



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109925582 A

(43)申请公布日 2019.06.25

(21)申请号 201910211696.5

A61B 5/1455(2006.01)

(22)申请日 2019.03.20

(71)申请人 天津大学

地址 300072 天津市南开区卫津路92号

(72)发明人 明东 王仲朋 陈龙 张磊

王萌亚 顾斌 刘爽 何峰

许敏鹏

(74)专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代理事务所 12201

代理人 刘国威

(51)Int.Cl.

A61M 21/00(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/0482(2006.01)

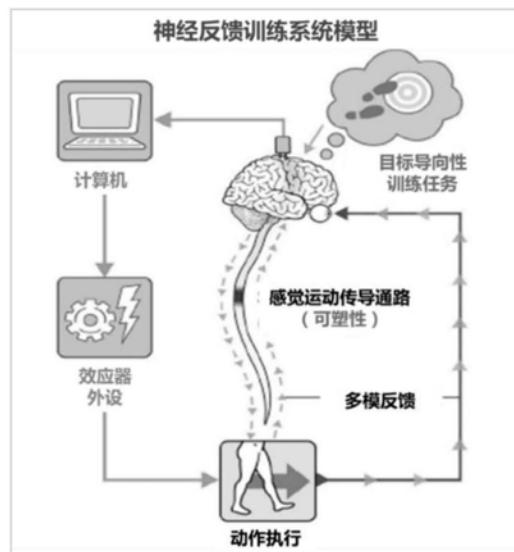
权利要求书3页 说明书9页 附图4页

(54)发明名称

双模态脑-机交互式运动神经反馈训练装置
和方法

(57)摘要

本发明属于生物医学工程器械领域,为训练提升运动神经功能,改善运动神经反馈训练效果,更符合正常思维行动控制过程和接近实际交互应用,本发明采取的技术方案是,双模态脑-机交互式运动神经反馈训练装置和方法,采集人体头皮脑电生理信息,采集脑血氧信息,利用计算机实时读取并处理脑电生理及脑血氧水平特征,应用动态短时傅里叶分析计算相对ERD能量值,动态血氧浓度负相关分析叠加平均血氧浓度水平,依据左、右脑区分布情况,决策是否驱动视觉反馈和基于电刺激的本体感觉反馈。本发明主要应用于医疗器械设计制造场合。



1. 一种双模态脑-机交互式运动神经反馈训练方法,其特征是,采集人体头皮脑电生理信息,采集脑血氧信息,利用计算机实时读取并处理脑电生理及脑血氧水平特征,应用动态短时傅里叶分析计算相对ERD能量值,动态血氧浓度负相关分析叠加平均血氧浓度水平,依据左、右脑区分布情况,决策是否驱动视听觉反馈和基于电刺激的本体感觉反馈。

2. 如权利要求1所述的双模态脑-机交互式运动神经反馈训练方法,其特征是,还包括验证步骤,具体如下:利用多试次短时傅里叶分析对神经反馈训练前后的二维时频脑电特征进行效果对比,应用脑血氧合/脱氧血红蛋白浓度负相关分析方法提取脑血氧浓度响应水平分析其空间分布特性,并利用基于决策阈值优化策略的模式识别技术对比分析神经反馈训练前后的识别正确率,验证双模态脑-机交互式神经反馈训练装置的有效性。

3. 如权利要求1所述的双模态脑-机交互式运动神经反馈训练方法,其特征是,进一步地,将可视化神经反馈界面用于提供左、右手运动想象相关的视听、电刺激体感反馈可视化,界面中包含虚拟左、右手和针状物,其中虚拟手会根据用户的实时运动想象状态进行移动,若虚拟手接触到针状物,则进行电刺激体感反馈,这里的电刺激电极贴在用户左右手掌心,电刺激模式采用300μs双相脉冲波,刺激频率为30Hz,用于体感刺激用户努力参与运动想象训练,并未产生疼痛感,刺激强度依据用户个体情况进行特异性调整,从而强化视听、体感觉神经反馈训练效果;为全面检测神经反馈训练过程中的脑信息演变过程及其电生理与血氧响应,脑信息采集部分在64通道EEG基础上,引入20通道覆盖左右运动脑区的NIRS采集,二者融合采集双模态大脑神经信号;然后计算机信号处理模块对双模态信号进行实时预处理,其中,脑电信号降采样至200Hz、8~30Hz带通滤波,进行脑血氧信号负相关分析、动态平均,依据左、右脑区能量空间分布不对称原理,若检测到对应左、右手想象的皮层ERD能量和脑血氧水平分布不合理即同侧占优或静息态,则控制可视化界面中虚拟手移动并接触到针状物,同步施加对应侧手的体感电刺激,其中皮层ERD能量和脑血氧水平基线,即每个Block开始的前30s时间下的ERD能量和血红蛋白浓度被设置为反馈触发阈值,并依据用户个体情况进行动态更新,以匹配用户个体特性。

4. 如权利要求1所述的双模态脑-机交互式运动神经反馈训练方法,其特征是,

1) 运动神经反馈相关脑电特征提取

对于运动想象事件相关去同步/同步ERD/ERS (Event-Related (de) synchronization) 信号的处理通常使用功率谱时频分析,首先使用一个有限宽度的观察窗W(t)对信号x(t)进行观察,然后对加窗后的信号进行傅立叶变换得到的,

$$STFT(t\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(\tau) W(\tau - t) e^{-j\omega\tau} d\tau \quad (1)$$

这里 ω 是角频率, t 表示时间, $W^*(\tau - t)$ 是 $W(\tau - t)$ 的复共轭函数, 当把有限取值长度的观察窗沿时间轴平移, 即可在二维的时频平面上得到信号的频谱分布随时间变化的信息, 得到脑电信号的二维时频图谱, 进而得到ERD能量值的实时变化情况, 在无初始模型时, 用于系统指令输出控制的信号特征;

神经反馈训练系统计算左右手运动想象特征能量方法为相对ERD能量差值,计算公式如下:

$$RP_{ERD} = \frac{P_{task} - P_{relax}}{P_{relax}} \times 100 \quad (2)$$

其中, $P_{relax} = \frac{1}{T_{relax}} \sum_{n \in T_{relax}} P_n$, $P_{task} = \frac{1}{T_{task}} \sum_{n \in T_{task}} P_n$, P_n 为瞬时能量谱, P_{relax} 为基态平均能量谱, T_{relax} 为每个试次任务的静息态时长, P_{task} 为任务态平均能量谱, T_{task} 为每个试次的运动想象态时长;

