



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 115670463 B

(45) 授权公告日 2024. 06. 28

(21) 申请号 202211314994.5

(22) 申请日 2022.10.26

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 115670463 A

(43) 申请公布日 2023.02.03

(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 华南脑控(广东)智能科技有限公司

人工智能与数字经济广东省实验
室(广州)

(72) 发明人 李远清 管紫菁 黄炜琛 黎肯迪
陈迪

(74) 专利代理机构 广州市华学知识产权代理有
限公司 44245

专利代理师 冯炳辉

(51) Int.Cl.

A61B 5/16 (2006.01)

A61B 5/378 (2021.01)

A61B 5/00 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 110811648 A,2020.02.21

CN 114756121 A,2022.07.15

CN 113229818 A,2021.08.10

Chao Jiang,等.Enhancing EEG-Based
Classification of Depression Patients
Using Spatial Information.IEEE
TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND
REHABILITATION ENGINEERING.2021,第29卷第
566-575页.

审查员 孙伟

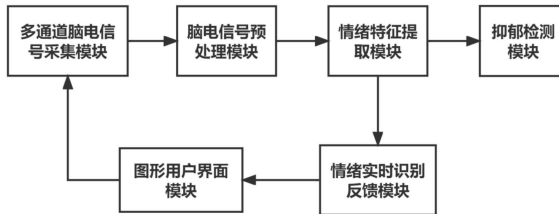
权利要求书3页 说明书7页 附图2页

(54) 发明名称

一种基于脑电情绪神经反馈信号的抑郁检测系统

(57) 摘要

本发明公开了一种基于脑电情绪神经反馈信号的抑郁检测系统,包括:图形用户界面模块,用于呈现脑电情绪神经反馈实验程序图形界面;多通道脑电信号采集模块,用于采集患者进行脑电情绪神经反馈实验过程中的脑电信号;脑电信号预处理模块,用于对脑电信号片段进行预处理;情绪特征提取模块,用于对脑电信号片段进行特征提取得到脑电信号片段情绪特征;情绪实时识别反馈模块,用于对脑电信号片段情绪特征进行情绪分类预测,得到情绪实时反馈结果,用于在图形用户界面模块进行情绪实时反馈结果呈现;抑郁检测模块,用于对脑电信号片段情绪特征进行抑郁水平评估。本发明设计了基于脑电情绪神经反馈信号的抑郁检测系统,存在潜在临床价值和社会价值。



1.一种基于脑电情绪神经反馈信号的抑郁检测系统,其特征在于,包括:

图形用户界面模块,用于呈现脑电情绪神经反馈实验程序图形界面,为用户提供情绪刺激材料与情绪实时反馈呈现;

多通道脑电信号采集模块,用于采集患者进行脑电情绪神经反馈实验过程中的脑电信号,并将特定时间下的脑电信号作为一个脑电信号片段存储一次,以供后续脑电信号预处理模块进行处理;

脑电信号预处理模块,用于对脑电信号片段进行信号处理,滤波除去噪声,提高后续情绪特征提取模块的数据质量;

情绪特征提取模块,用于对经过脑电信号预处理模块后得到的脑电信号片段进行特征提取得到脑电信号片段情绪特征,用于后续情绪实时识别反馈模块和抑郁检测模块;

情绪实时识别反馈模块,用于对经过情绪特征提取模块后得到的脑电信号片段情绪特征进行情绪的分类预测,通过已有的脑电情绪特征数据集对脑电信号片段情绪特征进行多源风格迁移,之后使用多源支持向量机分类器进行情绪分类,并根据情绪反馈准则得到情绪实时反馈结果,传输至图形用户界面模块进行情绪实时反馈结果呈现;

抑郁检测模块,用于对经过情绪特征提取模块后得到的脑电信号片段情绪特征进行抑郁水平评估,通过构建的健康对照-抑郁患者情绪特征高斯核朴素贝叶斯分类模型,对一位用户在一次脑电情绪神经反馈实验中采集的所有脑电信号片段情绪特征进行分析,并根据抑郁评估准则给出用户三种状态之一作为最终检测结果,其中该三种状态分别为重度抑郁、轻度抑郁、正常;

所述图形用户界面模块通过VGA连接线与安装有脑电信号预处理模块的计算机连接,所述图形用户界面模块包括情绪刺激材料呈现模块和情绪实时反馈呈现模块,其中:

所述情绪刺激材料呈现模块用于在显示屏上向用户呈现脑电情绪神经反馈实验程序的视频区域,即需要用户在规定时间内观看随机的积极、平静视频类型的情绪刺激材料,在此期间需要用户调节自己的情绪至情绪刺激材料对应的状态,每段情绪刺激材料结束后,用户获得预设休息时间,休息完成,准备好后按空格键开始观看下一段情绪刺激材料,脑电情绪神经反馈实验期间,情绪刺激材料包含n段积极视频和m段平静视频;

所述情绪实时反馈呈现模块用于在显示屏幕上向用户呈现脑电情绪神经反馈实验程序的情绪反馈区域,根据情绪实时识别反馈模块得到的情绪实时反馈结果,在情绪反馈区域显示图形变化从而呈现用户对应的实时情绪状态,协助用户完成情绪调节过程;

