分比。	1
多导睡眠	快速眼动睡眠周期数, 潜伏期, 强度, 密度, 时间	睡眠过程中出现快速眼动睡眠的次数; 从睡眠开始至出现第一个REM睡眠的时间; 快速眼动强度; 快速眼动密度; 快速眼动睡眠的总时间。	5
温度	人体热能图	人体体内温度分布图。	1

[0059] 表1

[0060] 其中, 心电信号处理和参数计算通过心电信号去基线处理、滤波去噪处理、提取RR间期处理、插值处理、傅里叶变换处理以及谱分析和谱估计处理计算RR间期、Mean、SDNN、RMSSD、PNN50、SDSD、VLF、LF、HF、TP、LF/HF、SD1、SD2、a1和a2;

[0061] 脉搏波信号处理和参数计算通过脉搏波信号去基线处理、滤波去噪处理、提取PP间期处理、插值处理、傅里叶变换处理以及谱分析和谱估计处理;

[0062] 脑电信号处理和参数计算通过脑电信号去基线处理、阈值去噪处理、小波分解处理以及谱分析和谱估计处理计算 $\delta$ 波幅值、 $\delta$ 波功率、 $\delta$ 波均值、 $\delta$ 波方差、 $\delta$ 波偏歪度、 $\delta$ 波峭度、 $\theta$ 波幅值、 $\theta$ 波功率、 $\theta$ 波均值、 $\theta$ 波方差、 $\theta$ 波偏歪度、 $\theta$ 波峭度、 $\alpha$ 波幅值、 $\alpha$ 波功率、 $\alpha$ 波均值、 $\alpha$ 波方差、 $\alpha$ 波偏歪度、 $\alpha$ 波峭度、 $\beta$ 波幅值、 $\beta$ 波功率、 $\beta$ 波均值、 $\beta$ 波方差、 $\beta$ 波偏歪度、 $\beta$ 波峭度和小波熵;

[0063] 皮电信号处理和参数计算通过皮电信号去基线处理和小波滤波计算皮肤交感反应潜伏期、皮肤交感反应波幅和皮肤电阻值;

[0064] 胃电信号处理和参数计算通过胃电信号去基线处理、Hilbert-Huang变换处理、小波分析处理、多分辨率分析处理和独立成分分析处理计算正常胃电节律、慢波、胃动过缓和

胃动过速成分；

[0065] 肌电信号处理和参数计算通过肌电信号去基线处理和小波包自适应阈值去噪处理计算基础值、最小值、最高值、肌电下降能力和肌电曲线；

[0066] 眼电信号处理和参数计算通过眼电信号去基线处理、加权中值滤波处理和小波变换处理计算R波成分、r波成分、S波成分和s波成分；

[0067] 多导睡眠信号处理和参数计算通过睡眠脑电信号去基线处理、阈值去噪处理、小波分解处理以及谱分析和谱估计处理，睡眠眼电信号去基线处理、加权中值滤波处理和小波变换处理，睡眠肌电信号去基线处理、小波包自适应阈值去噪处理和睡眠分期处理计算睡眠潜伏期、睡眠总时间、觉醒指数、S1、S2、S3、S4、快速眼动百分比、快速眼动睡眠周期数、快速眼动睡眠潜伏期、快速眼动睡眠强度、快速眼动睡眠密度和快速眼动睡眠时间；

[0068] 温度信号处理和参数计算通过温度信号去基线处理、阈值滤波处理和建立温度值与图像灰度值的关系式计算人体体内温度分布。

[0069] 步骤3：利用步骤2计算得到的信号参数进行归一化处理，对经过归一化处理后的信号参数组成的参数集进行特征选择，得到特征参数集，所述的归一化处理方法：

$$[0070] \quad X_{in} = \frac{X_i - X_{imean}}{X_{istd}},$$

[0071] 其中，X是指参数集的信号参数， $X_i$ 表示第i个进行归一化的信号参数值， $X_{in}$ 表示第i个归一化后的值， $X_{imean}$ 表示第i个参数的正常均值， $X_{istd}$ 表示第i个参数的正常标准差，i是正整数。所述的特征选择分为特征搜索和评价准则两部分，其中搜索算法使用以下算法中一种或一种以上的组合：完全搜索 (Complete Search)、顺序搜索 (Sequential Search)、随机搜索算法 (Random Search)、遗传算法 (Genetic Algorithm)、模拟退火搜索算法 (Simulated Annealing)、可回溯的贪婪搜索扩张算法，评价准则可选择性地使用Wapper模型或CfsSubsetEval属性评估方法。其中在评估过程中获取心电和脉搏波信号，特征选择采用结合完全搜索算法与Wapper模型的方式；评估过程中，获取心电、皮电和多导睡眠信号，特征选择采用结合随机搜索算法与CfsSubsetEval属性评估方法的方式。根据采集信号种类不同，选择合适、准确度高的算法组合。

