(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105844111 A
(43)申请公布日 2016.08.10

(21)申请号 201610216864.6

(22)申请日 2016.04.07

(71)申请人 杭州电子科技大学
地址 310027 浙江省杭州市下沙高教园区2号大街

(72)发明人 孔万增 蒋蓓 宋旭琳 任银芝

(74)专利代理机构 杭州君度专利代理事务所（特殊普通合伙）33240
代理人 杜军

(51)Int.Cl.
G06F 19/00(2011.01)
A61B 5/0476(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)

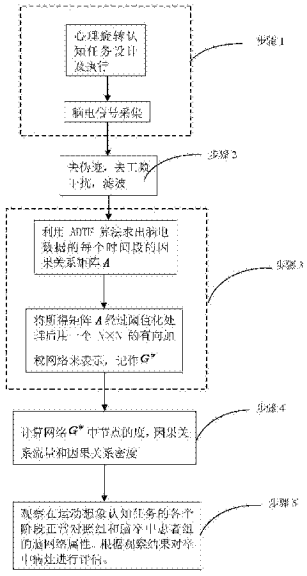
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

一种基于脑效应网络的新型脑电卒中评估方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于脑效应网络的新型脑电卒中评估方法。本发明利用因果关系模型构建脑效应网络，并根据脑网络的属性，即因果关系流量和因果关系密度来研究脑卒中组与正常对照组的差异，从而揭示被试在运动想象心理旋转认知过程中的大脑皮层活跃模式，对卒中病灶进行评估。本发明更加直观明显，是一种新型并且有效的脑电卒中评估方法。在患者组和正常对照组的实验中可以观察大脑皮层的活跃模式有着非常明显的区别。



CN 105844111 A

1.一种基于脑效应网络的新型脑电卒中评估方法，其特征在于包括如下步骤：

步骤1：被试者根据提示执行运动想象心理旋转认知任务，在被试者开始任务后，使用多通道脑电信号采集设备采集被试者在两个主要阶段的脑电信号数据，通过观看视觉刺激图片，执行选择任务以此完成被试者信息录入和脑电数据采集；

步骤2：对步骤1中采集到的脑电数据进行数据预处理，目的是去除脑电数据中的伪迹和噪声成分，提高其信噪比，数据预处理包括去伪迹、去工频干扰和滤波；

步骤3：对经过步骤2数据预处理后到的脑电数据，根据因果关系模型构建脑效应网络，利用ADTF算法求出视觉刺激编码部分、心理空间旋转部分和反应选择执行部分脑电数据的的因果关系矩阵，将所得矩阵经过阈值化处理后用一个N×N的有向加权网络来表示，记作G^w，有向加权网络G^w的每一个节点表示一个电极通道，每条边表示节点之间的因果关系效应连接，权值表示该连接的因果关系强度；节点N_i的度表示与该节点连接的边的数目，记为k_i，节点强度表示与该节点连接的边的权值之和，节点强度记为NS；

步骤4：计算有向加权网络G^w中各个属性值，

步骤5：求出正常对照组和脑卒中患者组在运动想象各个部分的因果关系矩阵；观察在运动想象认知任务的P1，P2阶段被试脑网络属性分别有怎样的一个变化，从而观察大脑皮层的活跃模式，最后根据观察结果对卒中病灶进行评估。

2.根据权利要求1所述的一种基于脑效应网络的新型脑电卒中评估方法，其特征在于步骤1具体试验设置如下：

1-1：设置运动想象心理旋转认知任务

运动想象心理旋转认知过程包括三个部分：视觉刺激编码部分、心理空间旋转部分和反应选择执行部分；实验主要记录编码刺激部分到心理旋转部分和心理旋转部分到反应执行部分这两个阶段的脑电数据并进行有效分析；将前者标记为P1阶段，后者为P2阶段；

视觉刺激编码部分是对看到的刺激图片进行编码，即对刺激的物理属性和空间方位进行编码；心理旋转部分是对视觉刺激图片进行内源性的空间旋转，是类似真实的物理旋转；

实验的视觉刺激材料呈现程序由E-Prime编排，实验的视觉刺激材料分左右手的旋转0°、60°、120°、180°、240°、300°，共十二种刺激；

1-2：被试者根据要求执行任务，并记录脑电数据；具体实验流程为通过显示器随机呈现视觉刺激图片，被试者判断显示器上显示的图片是左手还是右手，如果判断是左手图片，则用左手食指按左键；反之，如果判断是右手图片，则用右手食指按右键；图片呈现间隔是800ms，此间，显示器上呈现‘+’注视点，然后随机呈现下一个刺激图片，直到被试作出了按键反应后图片消失；以此循环，直到完成所有的实验。

3.根据权利要求1所述的一种基于脑效应网络的新型脑电卒中评估方法，其特征在于步骤4所述的计算有向加权网络G^w中各个属性值，具体步骤如下：

4-1：计算网络中节点的度

节点的度表示与该节点连接的边的数目，即是该节点能够与网络中其它多少个节点通信，在一定程度上，节点的度作为一个衡量节点重要程度的指标；一般情况下，节点的度越大说明该节点越重要；对于有向网络，节点的度可以分为入度和出度，在有向网络中，入度表示有多少条从其他节点指向该节点的连接边，用k_i^{in}表示；出度表示有多少条连接边从该