所述脑电信号预处理模块对多通道脑电信号采集模块存储的脑电信号片段进行实时处理,在31个通道中选取A2通道作为参考电极,通过eeglab开源工具箱检测并剔除剩余30通道中信号质量差的通道,进行经过12阶最小相位有限冲击响应滤波器滤波,滤波带宽为0.5-70Hz,以及带阻滤波器,带阻滤波器频率设置为50Hz去除工频噪声干扰,通过eeglab开源工具箱插补缺失的通道,最终得到进行脑电信号预处理模块的30通道脑电信号片段,避免了由于脑电帽导联损坏导致的数据缺失,改进了环境中的噪声对脑电信号的干扰,提高了脑电信号的质量;

所述情绪特征提取模块对经过脑电信号预处理模块后得到的脑电信号片段进行情绪特征提取,从而得到脑电信号片段情绪特征,其中,在功率谱的基础上改进使用了同样含有频率信息且被认为是最好的情绪特征之一的微分熵,The differential entropy,DE特征,

具体地,使用了30个脑电通道在5个频段:Delta频段:1-3Hz,Theta频段:4-7Hz,Alpha频段:8-13Hz,Beta频段:14-30Hz,Gamma频段:31-50Hz内的微分熵特征,微分熵特征的具体计算方法如下:将每个通道的脑电信号通过窗长为特定秒数的无重叠汉宁窗,使用短时间傅里叶变换计算功率谱特征,假设脑电信号 x 服从数学期望为 μ 、方差为 σ^2 的正态分布,记为 $x \sim N(\mu, \sigma^2)$,然后,微分熵的计算能够简化为:

$$\begin{aligned} DE &= \int_{-\infty}^{\infty} P(x) \log(P(x)) dx \\ &= - \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \exp\left(-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}\right) \log \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \exp\left(-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}\right) dx \\ &= \frac{1}{2} \log 2\pi e \sigma^2 \end{aligned}$$

这里 x 表示服从数学期望为 μ 、方差为 σ^2 的正态分布的脑电信号,记为 $x \sim N(\mu, \sigma^2)$, $P(x)$ 是 x 的概率密度函数,微分熵特征则等价于固定长度脑电图序列 x 的取对数之后的频谱能量;

通过对脑电信号预处理模块后得到的脑电信号片段进行微分熵特征提取,从而得到30通道5个频段共150维的脑电信号片段情绪特征,用于情绪实时识别反馈模块和抑郁检测模块;

所述情绪实时识别反馈模块对经过情绪特征提取模块后得到的150维脑电信号片段情绪特征,进行情绪识别;为了改进小样本情况下不同用户使用情绪分类模型情绪出现识别准确率不稳定的问题,通过多源风格迁移的方法对脑电信号片段情绪特征做映射处理,具体地,将系统已经收集到的 j 个人的脑电情绪特征的先验知识作为源域,将当前新的需要进行识别的脑电信号片段情绪特征,通过多源风格迁移映射到源域,多源风格迁移的具体计算方法如下: $T_s = AT + b$,其中, T 代表新需要识别的脑电信号片段情绪特征, T_s 代表映射到源域后的脑电信号片段情绪特征, A 、 b 为映射过程的参数,通过最小化均方误差得到,即:

$\min \|AT + b - S_j\|_2^2$, S_j 是源域中 j 个人的脑电情绪特征, $\|\cdot\|_2^2$ 代表求L2范数, $\min$ 代表求最小值;之后再使用多源支持向量机对映射到源域后的脑电信号片段情绪特征 T_s 进行情绪的分类预测,多源支持向量机由 j 个人的积极类别和平静类别的脑电情绪特征训练出 j 个SVM分类器整合得到,标定 T_s 的情绪类别为积极类别情绪或平静类别情绪,并根据情绪类别和情绪反馈准则得到情绪实时反馈结果,传输到图形用户界面模块;图形用户界面模块的情绪实时反馈呈现模块进行情绪实时反馈结果呈现,显示图形变化;

所述多通道脑电信号采集模块以特定赫兹的采样率采集患者进行脑电情绪神经反馈实验过程中产生的31通道,包括:Fp1、Fp2、F7、F3、Fz、F4、F8、FT7、FC3、FCZ、FC4、FT8、T3、C3、CZ、C4、T4、TP7、CP3、CPZ、CP4、TP8、T5、P3、PZ、P4、T8、O1、OZ、O2、A2通道的脑电信号,并通过USB数据连接线和并口线与安装有脑电信号预处理模块的计算机连接,将采集到的脑电信号存入缓冲存储器,特定时间下作为一个脑电信号片段存储一次,以供后续脑电信号预处理模块进行处理;

所述抑郁检测模块对经过情绪特征提取模块后得到的脑电信号片段情绪特征进行zscore算法归一化,通过已经收集到的 i 个人,其中一部分人为抑郁患者,另一部分人为健康对照的脑电情绪特征的先验知识训练出的高斯核函数朴素贝叶斯健康抑郁分类模型,对

一位用户在一次脑电情绪神经反馈实验中采集的所有脑电信号片段情绪特征预测抑郁概率,再将一位用户所有脑电信号片段情绪特征预测抑郁概率结果取加权求和,取平均值得到最终的预测概率值,改进了用户只进行单次测量由于测量误差发生误判的情况,之后由阈值法根据预测概率值给出用户三种状态之一作为最终检测结果。