2) 运动神经反馈相关近红外特征提取方法

应用近红外经典测量信息脑血氧合/脱氧HbO/HbR ($[\text{oxy-Hb}] / [\text{deoxy-Hb}]$) 血红蛋白浓度负相关方法对NIRS数据进行特征提取, NIRS信号由四个成分构成: 测量 $[\text{oxy-Hb}]$ 信号 x , 测量 $[\text{deoxy-Hb}]$ 信号 y , 真实 $[\text{oxy-Hb}]$ 信号 x_0 , 真实 $[\text{deoxy-Hb}]$ 信号 y_0 , 则信号关系表达为:

$$x = x_0 + \alpha F + \text{Noise}$$

$$y = y_0 + F + \text{Noise} \quad (3)$$

其中, F 代表 $[\text{oxy-Hb}]$ 与 $[\text{deoxy-Hb}]$ 的共有噪声, 存在一个正相关常系数 α , Noise 代表系统高频白噪声, x_0 与 y_0 间的关系满足最大负相关特性而 x_0 与 F 相关性趋近于 0, 得到:

$$x_0 = -\beta y_0 \quad (4)$$

结合式 (3) 和 (4) 可得到:

$$F = (x + \beta y) / (\alpha + \beta)$$

$$x_0 = \beta (x - \alpha y) / (\alpha + \beta) \quad (5)$$

当 x_0 与 F 相关性趋近于 0, 得到方程:

$$\sum_t x^2 + (\beta - \alpha) \sum_t xy - \alpha \beta \sum_t y^2 = 0 \quad (6)$$

当噪声系数 α , 与信号相关系数 β 满足 $\alpha = \beta$, 则求解出方程解:

$$x_0 = (x - \alpha y) / 2$$

$$y_0 = -x_0 / \alpha \quad (7)$$

其中噪声系数 α 可由测量信号 $[\text{oxy-Hb}]$ 与 $[\text{deoxy-Hb}]$ 标准差之比求解。

综上, 利用方法1) 和2) 可进行脑-机交互式神经反馈系统中脑控指标, 即ERD能量和血红蛋白浓度的实时计算与EEG及NIRS特征的优化提取, 进而对比验证神经反馈训练前后的双模态脑信息特征水平提升效果;

3) 基于脑电的神经反馈训练优化分类识别

在共空间模式和支持向量机CSP+SVM分类识别方法的基础上, 引入新型决策阈值优化策略, 依据训练者左右手运动想象决策值分布曲线, 经过循环回归模型预测, 寻求最优化分类决策阈值, 从而设置针对该训练特有的训练决策模式。

5. 一种双模态脑-机交互式运动神经反馈训练装置, 其特征是, 结构如下:

多通道脑电设备, 用于采集人体头皮脑电生理信息;

多通道近红外设备采集脑血氧信息;

计算机及其内部设置的分析模块, 用于实时读取并处理脑电生理及脑血氧水平特征, 应用动态短时傅里叶分析计算相对ERD能量值, 动态血氧浓度负相关分析叠加平均血氧浓度水平, 依据左、右脑区分布情况, 决策是否驱动视听觉反馈和基于电刺激(型号: VitalStim)的本体感觉反馈。

6. 如权利要求5所述的双模态脑-机交互式运动神经反馈训练装置,其特征是,分析模块为三部分:①包括视听觉、电刺激体感反馈的运动神经反馈训练范式模块,提供视听觉、电刺激体感反馈可视化,②脑电EEG、近红外NIRS同步采集模块,③脑神经信号处理、神经反馈训练控制模块;其中,可视化神经反馈界面用于提供左、右手运动想象相关的视听、电刺激体感反馈可视化,界面中包含虚拟左、右手和针状物,其中虚拟手会根据用户的实时运动想象状态进行移动,若虚拟手接触到针状物,则进行电刺激体感反馈,这里的电刺激电极贴在用户左右手掌心,电刺激模式采用300μs双相脉冲波,刺激频率为30Hz,主要用于体感刺激用户努力参与运动想象训练,并未产生疼痛感,刺激强度依据用户个体情况进行特异性调整,从而强化视听、体感觉神经反馈训练效果;为全面检测神经反馈训练过程中的脑信息演变过程及其电生理与血氧响应,脑信息采集部分在64通道EEG基础上,引入了20通道覆盖左右运动脑区的NIRS采集,二者融合采集双模态大脑神经信号;然后脑神经信号处理、神经反馈训练控制模块,对双模态信号进行实时预处理,依据左、右脑区能量空间分布不对称原理,若检测到对应左、右手想象的皮层ERD能量和脑血氧水平分布不合理,则控制可视化界面中虚拟手移动并接触到针状物,同步施加对应侧手的体感电刺激,其中皮层ERD能量和脑血氧水平基线被设置为反馈触发阈值,并依据用户个体情况进行动态更新,以匹配用户个体特性。

双模态脑-机交互式运动神经反馈训练装置和方法

技术领域

[0001] 本发明属于生物医学工程领域,具体讲涉及双模态脑-机交互式运动神经反馈训练方法。

背景技术

[0002] 生物反馈训练技术 (Biofeedback Training) 通过呈现可被人体感知的生理信息,并以此作为信号标识不断训练人体学习、调控自身固有或特有机能,达到自主调节 (self-regulation) 的目标 [1]。近年来,生物反馈用于特定人群或任务的神经功能训练,提升或改善某些特定的控制能力已成为主动式神经训练的热点手段。其中,特别是神经反馈训练 (Neurofeedback training, NFT) 作为一种直接训练大脑机能的主动式干预手段,通过传感装置实时获取神经生理信号,并借助先进的信息处理技术完成大脑信息的快速解码,匹配以视听、触觉等多种刺激方式,可实现在线反馈大脑工作状态与运行性能的闭环训练 (神经反馈训练系统模型如图1所示)。

[0003] 已有研究发现,利用神经反馈技术调控大脑活动的同时,会伴随个体相应的认知和行为的改变 [2],故该项技术越来越多在军事、航天等领域被应用于增强大脑神经功能。在运动神经训练层面,研究表明,通过运动想象任务,用户通过实时神经反馈训练可以学会增强对躯体运动皮层的控制,诱导出辅助运动区 (Supplementary Motor Area, SMA) 的激活,且程度可达到真实运动造成的躯体运动皮层的激活水平,为运动功能训练提供了可能 [3];在神经认知增强层面,该技术在高强度作业下神经功能增强的作用日益凸显。应用基于EEG信号调控的神经反馈治疗卒中后抑郁常用的方法是提高半球内中 α 波非对称性、降低左前额叶 θ/β 波幅值及增强感觉运动节律波 (Sensorimotor Rhythm, SMR) 训练等,而改善卒中后焦虑症状的神经反馈治疗常采用增强 α/θ 波、抑制 β 波等训练方式。

[0004] 神经反馈具有简单、安全、方便的特点及无创、无刺激、无副作用等优点,值得在人工智能领域应用和推广。然而,如何解码复杂的脑信息并利用神经反馈技术建立完整有效的反馈环路是在智能控制中面临的重要挑战,因此针对个体差异性,有效提取相关脑特征、综合评价神经功能表现并根据不同人群基于神经反馈训练得出的不同性能指标(包括静息态活动、解剖型脑结构、人格特质)制定相应的训练方法亟需进一步深入的研究 [4] [5]。此外,在脑-机接口的研究中,运动想象作为一种主动式人机交互范式,更加符合正常人大脑思维活动方式,在一定程度的训练后,使用者便可进行在线运动想象脑-机接口 (Motor Imagery based BCI, MI-BCI) 系统的交互控制。此外,系统控制信号源一般使用来自于使用者运动想象过程中头皮脑电的能量特征,可进行一段较长时间段的累加或优化来控制指令输出,有较强的可操作性。基于上述优点我们可以看出,对于运动想象的深入研究及开发一种脑-机交互式运动神经反馈系统方法,更加清楚地了解人类大脑,实现真正的人机交互,具有很强的理论与应用价值 [6]-[8]。

