



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110251124 A
(43)申请公布日 2019.09.20

(21)申请号 201910653898.5

(22)申请日 2019.07.19

(71)申请人 太原理工大学

地址 030024 山西省太原市迎泽西大街79号太原理工大学

(72)发明人 张雪英 张静 张卫 回海生
黄丽霞 李凤莲 陈桂军

(74)专利代理机构 北京高沃律师事务所 11569
代理人 刘凤玲

(51) Int. Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/0484(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G06K 9/62(2006.01)

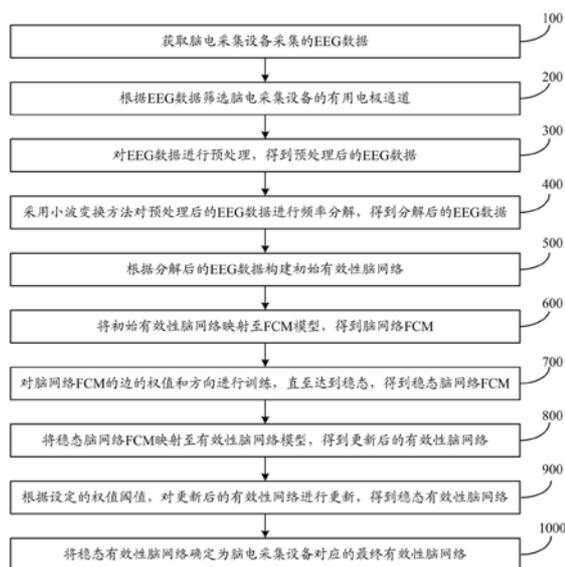
权利要求书3页 说明书9页 附图4页

(54)发明名称

一种有效性脑网络的确定方法及系统

(57)摘要

本发明公开一种有效性脑网络的确定方法及系统。该确定方法包括：获取脑电采集设备采集的EEG数据；筛选有用电极通道；对EEG数据进行预处理；采用小波变换方法对预处理后的EEG数据进行频率分解；构建初始有效性脑网络；将初始有效性脑网络映射至FCM模型，得到脑网络FCM；对脑网络FCM的边的权值和方向进行训练，得到稳态脑网络FCM；将稳态脑网络FCM映射至有效性脑网络模型，得到更新后的有效性脑网络；根据设定的权值阈值，对更新后的有效性网络进行更新，得到稳态有效性脑网络；将稳态有效性脑网络确定为最终有效性脑网络。本发明可以提高有效性脑网络的准确度，使得有效性脑网络更准确的反映大脑皮层活动。



1. 一种有效性脑网络的确定方法,其特征在于,包括:

获取脑电采集设备采集的EEG数据;所述EEG数据包括多个电极通道采集的EEG信号;

根据所述EEG数据筛选所述脑电采集设备的有用电极通道;所述有用电极通道为去除无用电极通道和损坏电极通道剩下的所述脑电采集设备的所有电极通道;

对所述EEG数据进行预处理,得到预处理后的EEG数据;所述预处理后的EEG数据包括每个有用电极通道对应的预处理后的EEG数据;

采用小波变换方法对所述预处理后的EEG数据进行频率分解,得到分解后的EEG数据;所述分解后的EEG数据包括每个有用电极通道对应的分解后的EEG信号;

根据所述分解后的EEG数据构建初始有效性脑网络;

将所述初始有效性脑网络映射至FCM模型,得到脑网络FCM;

对所述脑网络FCM的边的权值和方向进行训练,直至达到稳态,得到稳态脑网络FCM;

将所述稳态脑网络FCM映射至有效性脑网络模型,得到更新后的有效性脑网络;

根据设定的权值阈值,对所述更新后的有效性网络进行更新,得到稳态有效性脑网络;

将所述稳态有效性脑网络确定为所述脑电采集设备对应的最终有效性脑网络。

2. 根据权利要求1所述的有效性脑网络的确定方法,其特征在于,所述对所述EEG数据进行预处理,得到预处理后的EEG数据,具体包括:

提取有用EEG数据;所述有用EEG数据为所有有用电极通道对应的EEG数据;

在相同时刻对所有有用电极通道对应的EEG数据取平均值,并将每个有用电极通道对应的EEG数据与平均值做差,得到每个有用电极通道对应的EEG参考值;进而得到所述有用EEG数据对应的EEG参考数据,所述EEG参考数据包括所有有用电极通道在所有时刻对应的EEG参考值;

根据对EEG信号的研究需求,截取所述EEG参考数据的部分数据,得到初步预处理EEG数据;