一种基于脑电情绪神经反馈信号的抑郁检测系统

技术领域

[0001] 本发明涉及抑郁症医疗诊断设备的技术领域,尤其是指一种基于脑电情绪神经反馈信号的抑郁检测系统。

背景技术

[0002] 抑郁症是常见的精神疾病,是情绪障碍的一种。抑郁症是全球范围内导致残疾的主要原因,在中国,抑郁症终生患病率为6.8%,且青春期和青年期是抑郁症发作的终生高峰期,2020年我国青少年抑郁检出率为24.6%,其中重度抑郁为7.4%。

[0003] 通常情况下,抑郁症主要表现为情感、躯体和认知症状持续2周以上。其中情感症状主要表现为心境低落、兴趣减退或丧失等;躯体症状主要表现为失眠、食欲下降、行为活动减少等;认知症状主要表现为思维缓慢,注意力不集中等。

[0004] 目前大部分抑郁障碍的检测主要是通过临床访谈的形式。然而,现有的可用于临床抑郁检测的客观评价指标缺乏,采用诊断访谈的形式来检测抑郁症也具有一定的主观性和滞后性。因此,随着抑郁症患者数量的增加,医疗资源紧张加剧,开发一种利用客观评价指标进行抑郁疾病自动辅助检测系统变得越来越重要。

[0005] 为了获得更为客观的检测结果,研究者们通过行为或生理信号来进行抑郁检测,例如表情、语音以及姿势等行为信号,脑电,肌电,血液生物标志物等生理信号。这些信号中,生理数据对于确定受试者的生理和精神状态是稳定且可靠的。而脑电图(EEG)信号可以直接反映人脑的内部工作状态,被认为是最好的生理数据类型之一。因此,通过利用多种模态的脑电信号找到抑郁症的生物学标记,使用脑电信号来进行抑郁检测是可行的且具有前景的。目前大多是基于脑电的抑郁检测系统大多使用常见的静息态脑电范式,或事件相关电位脑电范式,与基于脑电信号的其他疾病检测系统基本一致,而情绪状态是抑郁症患者症状的直观体现,目前还没有研究专门针对抑郁患者情感症状特点设计范式的抑郁检测系统。

[0006] 因此,本发明特别针对抑郁症患者由于情绪调节异常带来的情感症状,设计了基于脑电情绪神经反馈信号的抑郁检测系统。

发明内容

[0007] 本发明的目的在于克服现有技术的缺点与不足,提出了一种基于脑电情绪神经反馈信号的抑郁检测系统,利用脑电情绪神经反馈信号所反映出的情绪特征或情感症状,对需要筛查的人群进行抑郁检测,辅助医疗工作者进行诊断和治疗。

[0008] 为实现上述目的,本发明所提供的技术方案为:一种基于脑电情绪神经反馈信号的抑郁检测系统,包括:

[0009] 图形用户界面模块,用于呈现脑电情绪神经反馈实验程序图形界面,为用户提供情绪刺激材料与情绪实时反馈呈现;

[0010] 多通道脑电信号采集模块,用于采集患者进行脑电情绪神经反馈实验过程中的脑

电信号,并将特定时间下的脑电信号作为一个脑电信号片段存储一次,以供后续脑电信号预处理模块进行处理;

[0011] 脑电信号预处理模块,用于对脑电信号片段进行信号处理,滤波除去噪声,提高后续情绪特征提取模块的数据质量;

[0012] 情绪特征提取模块,用于对经过脑电信号预处理模块后得到的脑电信号片段进行特征提取得到脑电信号片段情绪特征,用于后续情绪实时识别反馈模块和抑郁检测模块;

[0013] 情绪实时识别反馈模块,用于对经过情绪特征提取模块后得到的脑电信号片段情绪特征进行情绪的分类预测,通过已有的脑电情绪特征数据集对脑电信号片段情绪特征进行多源风格迁移,之后使用多源支持向量机分类器进行情绪分类,并根据情绪反馈准则得到情绪实时反馈结果,传输至图形用户界面模块进行情绪实时反馈结果呈现;

[0014] 抑郁检测模块,用于对经过情绪特征提取模块后得到的脑电信号片段情绪特征进行抑郁水平评估,通过构建的健康对照-抑郁患者情绪特征高斯核朴素贝叶斯分类模型,对一位用户在一次脑电情绪神经反馈实验中采集的所有脑电信号片段情绪特征进行分析,并根据抑郁评估准则给出用户三种状态之一作为最终检测结果,其中该三种状态分别为重度抑郁、轻度抑郁、正常。

[0015] 进一步,所述图形用户界面模块通过VGA连接线与安装有脑电信号预处理模块的计算机连接,所述图形用户界面模块包括情绪刺激材料呈现模块和情绪实时反馈呈现模块,其中:

[0016] 所述情绪刺激材料呈现模块用于在显示屏上向用户呈现脑电情绪神经反馈实验程序的视频区域,即需要用户在规定时间内观看随机的积极、平静视频类型的情绪刺激材料,在此期间需要用户调节自己的情绪至情绪刺激材料对应的状态,每段情绪刺激材料结束后,用户获得预设休息时间,休息完成,准备好后按空格键开始观看下一段情绪刺激材料,脑电情绪神经反馈实验期间,情绪刺激材料包含n段积极视频和m段平静视频;