节点指向其他节点，用k_i^{out}表示；计算公式如下：

$$k_i^{in}=\sum_{i,j\in V,j\neq i}^{N}G^{w}(j,i)$$

$$k_i^{out}=\sum_{i,j\in V,j\neq i}^{N}G^{w}(i,j)$$

其中，N表示有向加权网络G^w中节点个数，V表示有向加权网络G^w中节点的集合；

4-2：计算网络因果关系流量

在有向加权网络G^w中，用节点的出度减去节点的入度所得的差值来定义因果关系流量，用CF表示；在一个网络中，如果一个节点的因果关系流量较大，且是正值，则说明网络中其它节点对该节点的因果关系影响远小于它对其他节点的因果关系影响，这个节点很可能是这个网络的‘因果关系的源’；相对的，如果一个节点有很小的负值的因果关系流量，则说明这个节点受到其他节点的影响较大，一般称这类节点为网络的‘因果关系的汇’；在有向加权网络G^w中，计算节点N_i的因果关系流量的公式如下：

$$CF_i=\sum_{j=1,j\neq i}^{N}G^{w}(\overrightarrow{i,j})-\sum_{j=1,j\neq i}^{N}G^{w}(\overrightarrow{j,i})$$

其中，$\overrightarrow{i,j}$表示节点i与节点j之间的效应连接边，$\overrightarrow{j,i}$是节点j与节点i之间的效应连接边；

4-3：计算网络因果关系密度

因果关系密度能够反映整个网络的动态复杂性和因果交互性，是一项比较新颖的指标，用来度量网络的因果关系交互活动，用CD表示；在脑网络中，因果关系密度大的区域说明该区域的交互性较为显著；在有向加权网络G^w中，计算节点N_i的因果关系密度的公式如下所示：

$$CD_i=\frac{1}{N}\left(\sum_{j=1,j\neq i}^{N}G^{w}(\overrightarrow{i,j})+\sum_{j=1,j\neq i}^{N}G^{w}(\overrightarrow{j,i})\right)。$$

一种基于脑效应网络的新型脑电卒中评估方法

技术领域

[0001] 本发明属于脑电变化分析技术领域中脑电卒中评估研究领域，具体涉及一种基于脑网络通过计算基于因果关系的脑效应网络属性值从而对脑电卒中进行评估的方法。

背景技术

[0002] 脑卒中是一种脑血液循环产生障碍而引起的疾病，严重危害了人类的健康。随着脑电(EEG)技术及脑机接口(BCI)技术的发展，脑电在脑卒中康复中的应用也越来越受到重视，有研究表明，运动想象可以在脑卒中后的运动恢复治疗中起到辅助作用。但是目前的研究和临床研究中关于脑卒中病变对运动想象的神经机制的影响尚没有一个统一的定论。

[0003] 基于运动想象的脑电信号处理是脑机接口技术的核心组成部分。脑电信号成分复杂、干扰源多，背景噪声强，且是非平稳、随机的信号，因此对脑电信号进行特征提取与分析，找出有效的脑电特征来研究卒中病人的运动想象的认知模型，探索其神经活跃的模式，是有一定难度但又非常有意义的。

[0004] 人的大脑是自然界中最复杂的系统之一，大脑中有数量庞大的神经元，神经元之间通过突触相互连接，成为一个高度复杂的脑网络。大脑的神经连接网络可分为大脑结构性网络、大脑功能性网络和大脑因效性网络。脑效应网络是功能性网络的一种特殊形式，是反映大脑网络中各个节点之间相互关系或者信息流向的加权有向网络。

发明内容

[0005] 本发明的目的是针对现有技术的不足，提出了一种基于脑效应网络的新型脑电卒中评估方法。利用因果关系模型构建脑效应网络，并根据脑网络的属性(因果关系流量和因果关系密度)来研究脑卒中组与正常对照组的差异，从而揭示被试在运动想象心理旋转认知过程中的大脑皮层活跃模式，对卒中病灶进行评估。

[0006] 本发明所采用的技术方案包括如下步骤：

[0007] 步骤1：被试者根据提示执行运动想象心理旋转认知任务，在被试者开始任务后，使用多通道脑电信号采集设备采集被试者在两个主要阶段的脑电信号数据，通过观看视觉刺激图片，执行选择任务以此完成被试者信息录入和脑电数据采集。具体试验设置如下：

[0008] 1-1：设置运动想象心理旋转(mental rotation)认知任务

[0009] 运动想象心理旋转认知过程包括三个部分：视觉刺激编码部分、心理空间旋转部分和反应选择执行部分。实验主要记录编码刺激部分到心理旋转部分和心理旋转部分到反应执行部分这两个阶段的脑电数据并进行有效分析。将前者标记为P1阶段，后者为P2阶段。

[0010] 视觉刺激编码部分是对看到的刺激图片进行编码，即对刺激的物理属性(例如：颜色、形状等)和空间方位进行编码。心理旋转部分是对视觉刺激图片进行内源性的空间旋转，是类似真实的物理旋转。

