



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 114870249 B

(45) 授权公告日 2023. 06. 13

(21) 申请号 202210406598.9

(22) 申请日 2022.04.18

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 114870249 A

(43) 申请公布日 2022.08.09

(73) 专利权人 北京理工大学
地址 100081 北京市海淀区中关村南大街5号

(72) 发明人 闫天翼 石忠焱 闫子龙 江波
陈端端 刘田田 张江涛 裴广盈
张健 吴景龙

(74) 专利代理机构 成都东恒知盛知识产权代理
事务所(特殊普通合伙)
51304
专利代理师 何健雄

(51) Int.Cl.

A61N 1/36 (2006.01)
G06T 17/00 (2006.01)
A61B 5/369 (2021.01)
A61B 5/372 (2021.01)
A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/055 (2006.01)
A61B 5/383 (2021.01)

(56) 对比文件

CN 113289249 A, 2021.08.24
US 2015112403 A1, 2015.04.23
US 2016220836 A1, 2016.08.04
WO 2018119220 A1, 2018.06.28
CN 110732082 A, 2020.01.31

审查员 何永海

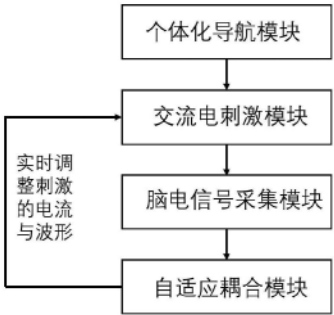
权利要求书1页 说明书6页 附图4页

(54) 发明名称

一种闭环自适应交流电刺激神经网络调控方法及系统

(57) 摘要

本发明公开一种闭环自适应交流电刺激神经网络调控方法及系统,涉及交流电刺激神经调控的技术领域。本发明提供的系统由个体化导航模块、交流电刺激模块、脑电信号采集模块、自适应耦合模块组成。将调控对象的磁共振影像与磁共振功能影像输入到个体化导航模块后,生成功能连接网络确定调控靶点,根据待调控的靶点确定刺激电极的位置与刺激电流的大小,根据调控对象的脑电图确定调控的频率,将其输入到交流电刺激模块进行调控,调控的过程中通过脑电信号采集模块进行采集后输入到自适应耦合模块,根据调控过程中的脑电信号自适应调整交流电刺激模块的电流与波形实现相位耦合,实现精准的闭环神经网络调控。



1. 一种闭环自适应交流电刺激神经网络调控系统,其特征在于,包括:

个体化导航模块,通过调控对象的影像数据构建头部模型与功能连接网络,确定需要调控的多个靶点,通过多组HD-TACS进行刺激电极位置与电流的优化,具体包括:

采用多组电极分别对多个靶点进行刺激,根据最小二乘法,基于国际通用的10/10脑电系统,得到各组刺激电极放置的位置;根据电场的叠加性与电流的线性关系,采用单电极叠加法进行并行寻优,设置公共参考电极后,对各组电极计算单位电流,在限制的安全电流范围内,实现在靶点位置的聚焦,其中,评价条件为在外周电极包围的区域内靶点位置的电场最大且靶点内外电场的比值最小,变换各组电极内电极上的电流使得两个判断条件的和最小;

交流电刺激模块,对多个靶点进行电刺激,通过电极位置与电流参数对电极参数进行配置,同时结合阻抗检测实时调整输出电流;

脑电信号采集模块,对电刺激后的靶点进行脑电信号采集,同时对脑电信号进行预处理;

自适应耦合模块,对预处理后的脑电信号进行分析处理,预测出相位,重新设置电刺激的刺激电流与频率,实现闭环的神经网络调控,具体包括:

预处理后的数据按设定的时间截窗,使用零相移FIR滤波器,针对特定频段范围进行零相移频带滤波;将滤波后的信号使用AR模型进行相位预测,同时进行FFT功率谱分析,得到主要频率;根据预测的相位与主要频率,调节交流电刺激模块的电流参数,实现闭环的神经网络调控。