[0072] 步骤4：根据步骤3得到的特征参数集进行机器学习，使用特征参数集在机器学习的过程中建立抑郁评估数学模型。其中机器学习的算法可选择性地使用以下算法中一种或一种以上组合：贝叶斯分类器 (Bayes)、决策树算法 (Decision Tree)、AdaBoost算法、k-近邻法 (k-Nearest Neighbor)、支持向量机 (SVM)。抑郁评估数学模型的表达式为：

$$[0073] \quad Y = \sum_{i=1}^n a_i y_i,$$

[0074] 其中，Y是抑郁评估数学模型输出值，n是选择使用的机器学习算法数， $y_i$ 是第i种算法输出值， $a_i$ 是第i种算法的系数，i是正整数。所述抑郁评估数学模型建立了基于多种生理信息的抑郁评估数学模型后，利用抑郁评估数学模型的输出结果评价抑郁等级，把所述抑郁等级分为五级：正常、一般、轻度抑郁、中度抑郁和重度抑郁。

[0075] 上述实施例为本发明较佳的实施方式，但本发明的实施方式并不受上述实施例的限制，其他的任何未背离本发明的精神实质与原理下所作的改变、修饰、替代、组合、简化，

均应为等效的置换方式,都包含在本发明的保护范围之内。

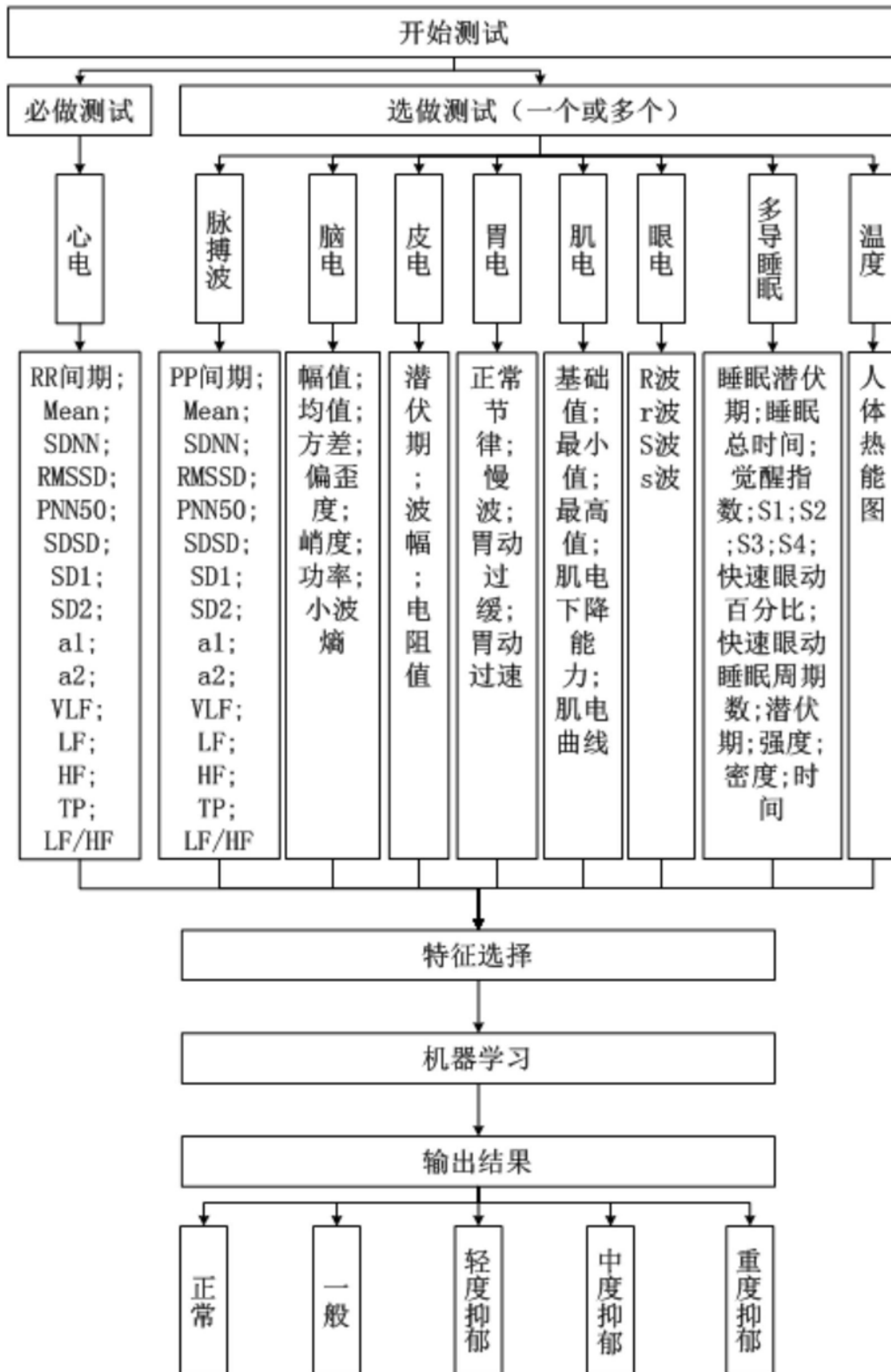


图1

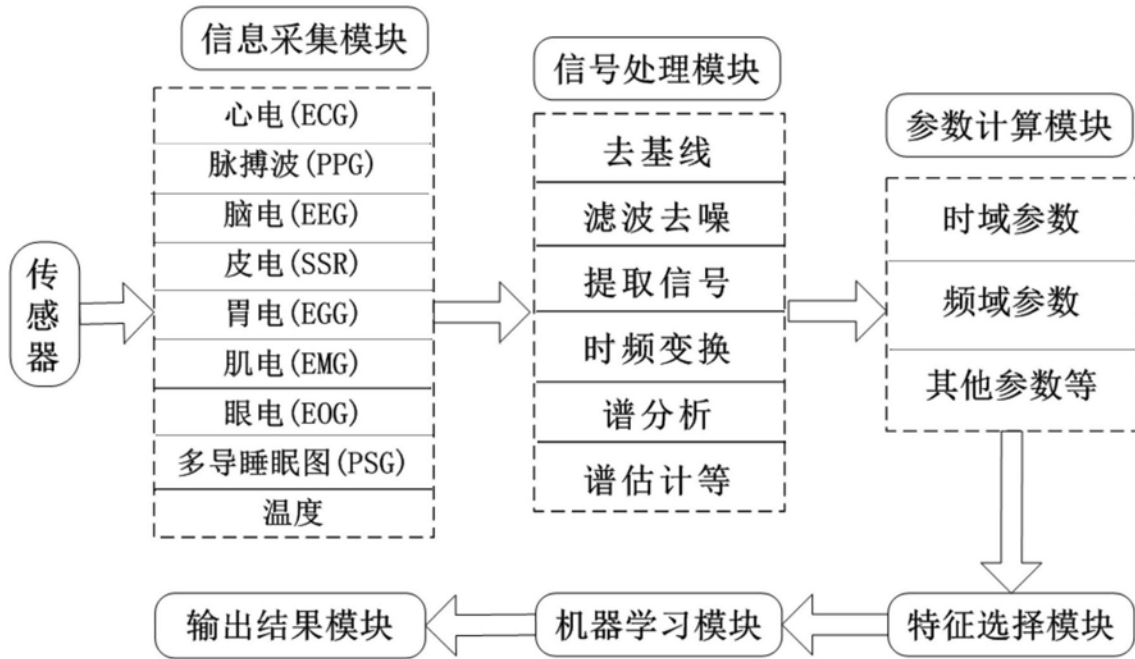


图2

专利名称(译)	基于生理信息的抑郁症评估系统及其评估方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN105147248B</a>	公开(公告)日	2019-02-05
申请号	CN201510468922.X	申请日	2015-07-30