[0011] 实验的视觉刺激材料呈现程序由E-Prime编排，实验的视觉刺激材料分左右手的旋转0°、60°、120°、180°、240°、300°，共十二种刺激。

[0012] 1-2:被试者根据要求执行任务,并记录脑电数据。具体实验流程为通过显示器随机呈现视觉刺激图片,被试者判断显示器上显示的图片是左手还是右手,如果判断是左手图片,则用左手食指按左键;反之,如果判断是右手图片,则用右手食指按右键。图片呈现间隔是800ms,此间,显示器上呈现'+'注视点,然后随机呈现下一个刺激图片,直到被试作出了按键反应后图片消失。以此循环,直到完成所有的实验。

[0013] 步骤2:对步骤1中采集到的脑电数据进行数据预处理,目的是去除脑电数据中的伪迹和噪声成分,提高其信噪比,数据预处理包括去伪迹、去工频干扰和滤波。

[0014] 步骤3:对经过步骤2数据预处理后到的脑电数据,根据因果关系模型构建脑效应网络,利用ADTF算法求出视觉刺激编码部分、心理空间旋转部分和反应选择执行部分脑电数据的的因果关系矩阵,将所得矩阵经过阈值化处理后用一个N×N的有向加权网络来表示,记作G^w,有向加权网络G^w的每一个节点表示一个电极通道,每条边表示节点之间的因果关系效应连接,权值表示该连接的因果关系强度。节点N_i的度表示与该节点连接的边的数目,记为k_i,节点强度表示与该节点连接的边的权值之和,节点强度记为NS。

[0015] 步骤4:计算有向加权网络G^w中各个属性值,具体步骤如下:

[0016] 4-1:计算网络中节点的度

[0017] 节点的度表示与该节点连接的边的数目,即是该节点能够与网络中其它多少个节点通信,在一定程度上,节点的度作为一个衡量节点重要程度的指标。一般情况下,节点的度越大说明该节点越重要。对于有向网络,节点的度可以分为入度和出度,在有向网络中,入度表示有多少条从其他节点指向该节点的连接边,用k_i^{in}表示;出度表示有多少条连接边从该节点指向其他节点,用k_i^{out}表示。计算公式如下:

[0018] $$k_i^{in}=\sum_{i,j\in V,j\neq i}^{N}G^w(j,i)$$

[0019] $$k_i^{out}=\sum_{i,j\in V,j\neq i}^{N}G^w(i,j)$$

[0020] 其中,N表示有向加权网络G^w中节点个数,V表示有向加权网络G^w中节点的集合;

[0021] 4-2:计算网络因果关系流量

[0022] 在有向加权网络G^w中,用节点的出度减去节点的入度所得的差值来定义因果关系流量,用CF表示。在一个网络中,如果一个节点的因果关系流量较大,且是正值,则说明网络中其它节点对该节点的因果关系影响远小于它对其他节点的因果关系影响,这个节点很可能是这个网络的'因果关系的源'。相对的,如果一个节点有很小的负值的因果关系流量,则说明这个节点受到其他节点的影响较大,一般称这类节点为网络的'因果关系的汇'。在有向加权网络G^w中,计算节点N_i的因果关系流量的公式如下:

[0023] $$CF_i=\sum_{j=1,j\neq i}^{N}G^w\left(\overrightarrow{i,j}\right)-\sum_{j=1,j\neq i}^{N}G^w\left(\overrightarrow{j,i}\right)$$

[0024] 其中,$\overrightarrow{i,j}$表示节点i与节点j之间的效应连接边,$\overrightarrow{j,i}$是节点j与节点i之间的效应连接边。

[0025] 4-3:计算网络因果关系密度

[0026] 因果关系密度能够反映整个网络的动态复杂性和因果交互性,是一项比较新颖的

指标，用来度量网络的因果关系交互活动，用CD表示。在脑网络中，因果关系密度大的区域说明该区域的交互性较为显著。在有向加权网络G^w中，计算节点N_i的因果关系密度的公式如下所示：

[0027] $$CD_i = \frac{1}{N}\left(\sum_{j=1, j\neq i}^{N} G^w\left(\overrightarrow{i,j}\right) + \sum_{j=1, j\neq i}^{N} G^w\left(\overrightarrow{j,i}\right) \right)$$

[0028] 步骤5：根据上述步骤求出正常对照组和脑卒中患者组在运动想象各个部分的因果关系矩阵。观察在运动想象认知任务的P1，P2阶段被试脑网络属性分别有怎样的一个变化，从而观察大脑皮层的活跃模式，最后根据观察结果对卒中病灶进行评估。

[0029] 本发明的有益效果是：

[0030] 本发明提供了一种基于脑网络的新型脑电卒中评估方法，该方法从基于因果关系脑网络的角度，通过利用患者接受运动想象刺激任务时产生的脑电数据构建脑网络，通过观察分析脑网络各项属性，特别是因果关系流量和因果关系密度来对患者的卒中病灶进行评估分析，是一种新型并且有效的脑电卒中评估方法。在患者组和正常对照组的实验中可以观察大脑皮层的活跃模式有着非常明显的区别。