[0017] 所述情绪实时反馈呈现模块用于在显示屏幕上向用户呈现脑电情绪神经反馈实验程序的情绪反馈区域,根据情绪实时识别反馈模块得到的情绪实时反馈结果,在情绪反馈区域显示图形变化从而呈现用户对应的实时情绪状态,协助用户完成情绪调节过程。

[0018] 进一步,所述多通道脑电信号采集模块以特定赫兹的采样率采集患者进行脑电情绪神经反馈实验过程中产生的31通道,包括:Fp1、Fp2、F7、F3、Fz、F4、F8、FT7、FC3、FCZ、FC4、FT8、T3、C3、CZ、C4、T4、TP7、CP3、CPZ、CP4、TP8、T5、P3、PZ、P4、T8、O1、OZ、O2、A2通道的脑电信号,并通过USB数据连接线和并口线与安装有脑电信号预处理模块的计算机连接,将采集到的脑电信号存入缓冲存储器,特定时间下作为一个脑电信号片段存储一次,以供后续脑电信号预处理模块进行处理。

[0019] 进一步,所述脑电信号预处理模块对多通道脑电信号采集模块存储的脑电信号片段进行实时处理,在31个通道中选取A2通道作为参考电极,通过eeglab开源工具箱检测并剔除剩余30通道中信号质量差的通道,进行经过12阶最小相位有限冲击响应滤波器滤波,滤波带宽为0.5-70Hz,以及带阻滤波器,带阻滤波器频率设置为50Hz去除工频噪声干扰,通过eeglab开源工具箱插补缺失的通道,最终得到进行脑电信号预处理模块的30通道脑电信号片段,避免了由于脑电帽导联损坏导致的数据缺失,改进了环境中的噪声对脑电信号的干扰,提高了脑电信号的质量。

[0020] 进一步,所述情绪特征提取模块对经过脑电信号预处理模块后得到的脑电信号片段进行情绪特征提取,从而得到脑电信号片段情绪特征,其中,在功率谱的基础上改进使用了同样含有频率信息且被认为是最好的情绪特征之一的微分熵,The differential entropy,DE特征,具体地,使用了30个脑电通道在5个频率段:Delta频段:1-3Hz,Theta频段:4-7Hz,Alpha频段:8-13Hz,Beta频段:14-30Hz,Gamma频段:31-50Hz内的微分熵特征,微分熵特征的具体计算方法如下:将每个通道的脑电信号通过窗长为特定秒数的无重叠汉宁窗,使用短时间傅里叶变换计算功率谱特征,假设脑电信号 x 服从数学期望为 μ 、方差为 σ^2 的正态分布,记为 $x \sim N(\mu, \sigma^2)$,然后,微分熵的计算能够简化为:

$$\begin{aligned}
 DE &= \int_{-\infty}^{\infty} P(x) \log(P(x)) dx \\
 [0021] \quad &= - \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \exp\left(-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}\right) \log \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \exp\left(-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}\right) dx \\
 &= \frac{1}{2} \log 2\pi e \sigma^2
 \end{aligned}$$

[0022] 这里 x 表示服从数学期望为 μ 、方差为 σ^2 的正态分布的脑电信号,记为 $x \sim N(\mu, \sigma^2)$, $P(x)$ 是 x 的概率密度函数,微分熵特征则等价于固定长度脑电图序列 x 的取对数之后的频谱能量;

[0023] 通过对脑电信号预处理模块后得到的脑电信号片段进行微分熵特征提取,从而得到30通道5个频段共150维的脑电信号片段情绪特征,用于情绪实时识别反馈模块和抑郁检测模块。

[0024] 进一步,所述情绪实时识别反馈模块对经过情绪特征提取模块后得到的150维脑电信号片段情绪特征,进行情绪识别;为了改进小样本情况下不同用户使用情绪分类模型情绪出现识别准确率不稳定的问题,通过多源风格迁移的方法对脑电信号片段情绪特征做映射处理,具体地,将系统已经收集到的 j 个人的脑电情绪特征的先验知识作为源域,将当前新的需要进行识别的脑电信号片段情绪特征,通过多源风格迁移映射到源域,多源风格迁移的具体计算方法如下: $T_s = AT + b$,其中, T 代表新需要识别的脑电信号片段情绪特征, T_s 代表映射到源域后的脑电信号片段情绪特征, A 、 b 为映射过程的参数,通过最小化均方误差得到,即: $\min \|AT + b - S_j\|_2^2$, S_j 是源域中 j 个人的脑电情绪特征, $\|\cdot\|_2^2$ 代表求L2范数, $\min$ 代表求最小值;之后再使用多源支持向量机对映射到源域后的脑电信号片段情绪特征 T_s 进行情绪的分类预测,多源支持向量机由 j 个人的积极类别和平静类别的脑电情绪特征训练出 j 个SVM分类器整合得到,标定 T_s 的情绪类别为积极类别情绪或平静类别情绪,并根据情绪类别和情绪反馈准则得到情绪实时反馈结果,传输到图形用户界面模块;图形用户界面模块的情绪实时反馈呈现模块进行情绪实时反馈结果呈现,显示图形变化。