2. 根据权利要求1所述的一种闭环自适应交流电刺激神经网络调控系统,其特征在于:所述HD-TACS由外周的四个电极和中心的一个电极组成。

3. 根据权利要求1所述的一种闭环自适应交流电刺激神经网络调控系统,其特征在于:所述交流电刺激模块包括电流计算模块、电流发生模块、电流输出模块和阻抗检测模块,所述电流计算模块用于根据接收到的定位信息,将每一个刺激电极的电流大小进行计算;所述电流发生模块用于根据计算出的电流结果,对每一个刺激电极进行刺激波形的生成;所述电流输出模块用于输出电刺激电流并采集脑电电压;所述阻抗检测模块用于采集电极的电流信号,并计算得出实时阻抗值。

4. 根据权利要求3所述的一种闭环自适应交流电刺激神经网络调控系统,其特征在于:所述电流输出模块设置有限压保护电路,限制电压为 $\pm 24V$ 。

5. 根据权利要求3所述的一种闭环自适应交流电刺激神经网络调控系统,其特征在于:所述电流输出模块具有8个通道,每个通道由5个电极组成一组,其中,4个电极为负极输入,1个电极为正极输出。

一种闭环自适应交流电刺激神经网络调控方法及系统

技术领域

[0001] 本发明属于神经网络调控技术领域,尤其涉及一种闭环自适应交流电刺激神经网络调控方法及系统。

背景技术

[0002] 脑网络同步是人类认知的基础,脑的电生理节律同步实现了脑网络之间有效的沟通,典型的脑网络节律有以下几种: δ (1-4Hz)、 θ (4-7Hz)、 α (8-13Hz)、 β (14-30Hz)、 γ (31-90Hz)。每种节律都有其特点及与之相关的认知功能,例如: δ 节律活动最突出的认知关联是检测一系列干扰物或刺激中的目标; θ 节律最常与记忆过程有关,有研究表明 θ 节律反映了与海马的通讯;许多低频节律与功能抑制有关,但高频的 γ 节律被认为反映了大脑皮层的激活,出现于正常人在高度集中注意力或工作记忆活动时。脑网络节律的同步性促进了功能网络之间的协调,当脑节律紊乱时,将会使得脑网络之间的交流中断,导致一系列的精神疾病,所以对脑网络的节律进行调控,促进脑网络相位同步对于一些神经精神类疾病的改善具有非常重要的意义。

[0003] 对于脑网络节律的同步调控,经颅交流电刺激(TACS,transcranial alternating current stimulation)是一种非常有效的非侵入性神经调控技术。通过施加低强度的正弦交流电(电流一般低于2mA,频率一般低于100Hz)来调节脑网络的节律,在认知神经科学与临床方面都有一定的应用,具有成本低、安全性高、副作用小的优点。相关研究表明进行神经调控所需的场强需大于0.2V/m,所以对于刺激靶点需要实现有效的聚焦。对于经颅交流电刺激,存在的问题便是聚焦性较差,在调控过程中可能会对非靶点位置起到调控,高精度经颅交流电刺激(HD-TACS,high-density transcranial alternating current stimulation)有效解决了这个问题,使得调控的区域聚焦在电极所围的区域内,HD-TACS存在的一个问题便是只能对单个区域进行调控,所以对于整个神经网络需要进行多靶点的调控来实现最优的调控效果。由于个体化差异的存在,使得脑内电场分布差异较大,对于个体化脑网络需要定制特定的刺激电极排布方式。为了使外部刺激能有效调控脑网络节律,需要将外部刺激耦合到实时的大脑节律状态中。

发明内容

[0004] 本发明提供一种闭环自适应交流电刺激神经网络调控方法,旨在解决上述存在的问题,实现神经网络节律的有效调控。

[0005] 本发明是这样实现的,一种闭环自适应交流电刺激神经网络调控方法,包括以下步骤:

[0006] S1:获取调控对象的脑电影像数据,构建头部模型与功能连接网络,确定调控的多个靶点,根据仿真与优化结果配置各个靶点电刺激输出的电流参数;

[0007] S2:根据电流参数,对各个靶点分别进行电刺激,刺激过程中实时进行阻抗测量,调节电流输出;

[0008] S3:刺激完成后,对各个靶点分别进行脑电信号采集,并对采集的数据进行预处理;

[0009] S4:预处理后的数据按设定的时间截窗,使用零相移FIR滤波器,针对特定频段范围进行零相移频带滤波;将滤波后的信号使用AR模型进行相位预测,同时进行FFT功率谱分析,得到主要频率;

[0010] S5:根据预测的相位与主要频率,调节电流参数,重复步骤S2-S4,实现闭环的神经网络调控。

[0011] 进一步的,在步骤S1中,具体包括:通过MRI影像数据,采用simnibs软件构建头皮、颅骨、脑脊液、灰质、白质构成的5层头部模型;通过fMRI影像数据,采用GRETNA工具包生成功能连接网络。

[0012] 进一步的,在步骤S1中,还包括:结合fMRI与EEG影像数据,将其与正常人的脑功能网络与节律进行比较分析,得到异常区域与节律,所述异常区域与节律为电刺激的靶点与调节的频率。

[0013] 进一步的,在步骤S1中,通过优化多组HD-TACS,确定刺激电极的位置与刺激电流的大小,具体包括:采用多组电极分别对多个靶点进行刺激,根据最小二乘法,基于国际通用的10/10脑电系统,得到各组刺激电极放置的位置;根据电场的叠加性与电流的线性关系,采用单电极叠加法进行并行寻优,设置公共参考电极后,对各组电极计算单位电流,在限制的安全电流范围内,实现在靶点位置的聚焦,其中,评价条件为在外周电极包围的区域内靶点位置的电场最大且靶点内外电场的比值最小,变换各组电极内电极上的电流使得两个判断条件的和最小。

[0014] 进一步的,在步骤S3中,预处理的步骤包括:通过伪影子空间重建算法对采集的数据进行去除噪音和伪迹。

[0015] 本发明还提供一种闭环自适应交流电刺激神经网络调控系统,旨在解决上述存在的问题,实现神经网络节律的有效调控。

[0016] 一种闭环自适应交流电刺激神经网络调控系统,包括:

[0017] 个体化导航模块,通过调控对象的影像数据构建头部模型与功能连接网络,确定需要调控的多个靶点,通过多组HD-TACS进行刺激电极位置与电流的优化;

[0018] 交流电刺激模块,对多个靶点进行电刺激,通过电极位置与电流参数对电极参数进行配置,同时结合阻抗检测实时调整输出电流;

[0019] 脑电信号采集模块,对电刺激后的靶点进行脑电信号采集,同时对脑电信号进行预处理;

[0020] 自适应耦合模块,对预处理后的脑电信号进行分析处理,预测出相位,重新设置电刺激的刺激电流与频率,实现闭环的神经网络调控。

[0021] 进一步的,所述HD-TACS由外周的四个电极和中心的一个电极组成。

[0022] 进一步的,所述交流电刺激模块包括电流计算模块、电流发生模块、电流输出模块和阻抗检测模块,所述电流计算模块用于根据接收到的定位信息,将每一个刺激电极的电流大小进行计算;所述电流发生模块用于根据计算出的电流结果,对每一个刺激电极进行刺激波形的生成;所述电流输出模块用于输出电刺激电流并采集脑电电压;所述阻抗检测模块用于采集电极的电流信号,并计算得出实时阻抗值。