附图说明

[0031] 图1为本发明具体实施方案系统流程图

[0032] 图2为本发明具体实施阶段心理旋转认知任务十二种刺激图片

[0033] 图3为本发明具体实施时心理旋转认知任务实验流程示意图

[0034] 图4为本发明具体实施时P1阶段(编码刺激部分到心理旋转部分)的因果关系流量示意图

[0035] 图5为本发明具体实施时P2阶段(心理旋转部分到反应执行部分)的因果关系流量示意图

[0036] 图6为本发明具体实施时P1阶段(编码刺激部分到心理旋转部分)的因果关系密度示意图

[0037] 图7为本发明具体实施时P2阶段(心理旋转部分到反应执行部分)的因果关系流量示意图

具体实施方式

[0038] 下面结合附图，对本发明一种基于脑网络的新型脑电卒中评估方法，做详细描述。

[0039] 如图1所示，一种基于脑网络的新型脑电卒中评估方法，包括以下步骤：

[0040] 步骤1、被试者在合适的环境下，根据提示执行运动想象心理旋转认知任务，本实例使用32通道的脑电采集系统进行数据采集，头皮的阻抗控制在5kΩ 以内，数据采样率1000Hz，参考电极是FCZ。

[0041] 心理旋转认知任务过程主要有三个部分：视觉刺激编码部分、心理空间旋转部分和反应选择执行部分。实验主要记录编码刺激部分到心理旋转部分和心理旋转部分到反应执行部分这两个阶段的脑电数据并进行有效分析。将前者标记为P1阶段，后者为P2阶段。

[0042] 视觉刺激编码部分是被试对看到的刺激图片进行编码，即对刺激的颜色、形状等物理属性和空间方位等进行编码。心理旋转部分则主要是对视觉刺激图片进行内源性的空

间旋转，是类似真实的物理旋转。

[0043] 实验的视觉刺激材料呈现程序由E-Prime编排，实验的视觉刺激材料分左右手的旋转0°、60°、120°、180°、240°、300°，共十二种刺激，分别为左手，角度为0°；左手，角度为60°；左手，角度为120°；左手，角度为180°；左手，角度为240°；左手，角度为300°；左手，角度为0°；左手，角度为60°；左手，角度为120°；左手，角度为180°；左手，角度为240°；左手，角度为300°。如图2所示

[0044] 实验流程为通过显示器随机呈现视觉刺激图片，被试判断显示器上显示的图片是左手还是右手，如果判断是左手图片，则用左手食指按左键；反之，如果判断是右手图片，则用右手食指按右键。图片呈现间隔是800ms，此间，显示器上呈现‘+’注视点，然后随机呈现下一个刺激图片，直到被试作出了按键反应后图片消失。以此循环，直到完成所有的实验并记录实验数据，实验流程如附图3所示。

[0045] 步骤2：由于脑电信号频率成分复杂，信噪比低，而且背景噪声强，因此采集到的脑电信号并不能直接用于研究，必须经过严格的数据预处理，来去除脑电信号中的伪迹和噪声成分，提高其信噪比，主要有三个步骤：

[0046] 1)去伪迹：目前有很多信号处理软件可以实现半自动化的处理，去除信号中的伪迹，本文采用独立成分分析方法(independent component analysis，ICA)分离出水平眼电和垂直眼电作为模板，去除EEG信号的眼电伪迹。

[0047] 2)去工频干扰：由于电气设备大量存在，无法避免工频干扰的存在。但是工频干扰有一定的规律性，譬如我国的民用交流电频率是50Hz，因此其产生的工频干扰也集中于这个频率，能够通过陷波滤波器来进行处理，达到抑制该频率信号的目的。现在专用得脑电采集软件中一般都会有专门的去除工频干扰的工具，直接在采集的过程中实时去除工频干扰。

[0048] 3)滤波：脑电中与事件相关的信息主要包含低频段的成分，选择FIR滤波器将去除眼电的脑电信号滤波到1-30Hz的频段。

[0049] 步骤3：对步骤2中经过预处理的脑电数据根据因果关系模型构建脑效应网络。利用ADTF算法求出视觉刺激编码部分、心理空间旋转部分和反应选择执行部分脑电数据的因果关系矩阵，将所得矩阵经过阈值化处理后用一个N×N的有向加权网络来表示，记作G^w，有向网络G的每一个节点表示一个电极通道，每条边表示节点之间的因果关系效应连接，权值表示该连接的因果关系强度。节点N_i的度表示与该节点连接的边的数目，记为k_i，在有向加权网络，节点强度表示与该节点连接的边的权值之和，节点强度记为NS。

[0050] 步骤4：计算有向加权网络G^w中各个属性值，具体步骤如下：

[0051] 4-1：计算网络中节点的度

[0052] 节点的度表示与该节点连接的边的数目，即是该节点能够与网络中其它多少个节点通信，在一定程度上，节点的度作为一个衡量节点重要程度的指标。一般情况下，节点的度越大说明该节点越重要。对于有向网络，节点的度可以分为入度和出度，在有向网络中，入度表示有多少条从其他节点指向该节点的连接边，用k_i^{in}表示；出度表示有多少条连接边从该节点指向其他节点，用k_i^{out}表示。计算公式如下：