采用带通滤波器对所述初步预处理EEG数据进行滤波,得到预处理后的EEG数据。

3. 根据权利要求1所述的有效性脑网络的确定方法,其特征在于,所述分解后的EEG数据,具体包括:0.5Hz-4Hz、4Hz-8Hz、8Hz-13Hz、13Hz-22Hz和22Hz-30Hz五个频段的EEG数据。

4. 根据权利要求1所述的有效性脑网络的确定方法,其特征在于,所述根据所述分解后的EEG数据构建初始有效性脑网络,具体包括:

将所述有用电极通道确定为脑网络的节点,并将每个有用电极通道对应的分解后的EEG数据确定为脑网络的输入信号;

根据脑网络的节点和输入信号,采用有效性连接方法确定不同节点之间的关联度,得到所有有用电极通道之间的关联矩阵;

根据所述关联矩阵,确定脑网络的边的权值和方向;

根据所述脑网络的节点、边的权值和方向,构建所述初始有效性脑网络。

5. 根据权利要求1所述的有效性脑网络的确定方法,其特征在于,所述根据设定的权值阈值,对所述更新后的有效性网络进行更新,得到稳态有效性脑网络,具体包括:

将所述更新后的有效性脑网络中权值小于设定的权值阈值的边的权值确定为0,将所述更新后的有效性脑网络中权值大于设定的权值阈值的边的权值确定为1,得到新的关联矩阵;所述关联矩阵为不同节点之间关联度组成的矩阵;

根据所述新的关联矩阵,得到所述稳态有效性脑网络。

6. 一种有效性脑网络的确定系统,其特征在于,包括:

EEG数据获取模块,用于获取脑电采集设备采集的EEG数据;所述EEG数据包括多个电极通道采集的EEG信号;

筛选模块,用于根据所述EEG数据筛选所述脑电采集设备的有用电极通道;所述有用电极通道为去除无用电极通道和损坏电极通道剩下的所述脑电采集设备的所有电极通道;

预处理模块,用于对所述EEG数据进行预处理,得到预处理后的EEG数据;所述预处理后的EEG数据包括每个有用电极通道对应的预处理后的EEG数据;

频率分解模块,用于采用小波变换方法对所述预处理后的EEG数据进行频率分解,得到分解后的EEG数据;所述分解后的EEG数据包括每个有用电极通道对应的分解后的EEG信号;

初始有效性脑网络构建模块,用于根据所述分解后的EEG数据构建初始有效性脑网络;

脑网络FCM构建模块,用于将所述初始有效性脑网络映射至FCM模型,得到脑网络FCM;

训练模块,用于对所述脑网络FCM的边的权值和方向进行训练,直至达到稳态,得到稳态脑网络FCM;

有效性脑网络更新模块,用于将所述稳态脑网络FCM映射至有效性脑网络模型,得到更新后的有效性脑网络;

稳态有效性脑网络构建模块,用于根据设定的权值阈值,对所述更新后的有效性网络进行更新,得到稳态有效性脑网络;

最终有效性脑网络确定模块,用于将所述稳态有效性脑网络确定为所述脑电采集设备对应的最终有效性脑网络。

7. 根据权利要求6所述的有效性脑网络的确定系统,其特征在于,所述预处理模块具体包括:

有用EEG数据提取单元,用于提取有用EEG数据;所述有用EEG数据为所有有用电极通道对应的EEG数据;

平均参考单元,用于在相同时刻对所有有用电极通道对应的EEG数据取平均值,并将每个有用电极通道对应的EEG数据与平均值做差,得到每个有用电极通道对应的EEG参考值;进而得到所述有用EEG数据对应的EEG参考数据,所述EEG参考数据包括所有有用电极通道在所有时刻对应的EEG参考值;

数据截取单元,用于根据对EEG信号的研究需求,截取所述EEG参考数据的部分数据,得到初步预处理EEG数据;

滤波单元,用于采用带通滤波器对所述初步预处理EEG数据进行滤波,得到预处理后的EEG数据。

8. 根据权利要求6所述的有效性脑网络的确定系统,其特征在于,所述频率分解模块分解后的EEG数据,具体包括:0.5Hz-4Hz、4Hz-8Hz、8Hz-13Hz、13Hz-22Hz和22Hz-30Hz五个频段的EEG数据。

9. 根据权利要求6所述的有效性脑网络的确定系统,其特征在于,所述初始有效性脑网络构建模块具体包括:

脑网络节点和输入信号确定单元,用于将所述有用电极通道确定为脑网络的节点,并将每个有用电极通道对应的分解后的EEG数据确定为脑网络的输入信号;

关联矩阵确定单元,用于根据脑网络的节点和输入信号,采用有效性连接方法确定不同节点之间的关联度,得到所有有用电极通道之间的关联矩阵;

脑网络边确定单元,用于根据所述关联矩阵,确定脑网络的边的权值和方向;

初始有效性脑网络构建单元,用于根据所述脑网络的节点、边的权值和方向,构建所述初始有效性脑网络。

10.根据权利要求6所述的有效性脑网络的确定系统,其特征在于,所述稳态有效性脑网络构建模块具体包括:

权值更新单元,用于将所述更新后的有效性脑网络中权值小于设定的权值阈值的边的权值确定为0,将所述更新后的有效性脑网络中权值大于设定的权值阈值的边的权值确定为1,得到新的关联矩阵;所述关联矩阵为不同节点之间关联度组成的矩阵;

稳态有效性脑网络构建单元,用于根据所述新的关联矩阵,得到所述稳态有效性脑网络。

一种有效性脑网络的确定方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及脑电信号处理领域,特别是涉及一种有效性脑网络的确定方法及系统。

背景技术

[0002] 脑电 (Electroencephalogram, EEG) 信号由于时间分辨率高,可以较好地表征情感脑认知过程,结合EEG信号构建脑网络是揭示大脑处理情感时潜在神经联系的重要手段。目前利用图论的方法分析基于EEG构建脑网络的拓扑结构,将网络属性作为脑认知特征区分不同的情感状态,在情感识别领域中得到了广泛应用。

[0003] 通常构建脑网络时,选择EEG电极通道作为脑网络的节点,通道之间的相关性作为脑网络的边。根据脑网络中节点间连接方式分为功能性脑网络 (Functional Brain Network, FBN) 和有效性脑网络 (Effective Brain Network, EBN)。FBN是一种无向网络,反映不同脑区节点之间的统计性连接关系。EBN是一种有向网络,可以体现出各节点之间的相互影响以及表现信息的流向。

[0004] 目前基于EEG构建功能性脑网络,从复杂网络的角度对脑网络的拓扑结构和网络属性进行了分析,并将网络属性用于识别不同情感的特征。有的技术中,对预处理过的BOLD (血氧饱和度) 信号,依次采用滑动窗口采样技术、皮尔森相关性检测技术、遗传算法等方法构建静息态功能性脑网络,用于研究大脑内部的工作机制以及脑疾病分析。但是,该功能性脑网络忽略了神经系统中重要的生物解释,即神经纤维的走向或神经元活动的信息传导,并不能很好的反映脑区内部各节点之间的相互作用。

[0005] 相比于功能性脑网络,有效性脑网络由于增加了边的方向信息,能够更好的刻画脑网络中节点的相互作用,更加深入的反映大脑系统的信息传递及功能活动规律。对于有效性脑网络,有研究者利用脑结构与功能之间的关系及蚁群算法易于进行信息融合的特点,通过将脑结构信息和功能信息融于蚁群算法搜索脑网络有效连接中,获得符合大脑生理结果的有效性脑网络。但是,上述构建的有效性脑网络假设各节点之间是相互独立,然后对两两节点建立有效性连接,并没有考虑所有节点之间具有协同和交互作用的事实。因此,并不能准确的反映EEG信号表现出来的大脑皮层活动。

[0006] 因此,目前基于EEG构建的脑网络大多是功能性脑网络,忽略了神经系统中重要的生物解释,即神经纤维的走向或神经元活动的信息传导。现有的有效性脑网络都是假设各节点之间是相互独立,然后对两两节点建立有效性连接,并没有考虑所有节点之间具有协同和交互作用的事实,因此,并不能准确的反映情感语音诱发的大脑皮层活动。

发明内容

[0007] 本发明的目的是提供一种有效性脑网络的确定方法及系统,以提高有效性脑网络的准确度,使的有效性脑网络更准确的反映大脑皮层活动。

[0008] 为实现上述目的,本发明提供了如下方案:

- [0009] 一种有效性脑网络的确定方法,包括:
- [0010] 获取脑电采集设备采集的EEG数据;所述EEG数据包括多个电极通道采集的EEG信号;
- [0011] 根据所述EEG数据筛选所述脑电采集设备的有用电极通道;所述有用电极通道为去除无用电极通道和损坏电极通道剩下的所述脑电采集设备的所有电极通道;
- [0012] 对所述EEG数据进行预处理,得到预处理后的EEG数据;所述预处理后的EEG数据包括每个有用电极通道对应的预处理后的EEG数据;
- [0013] 采用小波变换方法对所述预处理后的EEG数据进行频率分解,得到分解后的EEG数据;所述分解后的EEG数据包括每个有用电极通道对应的分解后的EEG信号;
- [0014] 根据所述分解后的EEG数据构建初始有效性脑网络;
- [0015] 将所述初始有效性脑网络映射至FCM模型,得到脑网络FCM;
- [0016] 对所述脑网络FCM的边的权值和方向进行训练,直至达到稳态,得到稳态脑网络FCM;
- [0017] 将所述稳态脑网络FCM映射至有效性脑网络模型,得到更新后的有效性脑网络;
- [0018] 根据设定的权值阈值,对所述更新后的有效性网络进行更新,得到稳态有效性脑网络;
- [0019] 将所述稳态有效性脑网络确定为所述脑电采集设备对应的最终有效性脑网络。
- [0020] 可选的,所述对所述EEG数据进行预处理,得到预处理后的EEG数据,具体包括:
- [0021] 提取有用EEG数据;所述有用EEG数据为所有有用电极通道对应的EEG数据;
- [0022] 在相同时刻对所有有用电极通道对应的EEG数据取平均值,并将每个有用电极通道对应的EEG数据与平均值做差,得到每个有用电极通道对应的EEG参考值;进而得到所述有用EEG数据对应的EEG参考数据,所述EEG参考数据包括所有有用电极通道在所有时刻对应的EEG参考值;
- [0023] 根据对EEG信号的研究需求,截取所述EEG参考数据的部分数据,得到初步预处理EEG数据;
- [0024] 采用带通滤波器对所述初步预处理EEG数据进行滤波,得到预处理后的EEG数据。
- [0025] 可选的,所述分解后的EEG数据,具体包括:0.5Hz-4Hz、4Hz-8Hz、8Hz-13Hz、13Hz-22Hz和22Hz-30Hz五个频段的EEG数据。
- [0026] 可选的,所述根据所述分解后的EEG数据构建初始有效性脑网络,具体包括:
- [0027] 将所述有用电极通道确定为脑网络的节点,并将每个有用电极通道对应的分解后的EEG数据确定为脑网络的输入信号;
- [0028] 根据脑网络的节点和输入信号,采用有效性连接方法确定不同节点之间的关联度,得到所有有用电极通道之间的关联矩阵;
- [0029] 根据所述关联矩阵,确定脑网络的边的权值和方向;
- [0030] 根据所述脑网络的节点、边的权值和方向,构建所述初始有效性脑网络。
- [0031] 可选的,所述根据设定的权值阈值,对所述更新后的有效性网络进行更新,得到稳态有效性脑网络,具体包括:
- [0032] 将所述更新后的有效性脑网络中权值小于设定的权值阈值的边的权值确定为0,将所述更新后的有效性脑网络中权值大于设定的权值阈值的边的权值确定为1,得到新的

关联矩阵;所述关联矩阵为不同节点之间关联度组成的矩阵;

[0033] 根据所述新的关联矩阵,得到所述稳态有效性脑网络。

[0034] 本发明还提供一种有效性脑网络的确定系统,包括:

[0035] EEG数据获取模块,用于获取脑电采集设备采集的EEG数据;所述EEG数据包括多个电极通道采集的EEG信号;

[0036] 筛选模块,用于根据所述EEG数据筛选所述脑电采集设备的有用电极通道;所述有用电极通道为去除无用电极通道和损坏电极通道剩下的所述脑电采集设备的所有电极通道;

[0037] 预处理模块,用于对所述EEG数据进行预处理,得到预处理后的EEG数据;所述预处理后的EEG数据包括每个有用电极通道对应的预处理后的EEG数据;

[0038] 频率分解模块,用于采用小波变换方法对所述预处理后的EEG数据进行频率分解,得到分解后的EEG数据;所述分解后的EEG数据包括每个有用电极通道对应的分解后的EEG信号;

[0039] 初始有效性脑网络构建模块,用于根据所述分解后的EEG数据构建初始有效性脑网络;

[0040] 脑网络FCM构建模块,用于将所述初始有效性脑网络映射至FCM模型,得到脑网络FCM;

[0041] 训练模块,用于对所述脑网络FCM的边的权值和方向进行训练,直至达到稳态,得到稳态脑网络FCM;

[0042] 有效性脑网络更新模块,用于将所述稳态脑网络FCM映射至有效性脑网络模型,得到更新后的有效性脑网络;