[0025] 进一步,所述抑郁检测模块对经过情绪特征提取模块后得到的脑电信号片段情绪特征进行zscore算法归一化,通过已经收集到的 i 个人,其中一部分人为抑郁患者,另一部分人为健康对照的脑电情绪特征的先验知识训练出的高斯核函数朴素贝叶斯健康抑郁分类模型,对一位用户在一次脑电情绪神经反馈实验中采集的所有脑电信号片段情绪特征预测抑郁概率,再将一位用户所有脑电信号片段情绪特征预测抑郁概率结果取加权求和,取平均值得到最终的预测概率值,改进了用户只进行单次测量由于测量误差发生误判的情

况,之后由阈值法根据预测概率值给出用户三种状态之一作为最终检测结果。

[0026] 本发明与现有技术相比,具有如下优点与有益效果:

[0027] 1、本发明改进了现有脑电信号在抑郁检测中存在的检测范式设计单一,范式对疾病针对性不强的问题,使用针对抑郁症情感症状的情绪神经反馈范式作为脑电采集范式,提高了对疾病的针对性,能更好的在脑电中反映抑郁症的情感症状特点。

[0028] 2、本发明新增了情绪实时反馈呈现模块,与已有系统图形用户界面模块只包括情绪刺激材料呈现模块不同,本系统可根据用户的实时情绪状态变化产生视觉反馈刺激,从而协助用户完成情绪调节过程,获得情绪唤醒度更高的高质量情绪脑电信号,改进了部分用户由于情绪刺激材料不合适从而无法直接调节自身情绪状态,从而导致情绪特征提取模块提取到的情绪特征质量低的问题。

[0029] 3、相较现有脑电信号抑郁检测在特征提取过程中只使用单一脑区、少量通道或使用基本统计量作为脑电特征进行分类,本发明使用全脑区共30通道能够表征情绪特征的微分熵作为脑电特征进行分类,抑郁检测正确率更高,模型鲁棒性更好。

附图说明

[0030] 图1为本发明系统框架图。

[0031] 图2为本发明中情绪反馈呈现模块的GUI界面;图中,左侧虚线框内为视频区域,右侧虚线框内为情绪反馈区域。

[0032] 图3为数据处理流程图。

具体实施方式

[0033] 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。

[0034] 参见图1所示,本实施例提供了一种基于脑电情绪神经反馈信号的抑郁检测系统,是使用C++和Matlab语言开发的在安装Windows系统的设备上运行的抑郁检测系统,它包括:图形用户界面模块、多通道脑电信号采集模块、脑电信号预处理模块、情绪特征提取模块、情绪实时识别反馈模块和抑郁检测模块。

[0035] 所述图形用户界面模块用于呈现脑电情绪神经反馈实验程序图形界面,为用户提供情绪刺激材料与情绪实时反馈呈现,图形用户界面模块显示于27英寸的显示屏上,通过VGA连接线与安装有多通道脑电信号采集模块、脑电信号预处理模块、情绪特征提取模块、情绪实时识别反馈模块的计算机连接;

[0036] 参见图2所示,所述图形用户界面模块包括情绪刺激材料呈现模块和情绪实时反馈呈现模块。对比已有系统,本系统新增了情绪实时反馈呈现模块,改进了已有系统图形用户界面模块只包括情绪刺激材料呈现模块,部分用户由于情绪刺激材料不合适从而无法直接调节自身情绪状态,导致所述情绪特征提取模块所需的情绪脑电信号质量低的问题,本系统可根据用户的实时情绪状态变化产生视觉反馈刺激,从而协助用户完成情绪调节过程,获得情绪唤醒度更高的高质量情绪脑电信号信息。所述情绪刺激材料呈现模块用于在显示屏上向用户呈现脑电情绪神经反馈实验程序的视频情绪刺激材料,位于显示屏左侧视频区域,即需要用户在规定时间内观看随机的积极、平静视频类型的情绪刺激材料,在此期

间需要用户调节自己的情绪到与情绪刺激材料相同的情绪状态,每段情绪刺激材料结束后,用户获得30秒休息时间,休息完成,准备好后按空格键开始观看下一段情绪刺激材料。脑电情绪神经反馈实验数据采集期间,情绪刺激材料共计20分钟时间,包含10段积极视频和10段平静视频。

[0037] 所述情绪实时反馈呈现模块用于在显示屏幕上向用户呈现情绪实时反馈结果的区域,位于显示屏右侧情绪反馈区域,根据情绪实时识别反馈模块得到的情绪实时反馈结果,在情绪反馈区域包含一个树形图片、一个表情图片和两个颜色不同的柱状进度条,左侧为红色进度条代表积极情绪,右侧为绿色进度条代表平静情绪,由情绪实时识别反馈模块得出的情绪实时反馈结果控制柱状进度条的高度和树形图片区域的图形填充情况,即:当情绪实时反馈结果为积极标签时,表情图片显示高兴表情,红色进度条上涨,树形图片区域的填充粉红色花瓣动态特效;当情绪实时反馈结果为平静标签时,表情图片显示平静表情,绿色进度条上涨,树形图片区域的填充翠绿色树叶动态特效。情绪实时反馈呈现模块的图形根据情绪实时识别反馈模块得出的情绪实时反馈结果每秒进行一次更新。