[0053] $$k_i^{in}=\sum_{i,j\in V,j\neq i}^{N}G^w(j,i)$$

[0054] $$k_i^{out} = \sum_{i,j \in V, j \neq i}^{N} G^w(i,j)$$

[0055] 4-2:计算网络因果关系流量

[0056] 在有向网络中,用节点的出度减去节点的入度所得的差值来定义因果关系流量,用CF表示。在一个网络中,如果一个节点的因果关系流量较大,且是正值,则说明网络中其它节点对该节点的因果关系影响远小于它对其他节点的因果关系影响,这个节点很可能是这个网络的'因果关系的源'。相对的,如果一个节点有很小的负值的因果关系流量,则说明这个节点受到其他节点的影响较大,一般称这类节点为网络的'因果关系的汇'。在有向加权网络G^w中,计算节点N_i的因果关系流量的公式如下:

[0057] $$CF_i = \sum_{j=1, j \neq i}^{N} G^w\left(\overrightarrow{i,j}\right) - \sum_{j=1, j \neq i}^{N} G^w\left(\overrightarrow{j,i}\right)$$

[0058] 其中,$\overrightarrow{i,j}$表示节点i与节点j之间的效应连接边,$\overrightarrow{j,i}$是节点j与节点i之间的效应连接边。

[0059] 4-3:计算网络因果关系密度

[0060] 因果关系密度能够反映整个网络的动态复杂性和因果交互性,是一项比较新颖的指标,用来度量网络的因果关系交互活动,用CD表示。在脑网络中,因果关系密度大的区域说明该区域的交互性较为显著。在有向加权网络G^w中,计算节点N_i的因果关系密度的公式如下所示:

[0061] $$CD_i = \frac{1}{N}\left(\sum_{j=1, j \neq i}^{N} G^w\left(\overrightarrow{i,j}\right) + \sum_{j=1, j \neq i}^{N} G^w\left(\overrightarrow{j,i}\right)\right)$$

[0062] 其中,$\overrightarrow{i,j}$表示节点i与节点j之间的效应连接边,$\overrightarrow{j,i}$是节点j与节点i之间的效应连接边。

[0063] 步骤5:根据上述步骤求出正常对照组和脑卒中患者组在运动想象各个部分(刺激编码部分,心理旋转部分和反应执行部分)的因果关系矩阵。观察在心理旋转认知任务的P1,P2阶段正常对照组和脑卒中患者组的脑网络属性分别有怎样的一个变化,从而观察大脑皮层的活跃模式,最后根据观察结果对卒中病灶进行评估。

[0064] 实验结果由图4、图5、图6和图7进行了展示。

[0065] 如图4所示P1阶段(编码刺激部分到心理旋转部分),正常对照组的因果关系流量在额叶左前区,尤其是F3通道处升高,在中央区,尤其是CZ,CP2通道处降低;脑卒中患者组的因果关系流量在左侧额叶,尤其是F3通道处升高,在中央区、中额叶,尤其是FZ、FC1通道,FC6通道和CP2通道处降低。

[0066] 如图5所示P2阶段(心理旋转部分到反应执行部分),正常对照组的因果关系流量在左前额叶,尤其是FP1、F3通道处降低,在中中央区,尤其是CZ、FC2通道处升高;脑卒中患者组的因果关系流量在左侧额叶F3通道处降低,在中额叶FZ处升高。

[0067] 如图6所示P1阶段(编码刺激部分到心理旋转部分),正常对照组的因果关系密度在左侧额叶F3通道处升高,在中央区CZ、C4、C3通道,中央区后部CP2、FC2通道以及中顶叶区PZ通道处降低;脑卒中患者组的因果关系密度在左侧额叶F3通道处,右侧中央区FC2处升高,在中额叶FZ通道处,中央区尤其是CP2通道处降低。

[0068] 如图7所示P2阶段(心理旋转部分到反应执行部分),正常对照组的因果关系密度在左侧额叶F3、Fp1通道处降低,在中额叶FZ,中央区尤其是CZ通道处升高;脑卒中患者组主要是在中额叶FZ通道处升高。

[0069] 以上实施方式仅用于说明本发明,而并非对本发明的限制。本领域的技术人员应当理解,对本发明的技术方案进行的各种组合、修改或者等同替换,都不脱离本发明技术方案的精神和范围,其均应涵盖在本发明的权利要求范围当中。