[0005] 总之,依托运动与认知相关神经机制和神经工程相关技术手段,完善训练中神经信息解码、调控和反馈各环节性能参数,进而指导实现最优的训练设计 (神经反馈环路模型

如图2所示),以期更好地发挥神经反馈在运动功能增强中的重要作用,也是实现神经功能高效修复与重建、增强训练进程有效监测评价、智能化人工神经机器人研发设计的必由之路[9][10]。

[0006] 参考文献:

- [0007] [1]Oujamaa L,Relave I,Froger J,et al.Rehabilitation of arm function after stroke.Literature review[J].Annals of physical and rehabilitation medicine,2009,52 (3) :269–293.
- [0008] [2]Sitaram R,Ros T,Stoeckel L,et al.Closed-loop brain training:the science of neurofeedback[J].Nature Reviews Neuroscience,2017,18 (2) :86.
- [0009] [3]Zich C,Debener S,Kranczioch C,et al.Real-time EEG feedback during simultaneous EEG-fMRI identifies the cortical signature of motor imagery[J].Neuroimage,2015,114:438–447.
- [0010] [4]Young B M,Nigogosyan Z,Walton L M,et al.Changes in functional brain organization and behavioral correlations after rehabilitative therapy using a brain-computer interface[J].Frontiers in Neuroengineering,2014,7:26.
- [0011] [5]Reynolds C,Osuagwu B A,Vuckovic A.Influence of motor imagination on cortical activation during functional electrical stimulation[J].Clinical Neurophysiology,2015,126 (7) :1360–1369.
- [0012] [6]Kaiser V,Bauernfeind G,Kreilinger A,et al.Cortical effects of user training in a motor imagery based brain-computer interface measured by fNIRS and EEG.[J].Neuroimage,2014,85 (1) :432–444.
- [0013] [7]Kaiser V,Daly I,Pichiorri F,et al.Relationship between electrical brain responses to motor imagery and motor impairment in stroke[J].Stroke,2012,43 (10) :2735–2740.
- [0014] [8]Várkuti B,Guan C,Pan Y,et al.Resting state changes in functional connectivity correlate with movement recovery for BCI and robot-assisted upper-extremity training after stroke[J].Neurorehabilitation and Neural Repair,2013,27 (1) :53–62.
- [0015] [9]Van Asseldonk E H,Boonstra T A.Transcranial direct current stimulation of the leg motor cortex enhances coordinated motor output during walking with a large inter-individual variability[J].Brain Stimulation,2015,9 (2) :182–190.
- [0016] [10]Torres J,Drebinger D,Hamilton R.TMS and tDCS in post-stroke aphasia:Integrating novel treatment approaches with mechanisms of plasticity [J].Restorative Neurology&Neuroscience,2013,31 (4) :501–515.

发明内容

[0017] 为克服现有技术的不足,本发明旨在利用运动神经反馈设计,将MI-BCI系统指令输出及意念控制过程变得可视化,训练提升运动神经功能,改善运动神经反馈训练效果,更

符合正常思维行动控制过程和接近实际交互应用,有望为新型神经反馈训练提供关键技术保障,进一步研究可以得到完善脑-机交互式运动神经反馈训练系统,有望获得可观的社会效益和经济效益。为此,本发明采取的技术方案是,双模态脑-机交互式运动神经反馈训练方法,采集人体头皮脑电生理信息,采集脑血氧信息,利用计算机实时读取并处理脑电生理及脑血氧水平特征,应用动态短时傅里叶分析计算相对ERD能量值,动态血氧浓度负相关分析叠加平均血氧浓度水平,依据左、右脑区分布情况,决策是否驱动视听反馈和基于电刺激的本体感觉反馈。

[0018] 还包括验证步骤,具体如下:利用多试次短时傅里叶分析对神经反馈训练前后的二维时频脑电特征进行效果对比,应用脑血氧合/脱氧血红蛋白浓度负相关分析方法提取脑血氧浓度响应水平分析其空间分布特性,并利用基于决策阈值优化策略的模式识别技术对比分析神经反馈训练前后的识别正确率,验证双模态脑-机交互式神经反馈训练装置的有效性。

[0019] 进一步地,将可视化神经反馈界面用于提供左、右手运动想象相关的视听、电刺激体感反馈可视化,界面中包含虚拟左、右手和针状物,其中虚拟手会根据用户的实时运动想象状态进行移动,若虚拟手接触到针状物,则进行电刺激体感反馈,这里的电刺激电极贴在用户左右手掌心,电刺激模式采用300μs双相脉冲波,刺激频率为30Hz,用于体感刺激用户努力参与运动想象训练,并未产生疼痛感,刺激强度依据用户个体情况进行特异性调整,从而强化视听、体感觉神经反馈训练效果;为全面检测神经反馈训练过程中的脑信息演变过程及其电生理与血氧响应,脑信息采集部分在64通道EEG基础上,引入20通道覆盖左右运动脑区的NIRS采集,二者融合采集双模态大脑神经信号;然后计算机信号处理模块对双模态信号进行实时预处理,其中,脑电信号降采样至200Hz、8~30Hz带通滤波,进行脑血氧信号负相关分析、动态平均,依据左、右脑区能量空间分布不对称原理,若检测到对应左、右手想象的皮层ERD能量和脑血氧水平分布不合理即同侧占优或静息态,则控制可视化界面中虚拟手移动并接触到针状物,同步施加对应侧手的体感电刺激,其中皮层ERD能量和脑血氧水平基线(即每个Block开始的前30s时间下的ERD能量和血红蛋白浓度)被设置为反馈触发阈值,并依据用户个体情况进行动态更新,以匹配用户个体特性。

[0020] 1) 运动神经反馈相关脑电特征提取

[0021] 对于运动想象事件相关去同步/同步ERD/ERS(Event-Related (de)synchronization)信号的处理通常使用功率谱时频分析,首先使用一个有限宽度的观察窗W(t)对信号x(t)进行观察,然后对加窗后的信号进行傅立叶变换得到的,

$$[0022] \text{STFT}(t, \omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(\tau) W^*(\tau - t) e^{-j\omega \tau} d\tau \quad (1)$$

[0023] 这里 ω 是角频率,t表示时间,W*(τ-t)是W(τ-t)的复共轭函数,当把有限取值长度的观察窗沿时间轴平移,即可在二维的时频平面上得到信号的频谱分布随时间变化的信息,得到脑电信号的二维时频图谱,进而得到ERD能量值的实时变化情况,在无初始模型时,用于系统指令输出控制的信号特征;

[0024] 神经反馈训练系统计算左右手运动想象特征能量方法为相对ERD能量差值,计算公式如下:

[0025]
$$RP_{ERD} = \frac{P_{task} - P_{relax}}{P_{relax}} \times 100 \quad (2)$$

[0026] 其中, $P_{relax} = \frac{1}{T_{relax}} \sum_{n \in T_{relax}} P_n$, $P_{task} = \frac{1}{T_{task}} \sum_{n \in T_{task}} P_n$, P_n 为瞬时能量谱, P_{relax} 为基态平均能量谱, T_{relax} 为每个试次任务的静息态时长, P_{task} 为任务态平均能量谱, T_{task} 为每个试次的运动想象态时长;