[0038] 所述多通道脑电信号采集模块用于采集患者进行脑电情绪神经反馈实验过程中的脑电信号,采用脑电放大器和32通道的EEG电极帽来记录头皮脑电信号,并通过USB数据连接线和并口线连接将数据传输到计算机,脑电信号每10秒作为一个脑电信号片段存储一次,以供后续脑电信号预处理模块进行处理。在脑电情绪神经反馈实验开始前,多通道脑电信号采集过程需要进行以下准备工作:先让被试者坐于图形用户界面模块的显示器前,与显示器的距离为40-50cm,显示器高度调至平视水平,给受试者佩戴EEG电极帽,用平口针筒将电极膏注入电极帽嵌入式电极,电极膏注入完毕,给受试者佩戴耳机。使用国际10-20标准的32通道的脑电极帽和NeuroScan公司的脑电放大器进行脑电信号的采集,所有通道的脑电信号均以右耳突为参照,在脑电采集开始前,所有电极的阻抗值皆处于15千欧以下,且脑电信号设置250Hz的频率采样。

[0039] 参见图3所示,脑电数据处理流程主要由脑电信号预处理模块、情绪特征提取模块、情绪实时识别反馈模块、抑郁检测模块进行。

[0040] 所述脑电信号预处理模块每秒读取一次多通道脑电信号采集模块保存在计算机的脑电信号片段,对脑电信号片段进行坏道剔除,0.5-70Hz带通滤波,50Hz带阻滤波滤除工频噪声,通道插补,对脑电信号片段处理完成之后立即调用情绪特征提取模块。

[0041] 所述情绪特征提取模块对经过脑电信号预处理模块后得到的脑电信号片段进行微分熵特征提取得到脑电信号片段情绪特征,具体地,本发明使用了30个脑电通道在5个频率段:Delta频段:1-3Hz,Theta频段:4-7Hz,Alpha频段:8-13Hz,Beta频段:14-30Hz,Gamma频段:31-50Hz内的微分熵特征,微分熵特征的具体计算方法如下:将每个通道的脑电信号通过窗长为10秒的无重叠汉宁窗,使用短时间傅里叶变换计算传统的功率谱特征,我们假设脑电信号 x 服从数学期望为 μ 、方差为 σ^2 的正态分布,记为 $x \sim N(\mu, \sigma^2)$,然后,微分熵的计算可以简化为:

$$\begin{aligned}
 DE &= \int_{-\infty}^{\infty} P(x) \log(P(x)) dx \\
 [0042] \quad &= - \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \exp\left(\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}\right) \log \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \exp\left(\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}\right) dx \\
 &= \frac{1}{2} \log 2\pi e \sigma^2
 \end{aligned}$$

[0043] 这里x表示服从数学期望为 μ 、方差为 σ^2 的正态分布的脑电信号,记为 $x \sim N(\mu, \sigma^2)$, $P(x)$ 是x的概率密度函数,微分熵特征则等价于固定长度脑电图序列x的取对数之后的频谱能量。

[0044] 模块处理完成之后立即调用情绪实时识别反馈模块,并在数据采集过程全部结束之后调用抑郁检测模块。

[0045] 所述情绪实时识别反馈模块用于对经过情绪特征提取模块后得到的脑电信号片段情绪特征进行情绪的分类预测,将系统已经收集到的30人的脑电情绪特征的先验知识作为源域,将当前新的需要进行识别的脑电信号片段情绪特征通过多源风格迁移映射到源域,之后再使用多源支持向量机对映射后的脑电信号片段情绪特征进行情绪识别,这种情绪识别方法改进了小样本情况下不同用户使用情绪分类模型情绪出现识别准确率不稳定的问题。多源风格迁移的具体计算方法如下: $T_s = AT + b$,其中,T代表新需要识别的脑电信号片段情绪特征, T_s 代表映射到源域后的脑电信号片段情绪特征,A、b为映射过程的参数,通过最小化均方误差得到,即: $\min \|AT + b - S_j\|_2^2$, S_j 是源域中30个人的脑电情绪特征 $j=1,2,$

$3 \dots, 29, 30$,式中 $\|\cdot\|_2^2$ 代表求L2范数,min代表求最小值,之后再使用多源支持向量机对映射到源域后的脑电信号片段情绪特征 T_s 进行情绪识别,多源支持向量机由30个人的积极类别和平静类别的脑电情绪特征训练出30个SVM分类器整合得到,多源支持向量机将 T_s 识别为积极类别情绪或是平静类别情绪得到30个识别结果;最终的情绪实时反馈结果由30个识别结果按照预测概率加权平均后得到。模块计算处理完成之后系统立即调用图形用户界面模块中的情绪实时反馈呈现模块,根据得出的情绪实时反馈结果进行图形用户界面的更新。