[标]申请(专利权)人(译)	华南理工大学 深圳市是源医学科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	华南理工大学 深圳市是源医学科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	华南理工大学 深圳市是源医学科技有限公司		
[标]发明人	杨荣赛 陈秀文 吕瑞雪 宋传旭		
发明人	杨荣赛 陈秀文 吕瑞雪 宋传旭		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0022 A61B5/01 A61B5/0205 A61B5/02416 A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/0452 A61B5/0476 A61B5/0488 A61B5/04884 A61B5/0496 A61B5/0533 A61B5/165 A61B5/4806 A61B5/7257 A61B5/726 A61B5/7267 G16H40/67 G16H50/70		
其他公开文献	CN105147248A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种基于生理信息的抑郁症评估系统，包括：信息采集模块、信号处理模块、参数计算模块、特征选择模块、机器学习模块和输出结果模块。本发明还公开了一种基于多种生理信息的抑郁症评估方法，包括以下步骤：1、对心电信号以及脉搏波信号、脑电信号、皮电信号、胃电信号、肌电信号、眼电信号、多导睡眠信号和温度信号中一种或一种以上信号进行信号处理，并计算信号参数；2、利用得到的信号参数进行归一化处理，对经过归一化处理的信号参数组成的参数集进行特征选择，得到特征参数集；3、利用得到的特征参数集进行机器学习，利用特征参数集与抑郁等级的关系建立抑郁评估数学模型评估抑郁等级。具有能避免量表评估的主观性等优点。