[0023] 进一步的,所述电流输出模块设置有限压保护电路,限制电压为 $\pm 24V$ 。

[0024] 进一步的,所述电流输出模块具有8个通道,每个通道由5个电极组成一组,其中,4个电极为负极输入,1个电极为正极输出。

[0025] 与现有技术相比,本发明的有益效果是:本发明公开一种闭环自适应交流电刺激神经网络调控方法及系统,将调控对象的磁共振影像与磁共振功能影像输入到个体化导航模块后,生成功能连接网络确定调控靶点,根据待调控的靶点确定刺激电极的位置与刺激电流的大小,根据调控对象的脑电图确定调控的频率,将其输入到交流电刺激模块进行调控,调控的过程中通过脑电信号采集模块进行采集后输入到自适应耦合模块,根据调控过程中的脑电信号自适应调整交流电刺激模块的电流与波形实现相位耦合,实现精准的闭环神经网络调控。

附图说明

[0026] 图1为本发明调控整体流程原理图;

[0027] 图2为本发明个体化导航模块工作流程图;

[0028] 图3为本发明交流电刺激模块工作流程图;

[0029] 图4为本发明脑电信号采集模块工作流程图;

[0030] 图5为本发明自适应耦合模块工作流程图;

[0031] 图6为本发明调控整体流程工作流程图。

具体实施方式

[0032] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0033] 在本发明的描述中,需要理解的是,术语“长度”、“宽度”、“上”、“下”、“前”、“后”、“左”、“右”、“竖直”、“水平”、“顶”、“底”“内”、“外”等指示的方位或位置关系为基于附图所示的方位或位置关系,仅是为了便于描述本发明和简化描述,而不是指示或暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作,因此不能理解为对本发明的限制。此外,在本发明的描述中,“多个”的含义是两个或两个以上,除非另有明确具体的限定。

[0034] 实施例1

[0035] 一种闭环自适应交流电刺激神经网络调控方法,包括以下步骤:

[0036] S1:获取调控对象的脑电影像数据,构建头部模型与功能连接网络,确定调控的多个靶点,根据仿真与优化结果配置各个靶点电刺激输出的电流参数;

[0037] S2:根据电流参数,对各个靶点分别进行电刺激,刺激过程中实时进行阻抗测量,调节电流输出;

[0038] S3:刺激完成后,对各个靶点分别进行脑电信号采集,并对采集的数据进行预处理;

[0039] S4:预处理后的数据按设定的时间截窗,使用零相移FIR滤波器,针对特定频段范围进行零相移频带滤波;将滤波后的信号使用AR模型进行相位预测,同时进行FFT功率谱分析,得到主要频率;

[0040] S5:根据预测的相位与主要频率,调节电流参数,重复步骤S2-S4,实现闭环的神经网络调控。

[0041] 其中,在步骤S1中,通过MRI影像数据,采用simnibs软件构建头皮、颅骨、脑脊液、灰质、白质构成的5层头部模型;通过fMRI影像数据,采用GRETNA工具包生成功能连接网络。

[0042] 具体地,在步骤S1中,结合fMRI与EEG影像数据,将其与正常人的脑功能网络与节律进行比较分析,得到异常区域与节律,所述异常区域与节律为电刺激的靶点与调节的频率。

[0043] 通过优化多组HD-TACS,确定刺激电极的位置与刺激电流的大小,采用多组电极分别对多个靶点进行刺激,根据最小二乘法,基于国际通用的10/10脑电系统,得到各组刺激电极放置的位置;根据电场的叠加性与电流的线性关系,采用单电极叠加法进行并行寻优,设置公共参考电极后,对各组电极计算单位电流,在限制的安全电流范围内,实现在靶点位置的聚焦,其中,评价条件为在外周电极包围的区域内靶点位置的电场最大且靶点内外电场的比值最小,变换各组电极内电极上的电流使得两个判断条件的和最小。

[0044] 在步骤S3中,通过伪影子空间重建算法对采集的数据进行去除噪音和伪迹。

[0045] 实施例2

[0046] 本发明提供了一种闭环自适应交流电刺激神经网络调控系统,实现神经网络节律的有效聚焦调控,包括顺次连接的个体化导航模块、交流电刺激模块、脑电信号采集模块、自适应耦合模块组成;