[0046] 所述抑郁检测模块在图形用户界面模块中的情绪刺激材料呈现模块完成所有情绪刺激材料的呈现后(共计20分钟时间,包含10段积极视频和10段平静视频),所述抑郁检测模块用于所有经过情绪特征提取模块后得到的脑电信号片段情绪特征进行抑郁水平评估,首先进行zscore算法归一化,通过已经收集到的60人,其中30人为抑郁患者,30人为健康对照的脑电情绪特征的先验知识训练出的高斯核函数贝叶斯健康抑郁分类模型,对用户在一次脑电情绪神经反馈实验中采集的所有脑电信号片段情绪特征预测抑郁概率值,将用户所有脑电信号片段情绪特征预测结果按照预测概率取平均值得到最终的预测概率值,之后由阈值法根据预测概率值给出用户三种状态之一作为最终检测结果,该三种状态分别为重度抑郁对应预测分值大于0.8分、轻度抑郁对应预测分值小于0.8大于0.4、和正常对应预测分值小于0.4。

[0047] 综上所述,对比其它抑郁检测方式,本发明系统采用脑电情绪神经反馈进行抑郁检测,改进了目前检测范式设计单一,范式对疾病针对性不强的问题。另外,本发明系统基于脑电情绪神经反馈信号构建了情绪状态的判别,帮助患者实时反馈情绪状态,从而精准

反映被试者的情感症状,抑郁检测正确率更高,模型鲁棒性更好。总之,本发明特别针对抑郁症患者由于情绪调节异常带来的情感症状,设计了基于脑电情绪神经反馈信号的抑郁检测系统,存在潜在的临床价值和社会价值,值得推广。