[0027] 2) 运动神经反馈相关近红外特征提取方法

[0028] 应用近红外经典测量信息脑血氧合/脱氧HBO/HBR ([oxy-Hb]/[deoxy-Hb]) 血红蛋白浓度负相关方法对NIRS数据进行特征提取, NIRS信号由四个成分构成: 测量 [oxy-Hb] 信号 x, 测量 [deoxy-Hb] 信号 y, 真实 [oxy-Hb] 信号 x_0 , 真实 [deoxy-Hb] 信号 y_0 , 则信号关系表达为:

[0029] $x = x_0 + aF + \text{Noise}$

[0030] $y = y_0 + F + \text{Noise} \quad (3)$

[0031] 其中, F 代表 [oxy-Hb] 与 [deoxy-Hb] 的共有噪声, 存在一个正相关常系数 a, Noise 代表系统高频白噪声, x_0 与 y_0 间的关系满足最大负相关特性而 x_0 与 F 相关性趋近于 0, 得到:

[0032] $x_0 = -\beta y_0 \quad (4)$

[0033] 结合式 (3) 和 (4) 可得到:

[0034] $F = (x + \beta y) / (a + \beta)$

[0035] $x_0 = \beta (x - ay) / (a + \beta) \quad (5)$

[0036] 当 x_0 与 F 相关性趋近于 0, 得到方程:

[0037]
$$\sum_t x^2 + (\beta - a) \sum_t xy - a\beta \sum_t y^2 = 0 \quad (6)$$

[0038] 当噪声系数 a, 与信号相关系数 β 满足 $a = \beta$, 则求解出方程解:

[0039] $x_0 = (x - ay) / 2$

[0040] $y_0 = -x_0 / a \quad (7)$

[0041] 其中噪声系数 a 可由测量信号 [oxy-Hb] 与 [deoxy-Hb] 标准差之比求解。

[0042] 综上, 利用方法 1) 和 2) 可进行脑-机交互式神经反馈系统中脑控指标(即 ERD 能量和血红蛋白浓度)的实时计算与 EEG 及 NIRS 特征的优化提取, 进而对比验证神经反馈训练前后的双模态脑信息特征水平提升效果。

[0043] 3) 基于脑电的神经反馈训练优化分类识别

[0044] 在共空间模式和支持向量机 (CSP+SVM) 分类识别方法的基础上, 引入新型决策阈值优化策略, 依据训练者左右手运动想象决策值分布曲线, 经过循环回归模型预测, 寻求最优化分类决策阈值, 从而设置针对该训练特有的训练决策模式。

[0045] 双模态脑-机交互式运动神经反馈训练装置, 结构如下:

[0046] 多通道脑电设备, 用于采集人体头皮脑电生理信息;

[0047] 多通道近红外设备采集脑血氧信息;

[0048] 计算机及其内部设置的分析模块, 用于实时读取并处理脑电生理及脑血氧水平特征, 应用动态短时傅里叶分析计算相对 ERD 能量值, 动态血氧浓度负相关分析叠加平均血氧浓度水平, 依据左、右脑区分布情况, 决策是否驱动视听反馈和基于电刺激 (型号:

VitalStim)的本体感觉反馈。

[0049] 分析模块为三部分:①包括视听觉、电刺激体感反馈的运动神经反馈训练范式模块,提供视听觉、电刺激体感反馈可视化,②脑电EEG、近红外NIRS同步采集模块,③脑神经信号处理、神经反馈训练控制模块;其中,可视化神经反馈界面用于提供左、右手运动想象相关的视听、电刺激体感反馈可视化,界面中包含虚拟左、右手和针状物,其中虚拟手会根据用户的实时运动想象状态进行移动,若虚拟手接触到针状物,则进行电刺激体感反馈,这里的电刺激电极贴在用户左右手掌心,电刺激模式采用300μs双相脉冲波,刺激频率为30Hz,主要用于体感刺激用户努力参与运动想象训练,并未产生疼痛感,刺激强度依据用户个体情况进行特异性调整,从而强化视听、体感觉神经反馈训练效果;为全面检测神经反馈训练过程中的脑信息演变过程及其电生理与血氧响应,脑信息采集部分在64通道EEG基础上,引入了20通道覆盖左右运动脑区的NIRS采集,二者融合采集双模态大脑神经信号;然后脑神经信号处理、神经反馈训练控制模块,对双模态信号进行实时预处理,依据左、右脑区能量空间分布不对称原理,若检测到对应左、右手想象的皮层ERD能量和脑血氧水平分布不合理,则控制可视化界面中虚拟手移动并接触到针状物,同步施加对应侧手的体感电刺激,其中皮层ERD能量和脑血氧水平基线被设置为反馈触发阈值,并依据用户个体情况进行动态更新,以匹配用户个体特性。

[0050] 本发明的特点及有益效果是:

[0051] 计算训练前后(pre vs. post)脑电时频及脑血氧浓度响应、系统识别正确率。其中,为探究左右手运动想象运动神经反馈训练前后时频特征响应变化,提取了典型运动相关脑电通道C3和C4导联的左右手运动想象相关ERD时频特性分布图,如图6所示。前后对比分析可见,左右手运动想象时频响应在典型运动相关频带均出现较为明显的ERD能量集中想象,且在全脑水平方面能量分布对侧占优现象改善显著。基本验证了该神经反馈训练方法对于提升运动想象特征层面具有一定效果,且训练后可以明显改善原有运动想象特征模式。

附图说明:

- [0052] 图1神经反馈训练系统模型。
- [0053] 图2闭环神经反馈环路示意图。
- [0054] 图3运动神经反馈训练系统设计。
- [0055] 图4左右手运动想象运动神经反馈训练操作流程设计。
- [0056] 图5决策阈值优化策略示意。
- [0057] 图6左右手运动想象运动神经反馈训练前后时频特征响应。
- [0058] 图7左右手运动想象运动神经反馈训练前后分类识别效果。
- [0059] 图8左右手运动想象运动神经反馈训练前后脑血氧特征响应。

具体实施方式

[0060] 本发明属于生物医学工程领域,设计了一种双模态脑-机交互式运动神经反馈训练(Brain-Computer Interface based Neurofeedback Training,BCI-NFT)系统方法。依据大脑神经可塑性基本原理,人体运动神经可通过有效训练发生功能性改变。近年来,伴随

人工智能、神经工程相关领域技术的进步,可通过特定任务范式设计与新型BCI技术的结合有效替代、修复、增强、改善、补充特定的神经功能。为此,本发明旨在应用基于双模态脑信息(脑电(EEG)、近红外(NIRS))的脑-机交互方法,融合视听、基于电刺激的体感反馈构建智能化运动神经反馈训练系统模型。

[0061] 其技术流程是:设计用户运动训练相关任务范式,提取匹配神经反馈用户脑信息特征,用户依据任务范式实时动态训练中枢神经活动,验证运动神经反馈训练前后效果差异。