[0047] 所述个体化导航模块,通过调控的对象影像数据构建头部模型与功能连接网络,确定需要调控的多个靶点,通过调控对象的脑电数据确定调控的频率,通过多组HD-TACS进行刺激电极位置与电流的优化,实现多靶点电刺激聚焦调控。

[0048] 所述交流电刺激模块,通过采用个体化导航模块得到电极位置与电流参数,实现对电极参数的配置,同时结合阻抗检测实时调整输出电流,实现限制保护的同时实现精准的电刺激调控。

[0049] 其中,本系统的电极具有双向调节的功能,设置于调控对象的头部,系统能通过电极进行电刺激对脑网络进行调节,也能通过对脑网络进行脑电信号的采集调节设备的刺激输出参数。

[0050] 所述脑电信号采集模块,进行电刺激后的脑电信号采集,同时对脑电信号进行预处理。

[0051] 所述自适应耦合模块,对脑电信号采集模块预处理后的脑电信号进行分析处理后预测出相位,重新设置电刺激的刺激电流与频率,实现闭环的神经网络调控。

[0052] 实施例3

[0053] 如图1所示,为本发明调控整体流程,通过个体化导航模块融合MRI (Magnetic Resonance Imaging)、fMRI (functional magnetic resonance imaging)、EEG (Electroencephalogram) 数据得到刺激靶点与调控节律后,根据仿真与优化结果配置电刺激输出的电流参数与频率参数;交流电刺激模块根据个体化导航模块输出的参数进行3s到10s电刺激,刺激过程中实时进行阻抗测量调节电流输出;刺激完成后,脑电信号采集模块将电极刺激模式切换为采集模式,进行3s到10s的脑电信号采集并对其进行预处理;预处理完成后将数据传输给自适应耦合模块,对脑电数据进行处理后预测出后3s到10s的相位,重

新设置电刺激的刺激电流与频率继续进行电刺激调控,实现闭环的神经网络调控。

[0054] 如图2所示,个体化导航模块的流程包括通过采集被调控对象的(磁共振影像,Magnetic Resonance Imaging)MRI,采用simnibs软件构建出头皮、颅骨、脑脊液、灰质、白质构成的5层头部模型,通过采集被调控对象的(功能磁共振影像,functional magnetic resonance imaging)fMRI,采用GRETNA工具包生成功能连接网络,将fMRI与EEG结合后,将其与正常人的脑功能网络与节律进行比较分析后得到异常区域与节律,该区域与节律便为刺激的靶点与调节的频率。针对得到的多个刺激靶点,通过优化多组HD-TACS (high-density transcranial alternating current stimulation高密度经颅交流电刺激)实现多靶点电刺激聚焦调控。

[0055] 对于上一步所述优化方法,用于确定刺激电极的位置与刺激电流的大小实现最佳的刺激效果,传统的HD-TACS具有高聚焦的效果,由外周的四个电极加中心的一个电极一共5个电极组成,能够将刺激区域聚焦在外周4个电极包围的区域内,定义5个电极为一组,针对得到的多个靶点采用多组电极分别进行刺激,对于各组电极的中心电极,根据最小二乘法 $\min(\text{distance})$,基于国际通用的10/10脑电系统,得到各组刺激电极放置的位置。得到刺激电极放置的位置后,根据电场的叠加性与电流的线性关系,采用单电极叠加法进行并行寻优,设置公共参考电极后,首先对每组电极计算单位电流,在限制的安全电流范围内,评价条件为在外周电极包围的区域内靶点位置的电场最大 $a=\min(E_{in})$ 且靶点内外电场的比值最小 $b=\min(E_{out}/E_{in})$,变换各组电极内电极上的电流使得两个判断条件的和最小 $\min(a+b)$,实现在靶点位置的聚焦。