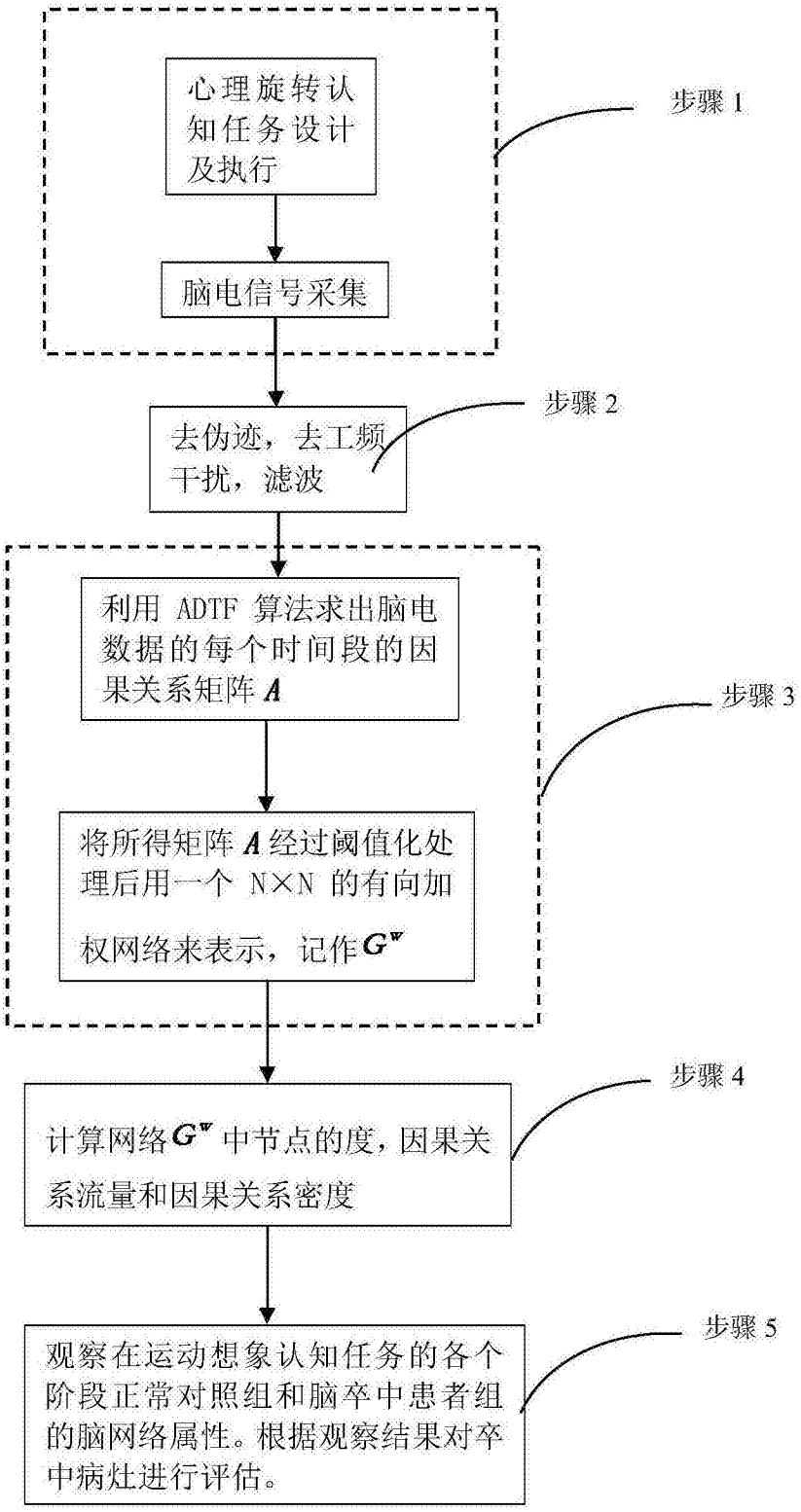

心理旋转认知任务设计及执行
脑电信号采集
步骤 1
去伪迹，去工频干扰，滤波
步骤 2
利用 ADTF 算法求出脑电数据的每个时间段的因果关系矩阵 A
将所得矩阵 A 经过阈值化处理后用一个 N×N 的有向加权网络来表示，记作 G^w
步骤 3
计算网络 G^w 中节点的度，因果关系流量和因果关系密度
步骤 4
观察在运动想象认知任务的各个阶段正常对照组和脑卒中患者组的脑网络属性。根据观察结果对卒中病灶进行评估。
步骤 5