[0048] 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。

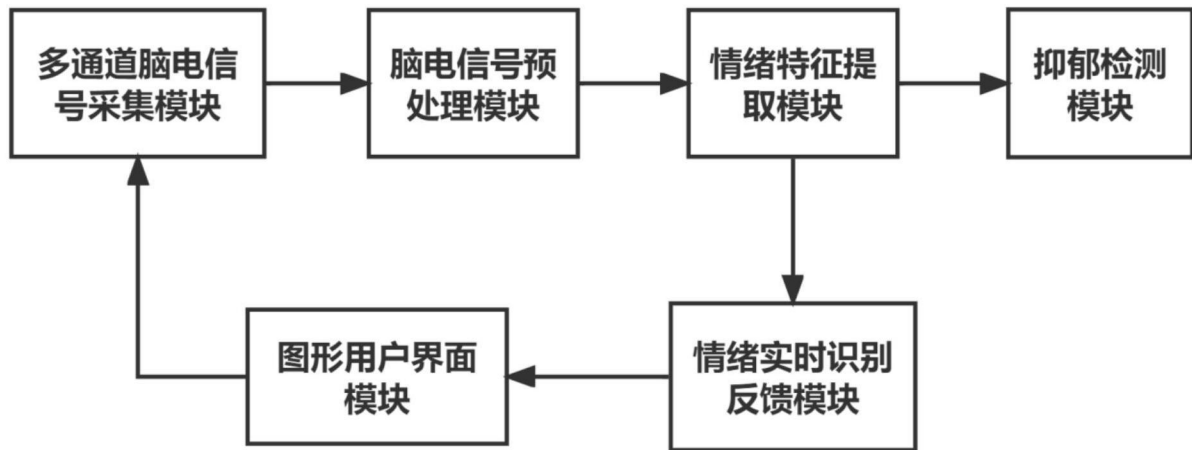


图1

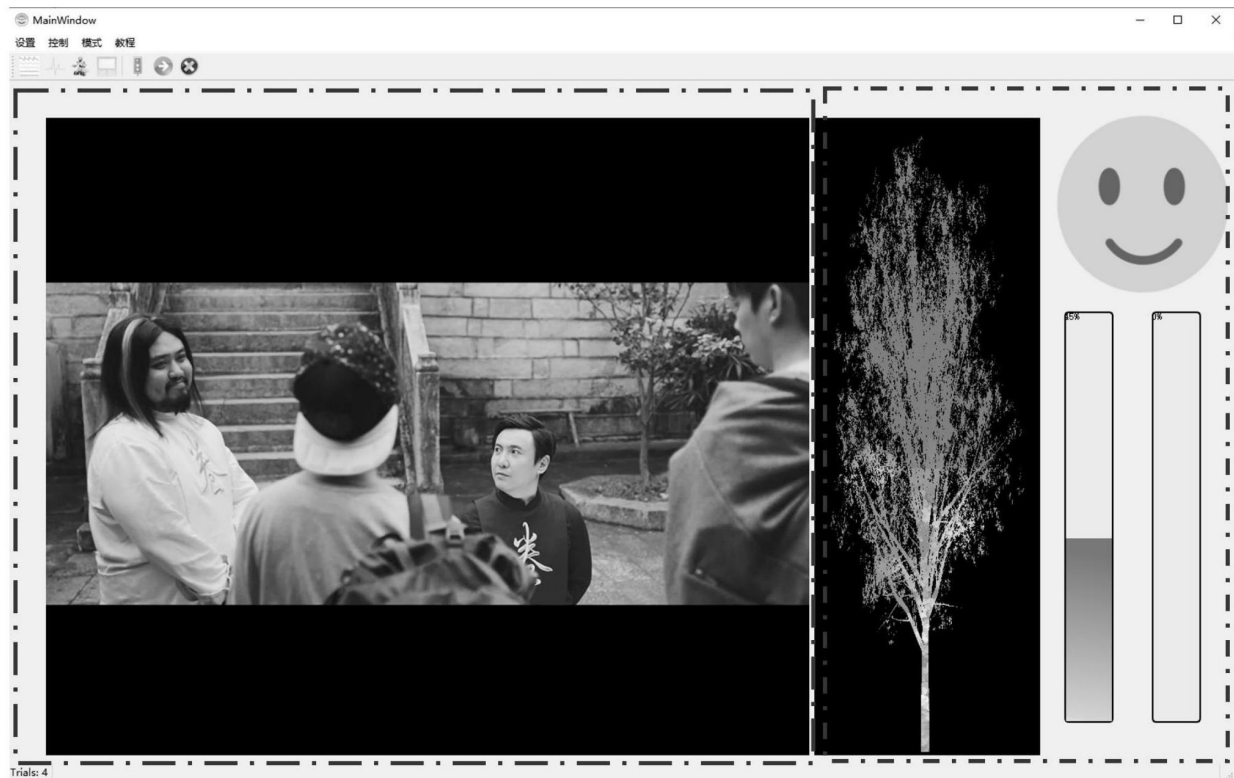


图2

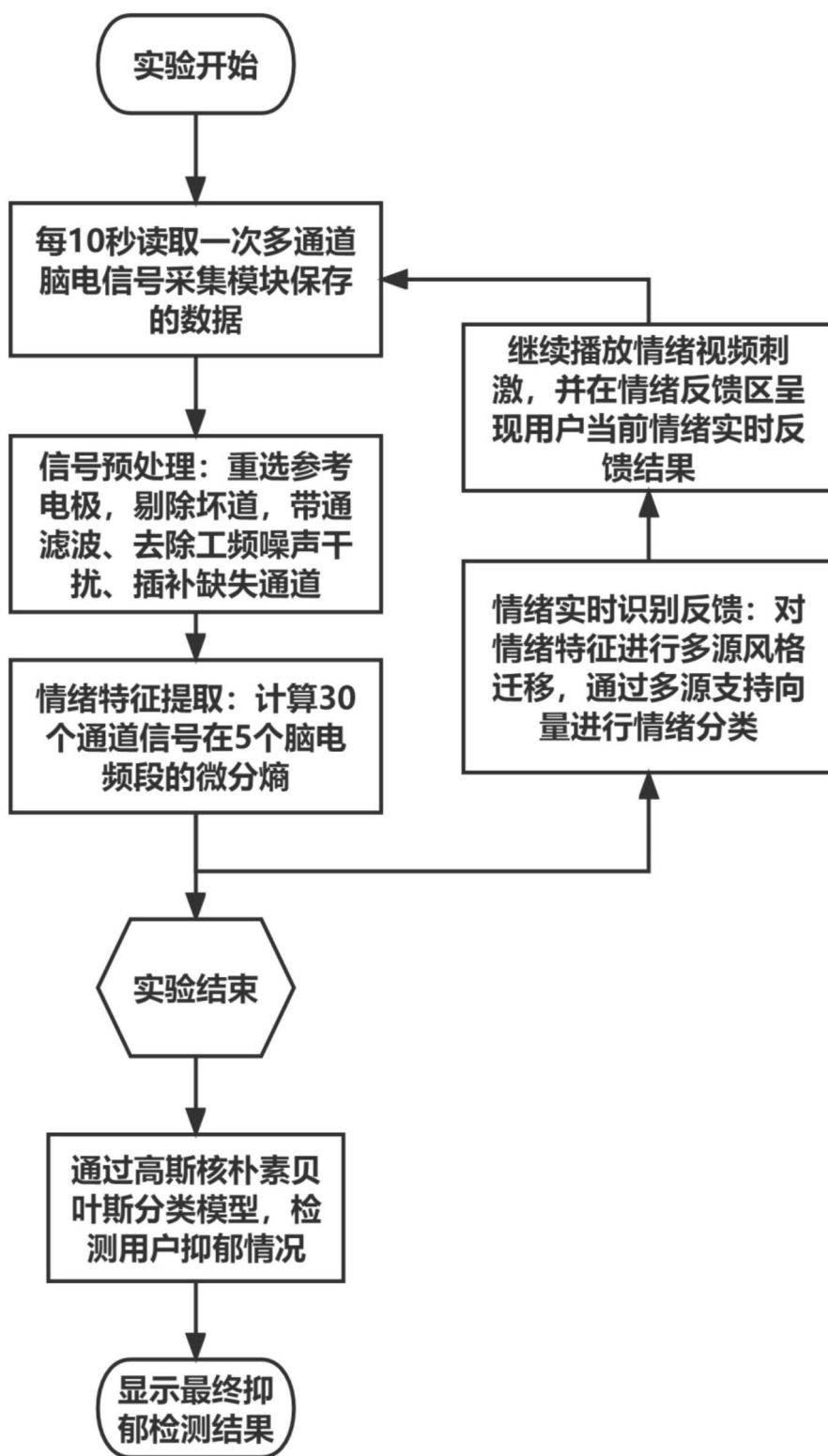


图3