[0043] 稳态有效性脑网络构建模块,用于根据设定的权值阈值,对所述更新后的有效性脑网络进行更新,得到稳态有效性脑网络;

[0044] 最终有效性脑网络确定模块,用于将所述稳态有效性脑网络确定为所述脑电采集设备对应的最终有效性脑网络。

[0045] 可选的,所述预处理模块具体包括:

[0046] 有用EEG数据提取单元,用于提取有用EEG数据;所述有用EEG数据为所有有用电极通道对应的EEG数据;

[0047] 平均参考单元,用于在相同时刻对所有有用电极通道对应的EEG数据取平均值,并将每个有用电极通道对应的EEG数据与平均值做差,得到每个有用电极通道对应的EEG参考值;进而得到所述有用EEG数据对应的EEG参考数据,所述EEG参考数据包括所有有用电极通道在所有时刻对应的EEG参考值;

[0048] 数据截取单元,用于根据对EEG信号的研究需求,截取所述EEG参考数据的部分数据,得到初步预处理EEG数据;

[0049] 滤波单元,用于采用带通滤波器对所述初步预处理EEG数据进行滤波,得到预处理后的EEG数据。

[0050] 可选的,所述频率分解模块分解后的EEG数据,具体包括:0.5Hz-4Hz、4Hz-8Hz、8Hz-13Hz、13Hz-22Hz和22Hz-30Hz五个频段的EEG数据。

[0051] 可选的,所述初始有效性脑网络构建模块具体包括:

[0052] 脑网络节点和输入信号确定单元,用于将所述有用电极通道确定为脑网络的节点,并将每个有用电极通道对应的分解后的EEG数据确定为脑网络的输入信号;

[0053] 关联矩阵确定单元,用于根据脑网络的节点和输入信号,采用有效性连接方法确定不同节点之间的关联度,得到所有有用电极通道之间的关联矩阵;

[0054] 脑网络边确定单元,用于根据所述关联矩阵,确定脑网络的边的权值和方向;

[0055] 初始有效性脑网络构建单元,用于根据所述脑网络的节点、边的权值和方向,构建所述初始有效性脑网络。

[0056] 可选的,所述稳态有效性脑网络构建模块具体包括:

[0057] 权值更新单元,用于将所述更新后的有效性脑网络中权值小于设定的权值阈值的边的权值确定为0,将所述更新后的有效性脑网络中权值大于设定的权值阈值的边的权值确定为1,得到新的关联矩阵;所述关联矩阵为不同节点之间关联度组成的矩阵;

[0058] 稳态有效性脑网络构建单元,用于根据所述新的关联矩阵,得到所述稳态有效性脑网络。

[0059] 根据本发明提供的具体实施例,本发明公开了以下技术效果:

[0060] 相比于现有的脑网络,本发明构建的稳态有效性脑网络由于考虑所有节点之间具有协同和交互作用,引入具有推理功能的FCM模型,训练和确定脑网络的结构和权值,使构建的稳态有效性脑网络更能体现人类的认知过程和表达习惯,能够更加准确的反映情感语音诱发的大脑皮层活动。进一步的在应用时,通过提取稳态有效性脑网络的网络特征作为脑认知特征并用于情感语音识别领域,将进一步改善语音情感识别性能。

附图说明

[0061] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0062] 图1为本发明有效性脑网络的确定方法的流程示意图;

[0063] 图2为本发明中脑电采集设备采集的EEG数据的示例;

[0064] 图3为本发明初始有效性脑网络的示意图;

[0065] 图4为本发明中最终有效性脑网络的示例;

[0066] 图5为本发明有效性脑网络的确定系统的结构示意图。

具体实施方式

[0067] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0068] 为使本发明的上述目的、特征和优点能够更加明显易懂,下面结合附图和具体实施方式对本发明作进一步详细的说明。

[0069] 图1为本发明有效性脑网络的确定方法的流程示意图。如图1所示,所述有效性脑

网络的确定方法包括以下步骤：

[0070] 步骤100：获取脑电采集设备采集的EEG数据。所述EEG数据包括多个电极通道采集的EEG信号。通常将情感语音信号作为刺激材料，采用64个电极通道的脑电记录仪记录人在不同情感诱发下，大脑对情感认知活动过程中对应的情感EEG信号，EEG信号主要是记录头皮表面的电极探测各点的电势差随时间的变化。图2为本发明中脑电采集设备采集的EEG数据的示例，本示例中采用的是64个电极通道的脑电记录仪记录的EEG数据。