图1

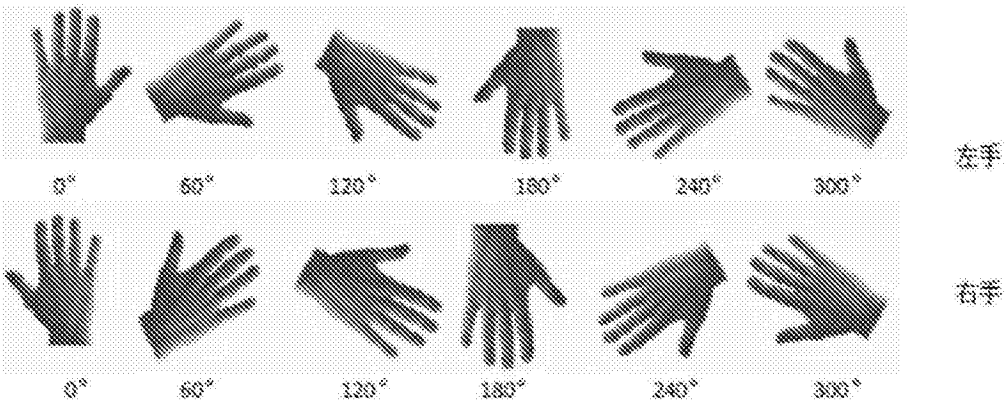

0°
60°
120°
180°
240°
300°
左手
0°
60°
120°
180°
240°
300°
右手

图2

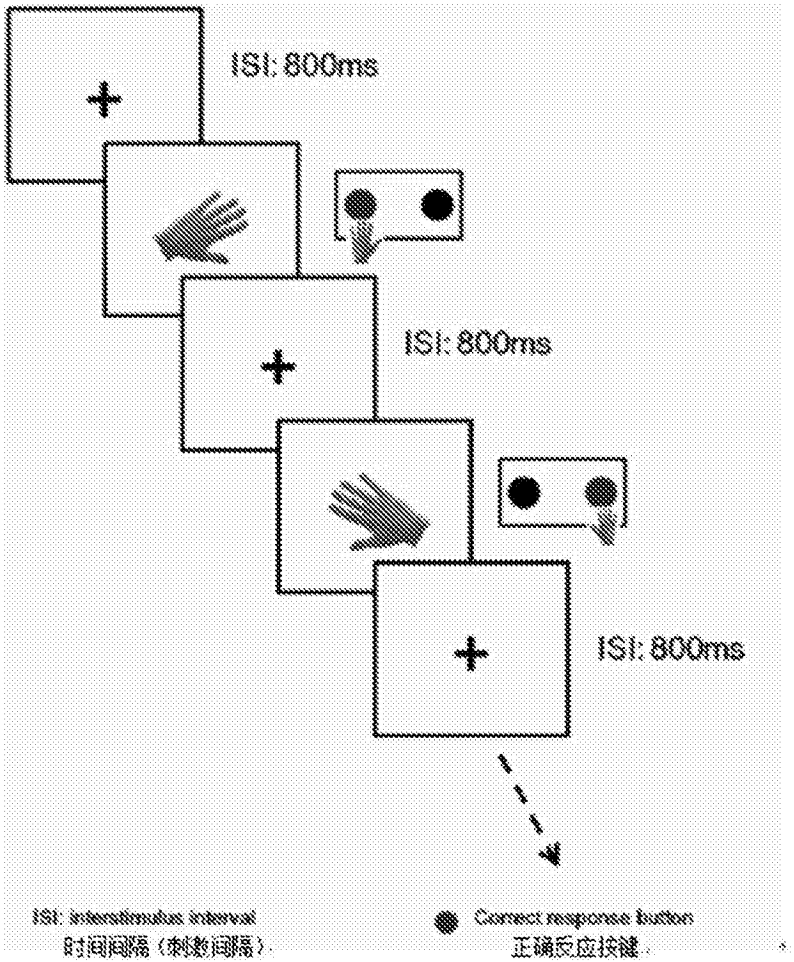

ISI: 800ms
ISI: 800ms
ISI: 800ms
ISI: interstimulus interval
时间间隔（刺激间隔）
Correct response button
正确反应按键