[0056] 如图3所示,交流电刺激模块由顺次连接的五个部分组成,即电流计算部分、电流发生部分、电流输出部分、阻抗检测部分和脑电分析部分。电流计算部分用于根据接收到的定位信息,将每一个位置的电极的电流大小进行计算,并结合阻抗检测,对电流进行限制保护,以免电流过大对被试造成不良影响;电流发生部分用于根据计算出的电流结果,对每一个刺激电极进行刺激波形的生成。本设备采用一系列高精度电子元件,结合霍兰德电流泵,精准的将任意的刺激波形输出到输出模块;电流输出部分用于输出电刺激电流并采集脑电电压。其中输出模块拥有电路保护限压功能,限制电压为 $\pm 24V$ 。输出模块有8个通道,每个通道有5个电极组成一组。其中4个电极为负极输入,1个电极为正极输出;阻抗检测部分用于将每对电极的电流信号采集回来,计算得出实时阻抗值;

[0057] 如图4所示,脑电信号采集模块提供了脑电波采集和预处理,在进行一段电刺激后,将刺激电极切换为采集电极,首先通过8通道脑电采集设备采集脑电信号,然后对采集到的脑电数据进行伪影子空间重建算法(Artifact Subspace Reconstruction,ASR)去除噪音和伪迹得到相对纯净的脑电信号,实现脑信号的预处理。

[0058] 如图5所示,自适应耦合模块主要用于预处理脑电信号以及预测脑电信号的相位和频率。首先,将采集到的原始脑电信号按设定的时间截窗。然后,使用零相移FIR滤波器,针对特定频段范围进行零相移频带滤波,将滤波后的信号使用AR模型进行相位预测。同时,进行FFT功率谱分析求得主要频率。最后,根据预测的相位与频率,控制交流电刺激模块输出求得的电流与波形。从而进行神经调控,实现完整的闭环调控。

[0059] 图6为调控实施的具体流程,图中只展示了3个通道刺激(采集)电极的位置,其余通道作为采集电极,连接方式未展示,此外,对于不同的被试调控的靶点位置有差异,其余

通道也可作为刺激电极。具体的操作流程为在个体化导航模块中输入被试的核磁影像与多个刺激靶点的位置后,得到优化后刺激电极的位置与电流的大小,设置采集与预测的时间后将其传输给交流电刺激模块,在交流电刺激模块点击开始刺激后首先采集3s到10s被试的脑电信号,然后进行预测得到调整刺激的相位与频率,进行3s到10s的电刺激输出,依次循环,指导时间达到设置的刺激时间。

[0060] 如图6所示,本发明包含交流电刺激模块、脑电信号采集模块、自适应耦合模块,不但能进行交流电刺激,而且能够进行交流电刺激与差频电刺激,满足所有调控方式的需求。