[0071] 步骤200：根据EEG数据筛选脑电采集设备的有用电极通道。所述有用电极通道为去除无用电极通道和损坏电极通道剩下的所述脑电采集设备的所有电极通道。无用电极通道是指未采集到EEG信号的电极通道，损坏电极通道采集的数据相比于其他通道的数据会出现明显的变化，为了提高准确度，通常将EEG信号中的眼电伪迹等信号对应的电极通道也归结为损坏电极通道。在进行信号采集前，可以事先对脑电采集设备的电极通道进行检测，便可以确定损坏电极通道以及无用电极通道。

[0072] 步骤300：对EEG数据进行预处理，得到预处理后的EEG数据。所述预处理后的EEG数据包括每个有用电极通道对应的预处理后的EEG数据。具体的，对EEG数据进行预处理的过程如下：

[0073] (a) 定位EEG数据对应的电极通道，提取有用EEG数据。此处有用EEG数据为所有有用电极通道对应的EEG数据。

[0074] (b) 对有用EEG数据在相同时刻取平均参考。在相同时刻对所有有用电极通道对应的EEG数据取平均值，并将每个有用电极通道对应的EEG数据与平均值做差，得到每个有用电极通道对应的EEG参考值。依次得到所有有用电极通道在所有时刻对应的EEG参考值，进而得到有用EEG数据对应的EEG参考数据。

[0075] (c) 根据对EEG信号的研究需求，截取EEG参考数据的部分数据，得到初步预处理EEG数据。此步骤目的是对EEG数据进行分段截取，根据EEG平均数据的变化可以去除刺激开始前较长时间和刺激结束后较长时间的数据，通常，截取刺激开始前的200ms到刺激后的800ms时间段内的EEG信号作为初步预处理EEG数据。

[0076] (d) 采用带通滤波器对初步预处理EEG数据进行滤波，得到预处理后的EEG数据。例如，可以采用0.5Hz-30Hz的带通滤波器。

[0077] 步骤400：采用小波变换方法对预处理后的EEG数据进行频率分解，得到分解后的EEG数据。所述分解后的EEG数据包括每个有用电极通道对应的分解后的EEG信号。

[0078] 例如，采用小波变化方法时，每个电极通道的EEG信号按照频率的大小，依次可以分解为 δ (0.5-4Hz)、 θ (4-8Hz)、 α (8-13Hz)、 β (13-22Hz) 和 γ (22-30Hz) 五个不同频段的EEG信号，分别表示为： $x_\delta(t)$ 、 $x_\theta(t)$ 、 $x_\alpha(t)$ 、 $x_\beta(t)$ 和 $x_\gamma(t)$ 。信号 $x(t)$ 的连续小波变换 W_ψ 定义为：

$$[0079] \quad W_\psi x(a,b) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^* \left(\frac{t-a}{a} \right) dt$$

[0080] 其中， a 是尺度因子， b 是时间平移因子， $\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi \left(\frac{t-a}{a} \right)$ 是引入的窗口函数。

数。

[0081] 步骤500：根据分解后的EEG数据构建初始有效性脑网络。具体包括以下步骤：

[0082] (a) 将有用电极通道确定为脑网络的节点,并将每个有用电极通道对应的分解后的EEG数据确定为脑网络的输入信号;

[0083] (b) 根据脑网络的节点和输入信号,采用有效性连接方法确定不同节点之间的关联度,得到所有有用电极通道之间的关联矩阵。有效性连接方法采用格兰杰因果模型分析度量不同节点之间的关联度(因果关系),并将该关联度确定为两个节点之间边的权值和方向。计算任意两个电极之间的GC值,得到 $N \times N$ 的关联矩阵,其中 N 为电极数。电极间的GC值表示两个电极通道之间相互作用的因果关系,计算方法如下所示:

[0084] 假设 $X_{1,t}$ 和 $X_{2,t}$ 是两个电极的上的EEG信号,则这两个电极在单变量情况下给出时不变模型表达式:

$$[0085] \quad X_{1,t} = \sum_{j=1}^m a_{11,j} X_{1,t-j} + \varepsilon_{1,t}$$

$$[0086] \quad X_{2,t} = \sum_{j=1}^m a_{22,j} X_{2,t-j} + \varepsilon_{2,t}$$

[0087] 考虑序列可能受到彼此过去的影响,联合时间序列 $X_{1,t}$ 和 $X_{2,t}$ 可以建立如下时不变模型为:

$$[0088] \quad X_{1,t} = \sum_{j=1}^m a_{11,j} X_{1,t-j} + \sum_{j=1}^m a_{12,j} X_{2,t-j} + \varepsilon'_{1,t}$$

$$[0089] \quad X_{2,t} = \sum_{j=1}^m a_{21,j} X_{1,t-j} + \sum_{j=1}^m a_{22,j} X_{2,t-j} + \varepsilon'_{2,t}$$