图3

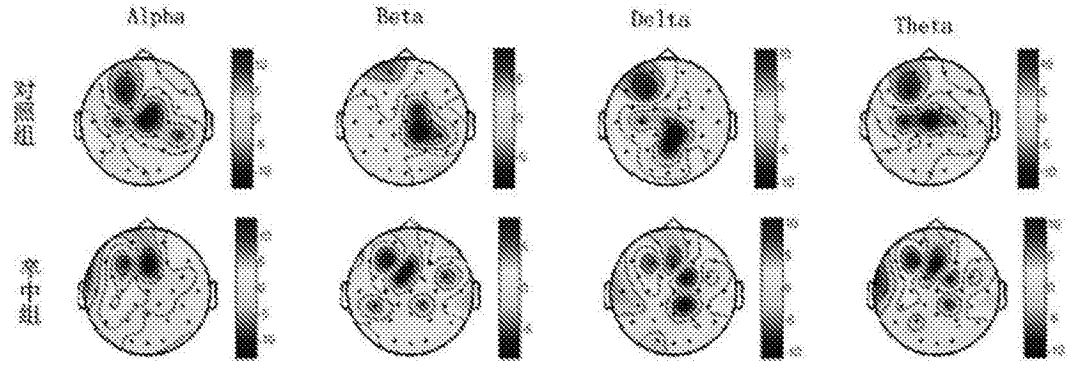

Alpha
Beta
Delta
Theta

图4

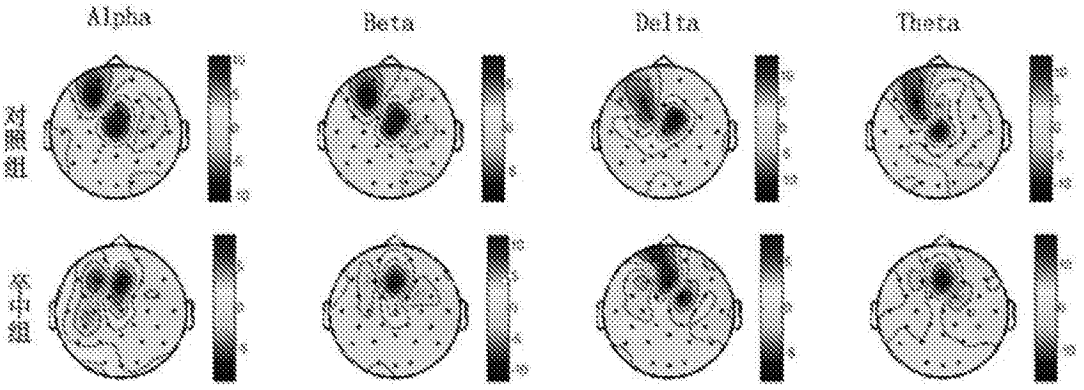

Alpha
Beta
Delta
Theta

图5

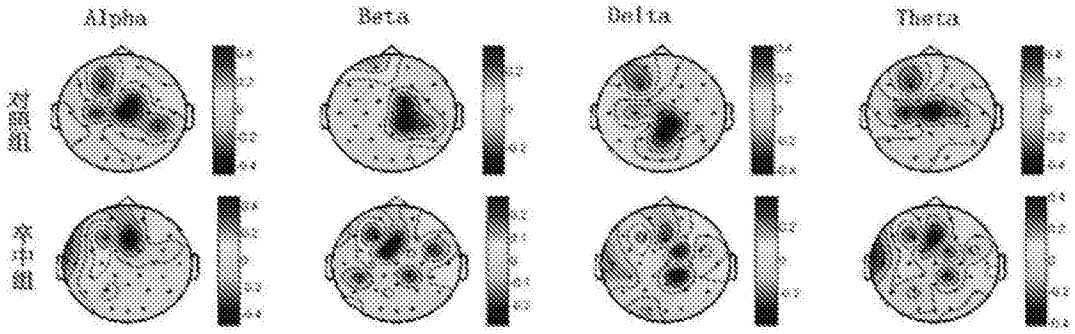

Alpha
Beta
Delta
Theta

图6

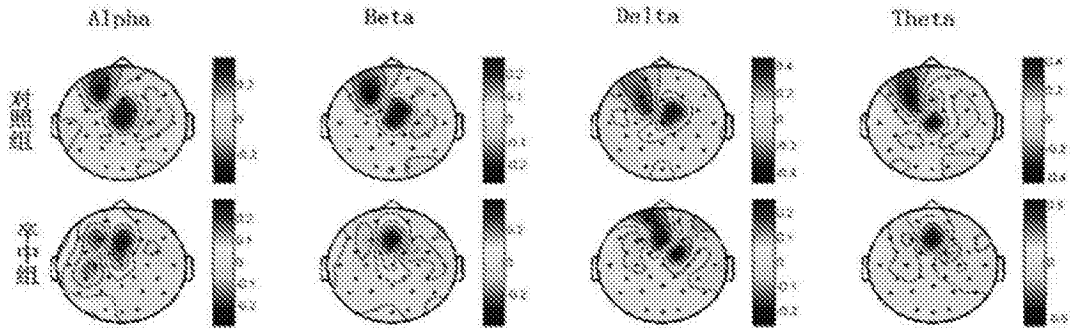
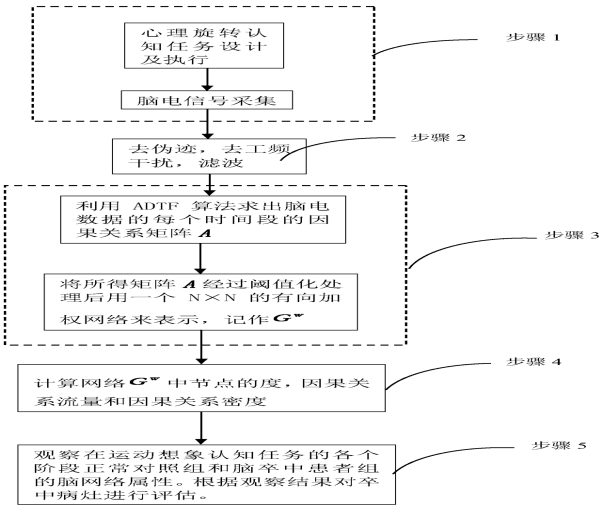


图7

专利名称(译)	一种基于脑效应网络的新型脑电卒中评估方法		
公开(公告)号	CN105844111A	公开(公告)日	2016-08-10
申请号	CN201610216864.6	申请日	2016-04-07
[标]申请(专利权)人(译)	杭州电子科技大学		
申请(专利权)人(译)	杭州电子科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	杭州电子科技大学		
[标]发明人	孔万增 蒋蓓 宋旭琳 任银芝		
发明人	孔万增 蒋蓓 宋旭琳 任银芝		
IPC分类号	G06F19/00 A61B5/0476 A61B5/00		
CPC分类号	G06F19/321 A61B5/0476 A61B5/4064 A61B5/72 A61B5/7203 G06F19/34 G16H10/60		
代理人(译)	杜军		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于脑效应网络的新型脑电卒中评估方法。本发明利用因果关系模型构建脑效应网络，并根据脑网络的属性，即因果关系流量和因果关系密度来研究脑卒中组与正常对照组的差异，从而揭示被试在运动想象心理旋转认知过程中的大脑皮层活跃模式，对卒中病灶进行评估。本发明更加直观明显，是一种新型并且有效的脑电卒中评估方法。在患者组和正常对照组的实验中可以观察大脑皮层的活跃模式有着非常明显的区别。