[0062] 整体技术方案:通过EEG和NIRS双模态脑信息融合检测技术搭建脑-机交互式神经反馈训练装置。①设计运动想象神经反馈训练系统,利用64通道脑电设备(型号:NeuroScan SynAmps2)采集人体头皮脑电生理信息,20通道近红外设备(型号:NIRSmart)采集脑血氧信息,脑电及近红外传感器覆盖方式如图3中所示,利用计算机MATLAB软件实时读取并处理脑电生理及脑血氧水平特征,应用动态短时傅里叶分析计算相对ERD能量值,动态血氧浓度负相关分析叠加平均血氧浓度水平,依据左、右脑区分布情况,决策是否驱动视听反馈和基于电刺激(型号:VitalStim)的本体感觉反馈;②技术效果验证:利用多试次短时傅里叶分析对神经反馈训练前后的二维时频脑电特征进行效果对比,应用脑血氧合/脱氧([oxy-Hb]/[deoxy-Hb]或HBO/HBR)血红蛋白浓度负相关分析方法提取脑血氧浓度响应水平分析其空间分布特性,并利用基于决策阈值优化策略的模式识别技术对比分析神经反馈训练前后的识别正确率,验证双模态脑-机交互式神经反馈训练装置的有效性。

[0063] 双模态脑-机交互式运动神经反馈训练装置设计如图3所示,其主要分为三部分:①运动神经反馈训练范式(视听觉、电刺激体感反馈)模块,提供视听觉、电刺激体感反馈可视化,②脑电(EEG)、近红外(NIRS)同步采集模块,③脑神经信号处理、神经反馈训练控制模块。其中,系统可视化神经反馈界面用于提供左、右手运动想象(LHMI和RHMI)相关的视听、电刺激体感反馈可视化,界面中包含虚拟左、右手和针状物,其中虚拟手会根据用户的实时运动想象状态进行移动,若虚拟手接触到针状物(运动想象特征状态分布不合理),则进行电刺激体感反馈,这里的电刺激电极贴在用户左右手掌心,电刺激模式采用300μs双相脉冲波,刺激频率为30Hz,主要用于体感刺激用户努力参与运动想象训练,并未产生疼痛感,刺激强度依据用户个体情况进行特异性调整,从而强化视听、体感觉神经反馈训练效果;为全面检测神经反馈训练过程中的脑信息演变过程及其电生理与血氧响应,脑信息采集部分在64通道EEG基础上,引入了20通道覆盖左右运动脑区的NIRS采集,二者融合采集双模态大脑神经信号;然后计算机信号处理模块(MATLAB软件编程处理算法,详见后文所述“神经反馈训练脑信息特征提取”部分)对双模态信号进行实时预处理(脑电信号降采样至200Hz、8~30Hz带通滤波等,脑血氧信号负相关分析、动态平均等),依据左、右脑区能量空间分布不对称原理,若检测到对应左、右手想象的皮层ERD能量和脑血氧水平(氧合血红蛋白水平)分布不合理(即同侧占优或静息态),则控制可视化界面中虚拟手移动并接触到针状物,同步施加对应侧手的体感电刺激,其中皮层ERD能量和脑血氧水平基线(即每个Block开始的前30s时间下的ERD能量和血红蛋白浓度)被设置为反馈触发阈值,并依据用户个体情况进行动态更新,以匹配用户个体特性。

[0064] 1运动想象神经反馈训练装置测试流程设计

[0065] 装置实验效果验证流程共分为4个实验部分(Blocks),如图4所示。①Block 1:左、

右手运动想象 (LHMI 和 RHMI) 各 40 个试次 (40 trials), 每个试次开始为 1s 的提示 (Cue), 然后是 4s 的运动想象任务 (LHMI 和 RHMI 随机进行), 之后进行 2s 至 4s 的随机静息期; ② Block 2~3: MI-BCI 实时神经反馈训练, 进行左、右手想象动作训练, 每个 Block 开始的前 30s 为静息态基线, 每个 trial 开始的 5s 进行左右手运动想象, 利用上述神经反馈系统实时控制视听、电刺激体感反馈, 然后进行 5 至 7s 的随机静息期, 用户可以自我调整运动想象训练状态, 每个 Block 时间约为 10min 左右; ③ Block 4: LHMI 和 RHMI 各 40 trials, 同样每个试次开始为 1s 的提示 (Cue), 然后是 4s 的运动想象任务 (LHMI 和 RHMI 随机顺序进行), 用来与 Block 1 神经反馈训练效果对比评价。

[0066] 2 神经反馈训练脑信息特征提取与分类识别

[0067] 1) 运动神经反馈相关脑电特征提取方法

[0068] 对于运动想象事件相关去同步/同步 (Event-Related (de) synchronization, ERD/ERS) 信号的处理通常使用功率谱时频分析, 短时傅里叶分析是目前常用的时频分析方法之一, 它假设脑电信号具有一定程度的短时平稳性, 也即是在一个有限的时间窗内信号的频谱分布式不变的。短时傅里叶变换的方法是首先使用一个有限宽度的观察窗 $W(t)$ 对信号 $x(t)$ 进行观察, 然后对加窗后的信号进行傅立叶变换得到的,

$$[0069] STFT(t, \omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(\tau) W^*(\tau - t) e^{-j\omega \tau} d\tau \quad (1)$$

[0070] 这里 ω 是角频率, $W^*(\tau - t)$ 是 $W(\tau - t)$ 的复共轭函数。当把有限取值长度的观察窗沿时间轴平移, 即可在二维的时频平面上得到信号的频谱分布随时间变化的信息, 这样可以得到脑电信号的二维时频图谱, 进而得到 ERD 能量值的实时变化情况, 在无初始模型时, 用于系统指令输出控制的信号特征。

[0071] 本发明中神经反馈训练系统计算左右手运动想象特征能量方法为相对 ERD 能量差值, 计算公式如下:

$$[0072] RP_{ERD} = \frac{P_{task} - P_{relax}}{P_{relax}} \times 100 \quad (2)$$

[0073] 其中, $P_{relax} = \frac{1}{T_{relax}} \sum_{n \in T_{relax}} P_n$, $P_{task} = \frac{1}{T_{task}} \sum_{n \in T_{task}} P_n$, P_n 为瞬时能量谱, P_{relax} 为基态平均能量谱, T_{relax} 为每个试次任务的静息态时长, P_{task} 为任务态平均能量谱, T_{task} 为每个试次的运动想象态时长。

[0074] 2) 运动神经反馈相关近红外特征提取方法

[0075] 应用近红外经典测量信息脑血氧合/脱氧 ($[oxy-Hb]/[deoxy-Hb]$ 或 HbO/HbR) 血红蛋白浓度负相关方法对 NIRS 数据进行特征提取。当数据噪声较低情况下, $[oxy-Hb]/[deoxy-Hb]$ 负相关特性较为显著, 随噪声增强, 负相关特征值也会随之变正向。假设 NIRS 信号由四个成分构成: 测量 $[oxy-Hb]$ 信号 x , 测量 $[deoxy-Hb]$ 信号 y , 真实 $[oxy-Hb]$ 信号 x_0 , 真实 $[deoxy-Hb]$ 信号 y_0 , 则信号关系可表达为:

[0076] $x = x_0 + aF + Noise$

[0077] $y = y_0 + F + Noise \quad (3)$

[0078] 其中, F 代表 $[oxy-Hb]$ 与 $[deoxy-Hb]$ 的共有噪声, 存在一个正相关常系数 a , $Noise$

代表系统高频白噪声。假设 x_0 与 y_0 间的关系满足最大负相关特性(相关系数趋近于-1)而 x_0 与 F 相关性趋近于0,可得到:

[0079] $x_0 = -\beta y_0$ (4)

[0080] 结合式(3)和(4)可得到:

[0081] $F = (x + \beta y) / (\alpha + \beta)$

[0082] $x_0 = \beta (x - \alpha y) / (\alpha + \beta)$ (5)

[0083] 当 x_0 与 F 相关性趋近于0,可以得到方程:

$$[0084] \sum_t x^2 + (\beta - \alpha) \sum_t xy - \alpha \beta \sum_t y^2 = 0 \quad (6)$$

[0085] 当噪声系数 α ,与信号相关系数 β 满足 $\alpha = \beta$,则可求解出方程解:

[0086] $x_0 = (x - \alpha y) / 2$

[0087] $y_0 = -x_0 / \alpha$ (7)

[0088] 其中噪声系数 α 可由测量信号 $[\text{oxy-Hb}]$ 与 $[\text{deoxy-Hb}]$ 标准差之比求解。

[0089] 综上,利用方法1)和2)可进行脑-机交互式神经反馈系统中脑控指标(即ERD能量和血红蛋白浓度)的实时计算与EEG及NIRS特征的优化提取,进而对比验证神经反馈训练前后的双模态脑信息特征水平提升效果。

[0090] 3)基于脑电的神经反馈训练优化分类识别

[0091] 为进一步研究提升运动想象脑-机接口的系统识别精度,在经典共空间模式和支持向量机(CSP+SVM)分类识别方法的基础上,引入了新型决策阈值优化策略,依据训练者左右手运动想象决策值分布曲线,经过循环回归模型预测,寻求最优化分类决策阈值,从而设置针对该训练特有的训练决策模式,具体决策阈值优化示意如图5所示,初始决策阈值为 $t_{v0}=0$,经过循环回归模型寻优方法,即寻找达到最高识别正确率时的决策阈值作为新的系统决策阈值,从而实现决策阈值的优化为 $t_{v0}=t_x$,其中 t_x 将根据不同训练者的左右手运动想象训练数据进行确定。

[0092] 依据上述分类识别方法,计算了12名测试用户训练前后及决策阈值优化策略引入前后的分类识别效果,结果如图7所示。对比分析可见,训练后识别精度较训练前均有显著提升(配对t检验显著性统计结果,CSP+SVM策略下: $t(11) = -3.300, p = 0.007 < 0.01$,优化决策阈值: $t(11) = -4.979, p = 0.000 < 0.001$);引入决策阈值优化策略后系统识别精度较经典的CSP+SVM方法有显著改善(训练前: $t(11) = -7.267, p = 0.000 < 0.01$,训练后: $t(11) = -7.000, p = 0.000 < 0.001$),验证了上述神经反馈训练系统模型及系统分类识别效果优化方法的有效性。

[0093] 4)基于近红外脑血氧响应空间分布的效果验证

[0094] 根据NIRS信息数据,对比12名测试用户运动想象神经反馈训练前后脑血氧水平响应差异。并绘制了左右手运动想象训练前后平均脑血氧拓扑分布图,如图8所示。前后对比分析可见,左右手想象的脑血氧响应出现较为明显的增强,结合脑电分析结果,进一步验证了该神经反馈训练方法对于提升运动想象特征层面具有一定效果,且训练后可以明显改善原有运动想象特征模式。

[0095] 本发明设计了一种双模态脑-机交互式运动神经反馈训练方法,利用视听、本体感觉融合反馈范式,可实时动态提升用户运动想象能力,克服了传统MI-BCI系统单向控制缺

陷,可更好地引导运动神经反馈训练,更接近实际应用,有望为新型神经反馈训练系统设计提供关键技术保障,也为神经反馈训练人工智能系统快速步入大范围应用阶段奠定基础。

[0096] 本发明设计了一种脑-机交互式运动神经反馈训练方法。该项发明可以用于残疾人康复、电子娱乐、工业控制、航天工程等领域,进一步研究可以得到完善的神经反馈智能训练系统,有望获得可观的社会效益和经济效益。