[0090] 其中 $t=1, 2, \dots, m$ 表示回归阶数, $\varepsilon_{1,t}, \varepsilon_{2,t}$ 和 $\varepsilon'_{1,t}, \varepsilon'_{2,t}$ 是白噪声。

[0091] 此时,定义 X_2 对 X_1 的因果关系如下所示:

$$[0092] \quad F_{2 \rightarrow 1} = \ln \frac{\text{var}(\varepsilon'_1(t))}{\text{var}(\varepsilon_1(t))}$$

[0093] (c) 根据关联矩阵,确定脑网络的边的权值和方向。

[0094] (d) 根据脑网络的节点、边的权值和方向,构建初始有效性脑网络。图3为本发明初始有效性脑网络的示意图,如图3所示,考虑到EEG电极通道数通常为8的倍数,以节点数为8示意,即脑网络的节点为 $C_1 \sim C_8$,节点 C_i 和 C_j 之间的因果关系由 $W_{i,j}$ 值表示(即权值)。有三种类型的因果关系:当 $W_{i,j} > 0$,表示 C_i 的变化引起 C_j 同方向变化的程度;当 $W_{i,j} < 0$,表示 C_i 的变化引起 C_j 反方向变化的程度;当 $W_{i,j} = 0$,表示 C_i 与 C_j 不存在因果关系。

[0095] 步骤600:将初始有效性脑网络映射至FCM模型,得到脑网络FCM。将初始有效性脑网络(EBN)的节点及边的权值与方向一一对应映射到FCM模型中,即将初始EBN的节点作为FCM模型的节点,脑网络的边作为FCM模型的边,构建FCM,得到脑网络FCM。

[0096] 步骤700:对脑网络FCM的边的权值和方向进行训练,直至达到稳态,得到稳态脑网络FCM。假设脑网络FCM的节点为 $C_1 \sim C_n$,节点 C_i 和 C_j 之间的因果关系由 $W_{i,j}$ 表示(即权值)。当 $W_{i,j} > 0$,表示 C_i 的变化引起 C_j 同方向变化的程度;当 $W_{i,j} < 0$,表示 C_i 的变化引起 C_j 反方向变化的程度;当 $W_{i,j} = 0$,表示 C_i 与 C_j 不存在因果关系。训练过程如下所示:

[0097] (a) 在 $T=0$ 时的初始化网络状态值,如下式所示:

[0098] $C(0) = (C_1(0), C_2(0) \dots, C_n(0))$

[0099] (b) 在 $T=t$ 时刻 n 个节点的状态值如下式所示:

[0100] $C(t) = (C_1(t), C_2(t) \dots, C_n(t))$

[0101] (c) 则 t 时刻电极通道间的传递关系为:

[0102] $C^t = W^t C^{t-1} + \varepsilon$

[0103] C^t 代表 t 时刻电极通道的输入, W^t 代表 t 时刻通道间有向加权连接矩阵, 对于权值的估计使用高斯径向基函数对邻近点的连接系数进行加权, 可以保证时变连接的平滑性。因此, W^t 可以估计为

[0104]
$$\hat{W}_i^t = \arg \min_{W_i^t \in R^{k \times N}} \frac{1}{T} \sum_{\tau=1}^T \omega^t(\tau) (x_i^\tau - W_i^t C^{\tau-1})^2 + \lambda \|W_i^t\|$$

[0105] 其中, N 代表模型中脑电信号的通道数, λ 代表回归参数, 高斯径向基核函数如下所示:

[0106]
$$\omega^t(\tau) = \frac{K_h(\tau - t)}{\sum_{\tau=1}^T K_h(\tau - t)}, K_h(\cdot) = e^{-\tau/h}$$

[0107] (d) 经过有限次迭代, 脑网络 FCM 可达到两种状态: (i) 节点的状态值达到一个固定值, 即所谓的隐藏模式或定点吸引子; (ii) 节点状态值在多个固定状态值之间保持循环, 这个称之为有限循环。当脑网络 FCM 达到 (i) 或 (ii) 状态时, 达到稳态/平衡状态, 此时得到稳态脑网络 FCM。