[0061] 以上仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

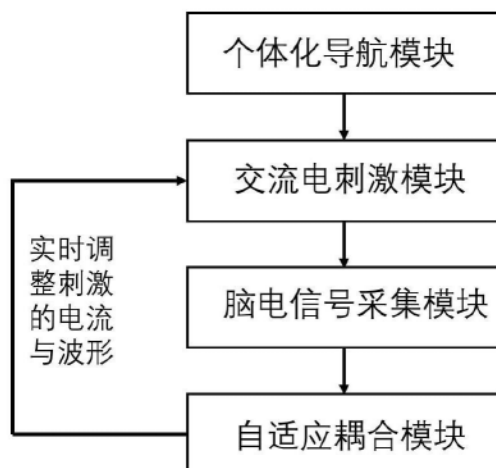


图1

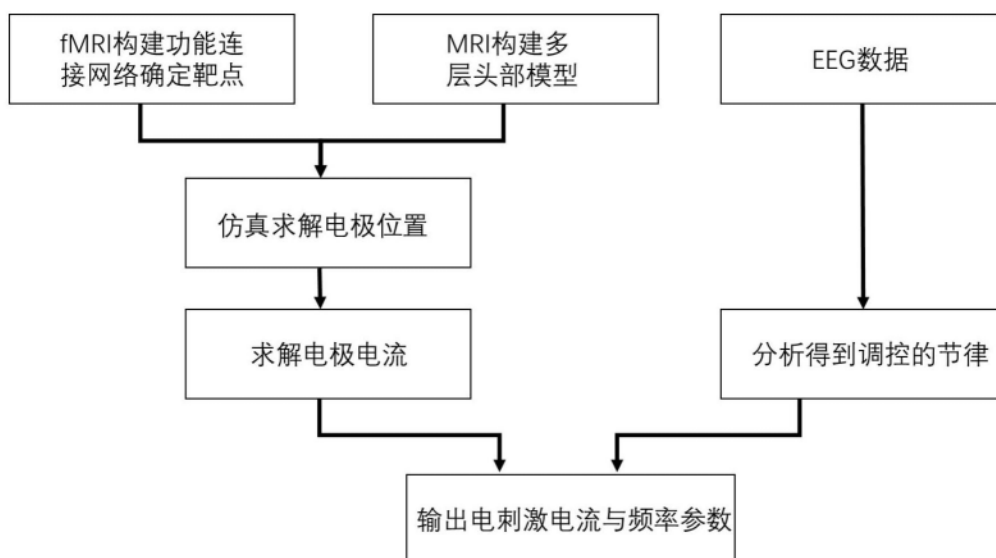


图2