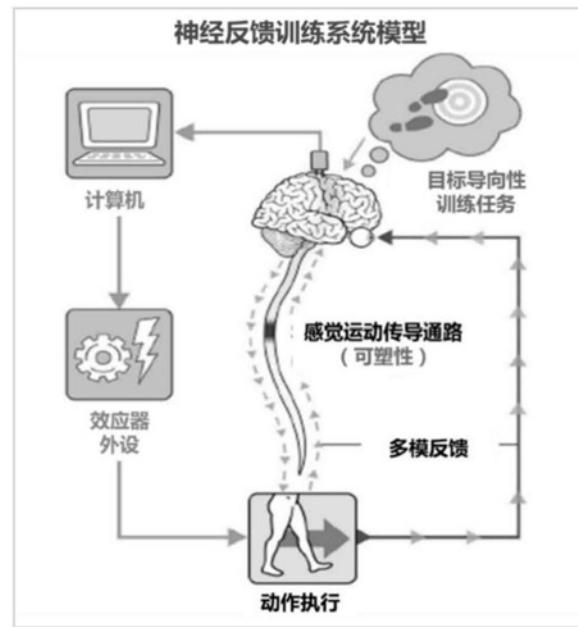


图1

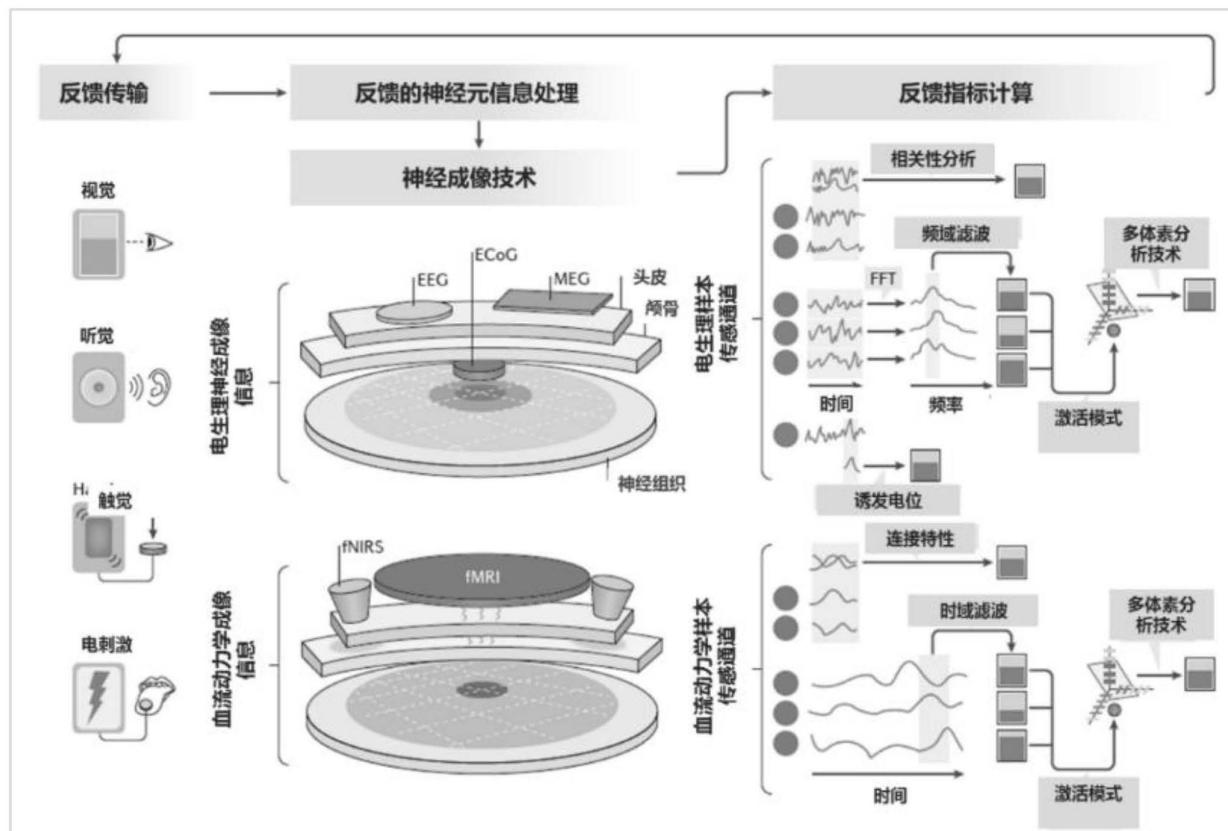


图2

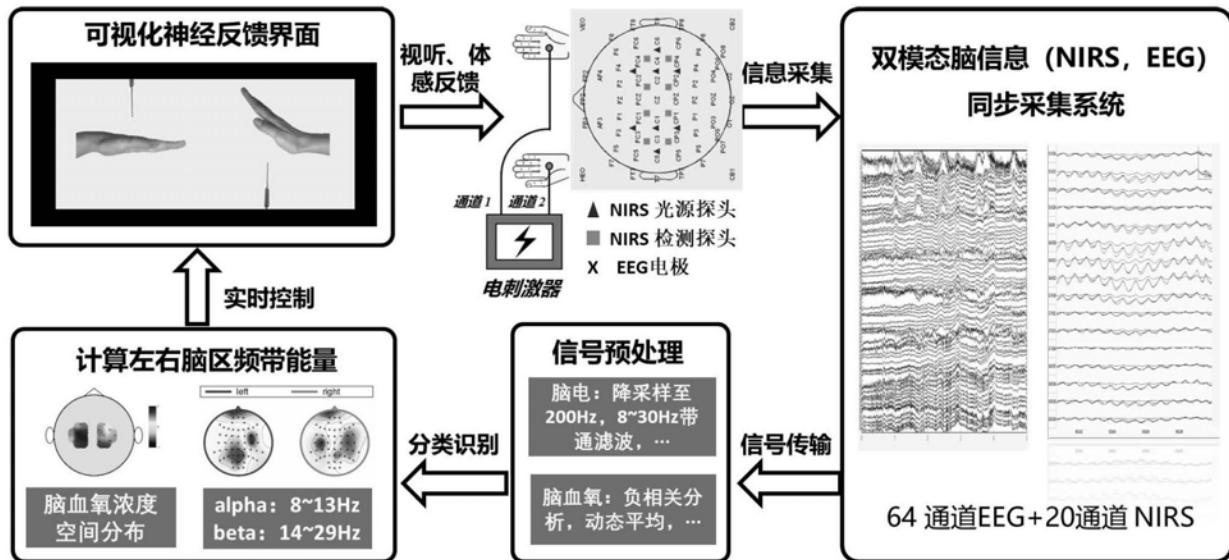


图3

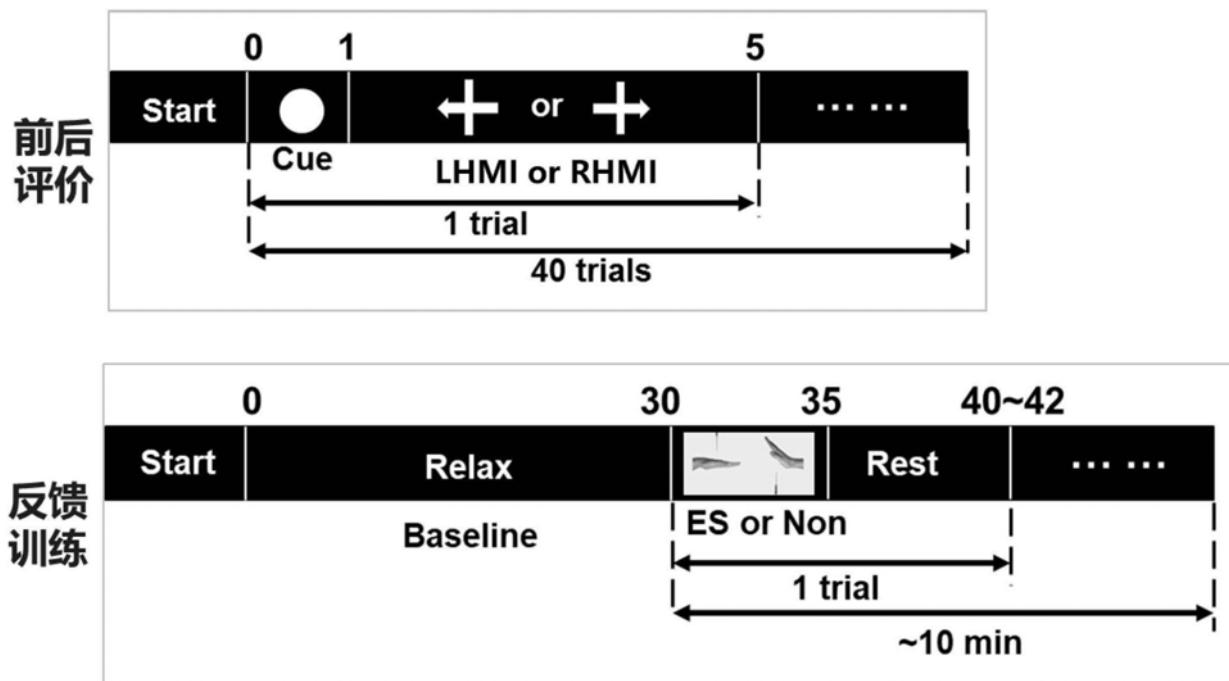


图4

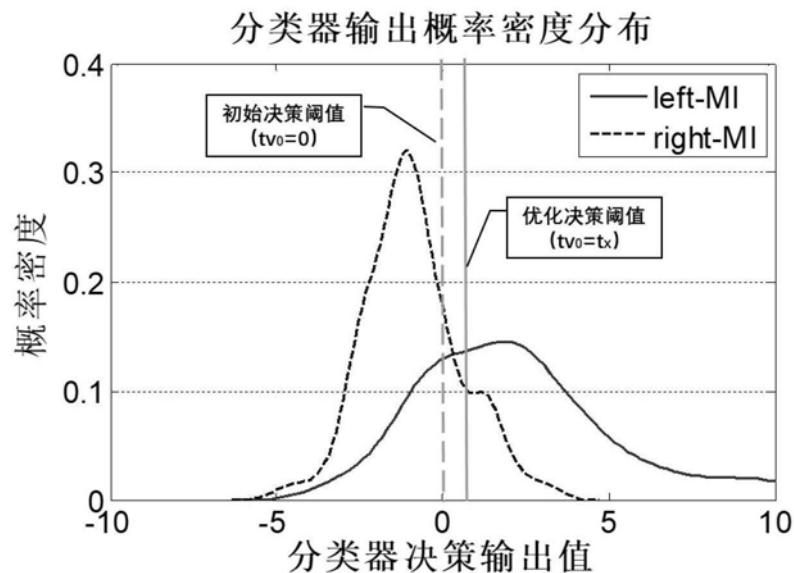


图5

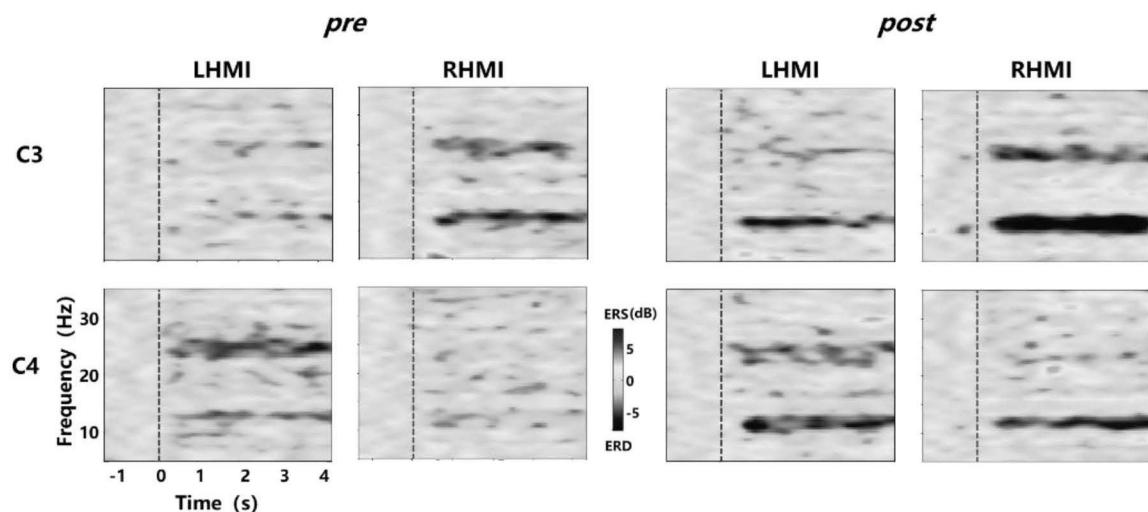


图6

训练前后分类正确率对比

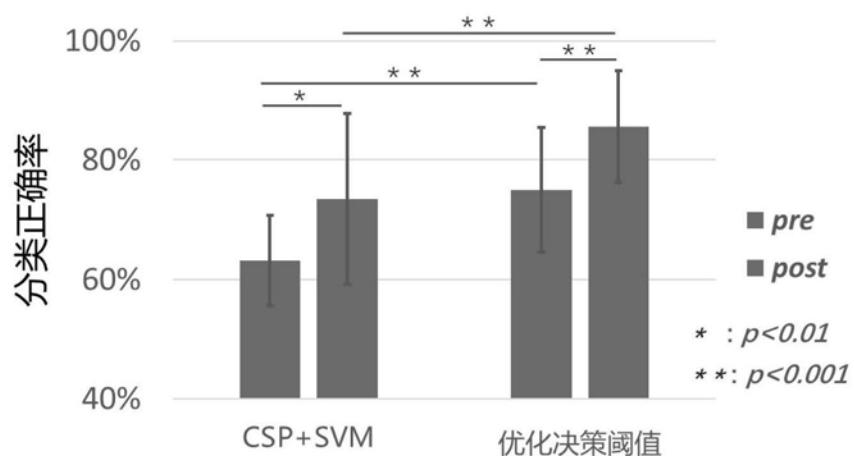


图7

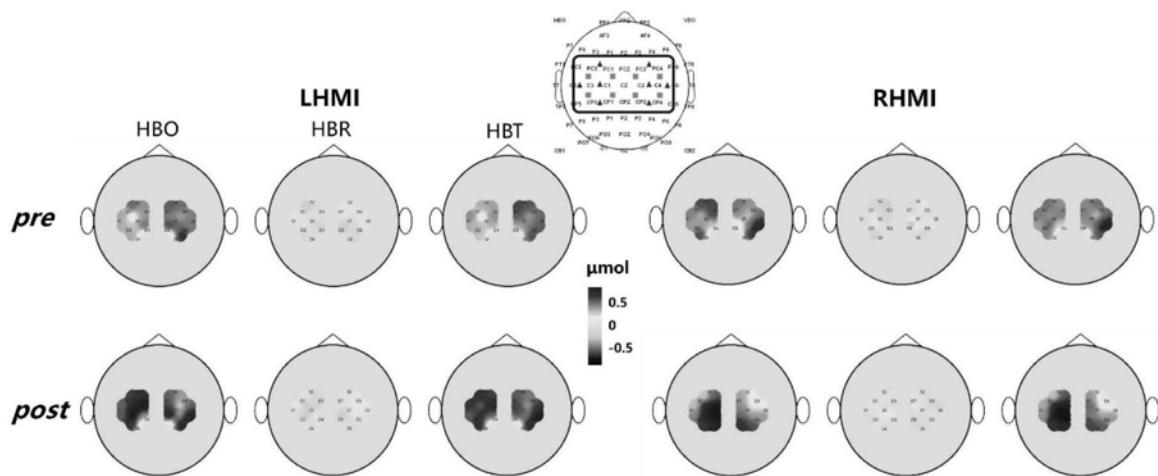


图8

专利名称(译)	双模态脑-机交互式运动神经反馈训练装置和方法		
公开(公告)号	CN109925582A	公开(公告)日	2019-06-25
申请号	CN201910211696.5	申请日	2019-03-20
[标]申请(专利权)人(译)	天津大学		
申请(专利权)人(译)	天津大学		
当前申请(专利权)人(译)	天津大学		
[标]发明人	明东 王仲朋 陈龙 张磊 顾斌 刘爽 何峰 许敏鹏		
发明人	明东 王仲朋 陈龙 张磊 王萌亚 顾斌 刘爽 何峰 许敏鹏		
IPC分类号	A61M21/00 A61B5/00 A61B5/04 A61B5/0482 A61B5/1455		
代理人(译)	刘国威		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明属于生物医学工程器械领域，为训练提升运动神经功能，改善运动神经反馈训练效果，更符合正常思维行动控制过程和接近实际交互应用，本发明采取的技术方案是，双模态脑-机交互式运动神经反馈训练装置和方法，采集人体头皮脑电生理信息，采集脑血氧信息，利用计算机实时读取并处理脑电生理及脑血氧水平特征，应用动态短时傅里叶分析计算相对ERD能量值，动态血氧浓度负相关分析叠加平均血氧浓度水平，依据左、右脑区分布情况，决策是否驱动视听反馈和基于电刺激的本体感觉反馈。本发明主要应用于医疗器械设计制造场合。