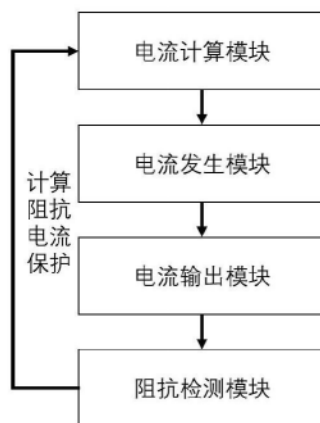


图3

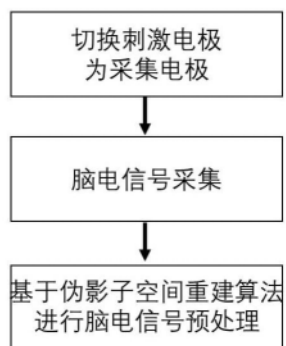


图4

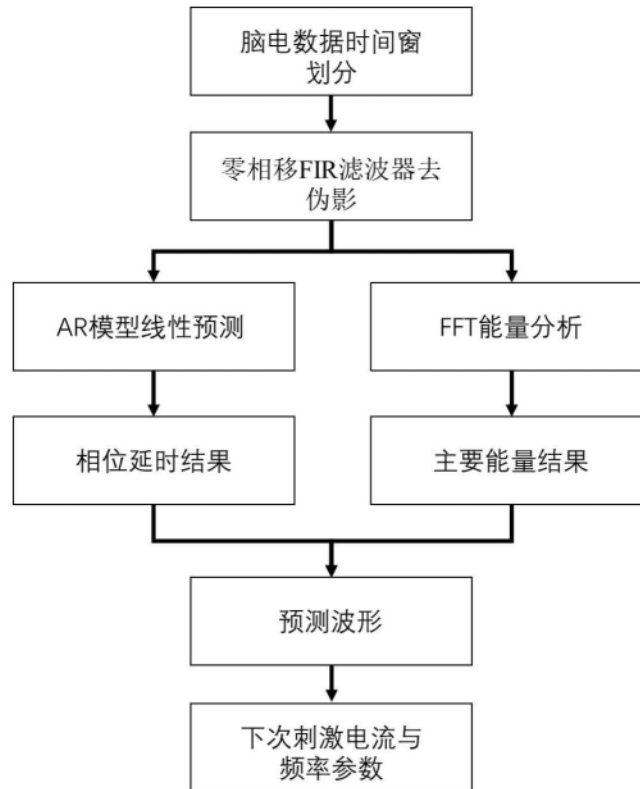


图5

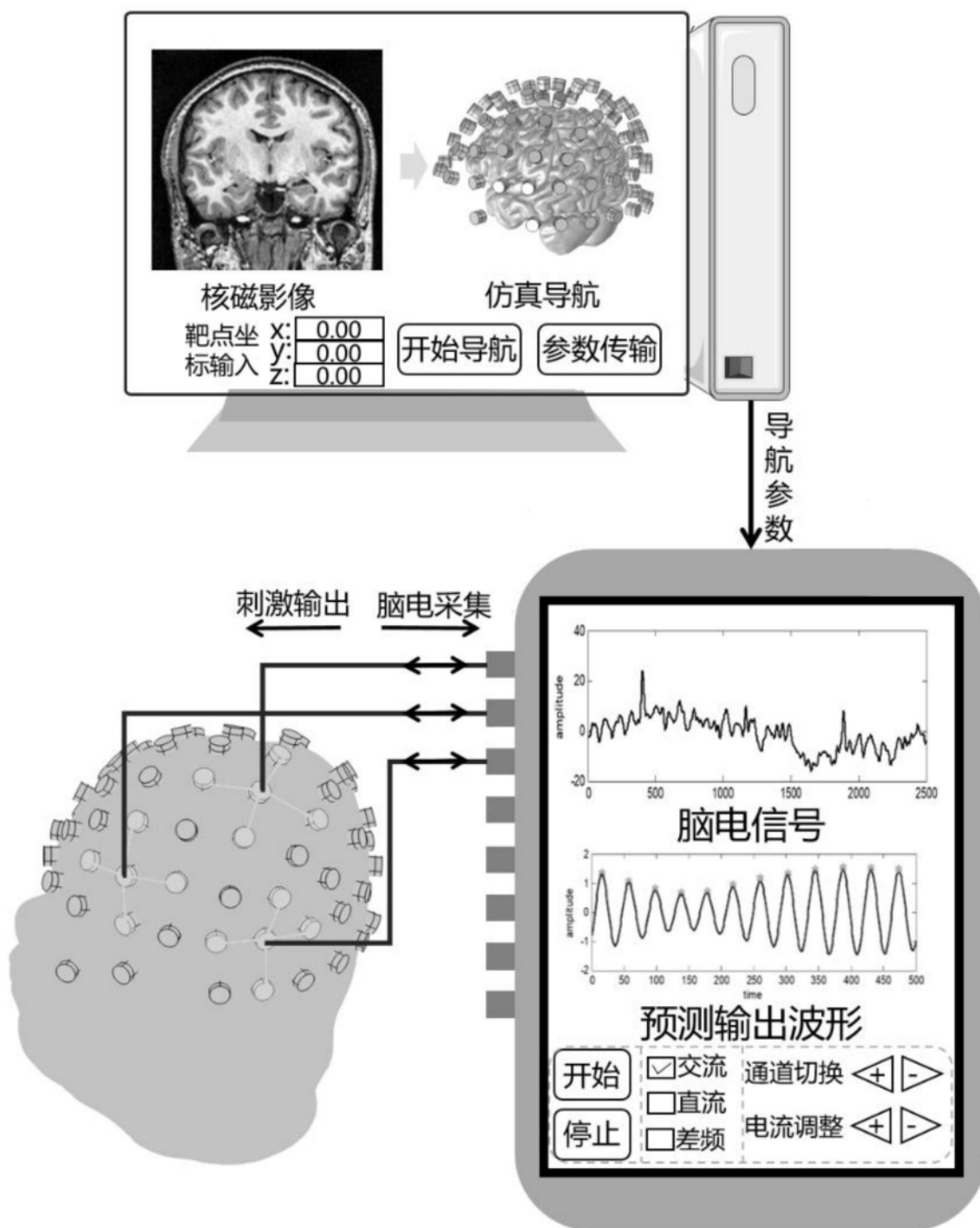


图6