[0108] 步骤 800: 将稳态脑网络 FCM 映射至有效性脑网络模型, 得到更新后的有效性脑网络。将稳态脑网络 FCM 的边的权值和方向作为有效性脑网络的边新的权值和方向, 进行映射, 得到更新后的有效性脑网络。

[0109] 步骤 900: 根据设定的权值阈值, 对更新后的有效性网络进行更新, 得到稳态有效性脑网络。设定的权值阈值可以取 $\ln(N)$, 也可以根据实际需求设定其他的数值, 将更新后的有效性脑网络中权值小于设定的权值阈值的边的权值确定为 0, 将更新后的有效性脑网络中权值大于设定的权值阈值的边的权值确定为 1, 得到新的关联矩阵, 进而得到稳态有效性脑网络。关联矩阵为不同节点之间关联度组成的矩阵。在保证每个频段的稳态有效性脑网络连通性的情况下, 选择数值最大的阈值为设定的权值阈值, 此时准确度最高。

[0110] 步骤 1000: 将稳态有效性脑网络确定为脑电采集设备对应的最终有效性脑网络。图 4 为本发明中最终有效性脑网络的示例, 如图 4 所示, 本示例为 δ 波段在阈值为 0.5 的情况下的最终有效性脑网络。

[0111] 本发明中步骤 400 对预处理后的 EEG 数据进行频率分解后, 后续步骤 500-步骤 1000 中均是针对每个频段进行的操作, 例如, 步骤 400 分解为 5 个频段, 那么每一个频段的 EEG 数据经过步骤 500-步骤 1000 后会得到一个最终有效性脑网络, 最终会得到 5 个频段对应的 5 个最终有效性脑网络。

[0112] 对应于图 1 所示的有效性脑网络的确定方法, 本发明还提供一种有效性脑网络的确定系统, 图 5 为本发明有效性脑网络的确定系统的结构示意图。如图 5 所示, 所述有效性脑网络的确定系统包括以下结构:

[0113] EEG 数据获取模块 501, 用于获取脑电采集设备采集的 EEG 数据; 所述 EEG 数据包括

多个电极通道采集的EEG信号；

[0114] 筛选模块502,用于根据所述EEG数据筛选所述脑电采集设备的有用电极通道;所述有用电极通道为去除无用电极通道和损坏电极通道剩下的所述脑电采集设备的所有电极通道;

[0115] 预处理模块503,用于对所述EEG数据进行预处理,得到预处理后的EEG数据;所述预处理后的EEG数据包括每个有用电极通道对应的预处理后的EEG数据;

[0116] 频率分解模块504,用于采用小波变换方法对所述预处理后的EEG数据进行频率分解,得到分解后的EEG数据;所述分解后的EEG数据包括每个有用电极通道对应的分解后的EEG信号;

[0117] 初始有效性脑网络构建模块505,用于根据所述分解后的EEG数据构建初始有效性脑网络;

[0118] 脑网络FCM构建模块506,用于将所述初始有效性脑网络映射至FCM模型,得到脑网络FCM;

[0119] 训练模块507,用于对所述脑网络FCM的边的权值和方向进行训练,直至达到稳态,得到稳态脑网络FCM;

[0120] 有效性脑网络更新模块508,用于将所述稳态脑网络FCM映射至有效性脑网络模型,得到更新后的有效性脑网络;

[0121] 稳态有效性脑网络构建模块509,用于根据设定的权值阈值,对所述更新后的有效性网络进行更新,得到稳态有效性脑网络;

[0122] 最终有效性脑网络确定模块5010,用于将所述稳态有效性脑网络确定为所述脑电采集设备对应的最终有效性脑网络。

[0123] 作为另一实施例,所述预处理模块503具体包括:

[0124] 有用EEG数据提取单元,用于提取有用EEG数据;所述有用EEG数据为所有有用电极通道对应的EEG数据;

[0125] 平均参考单元,用于在相同时刻对所有有用电极通道对应的EEG数据取平均值,并将每个有用电极通道对应的EEG数据与平均值做差,得到每个有用电极通道对应的EEG参考值;进而得到所述有用EEG数据对应的EEG参考数据,所述EEG参考数据包括所有有用电极通道在所有时刻对应的EEG参考值;

[0126] 数据截取单元,用于根据对EEG信号的研究需求,截取所述EEG参考数据的部分数据,得到初步预处理EEG数据;

[0127] 滤波单元,用于采用带通滤波器对所述初步预处理EEG数据进行滤波,得到预处理后的EEG数据。

[0128] 作为另一实施例,所述频率分解模块504分解后的EEG数据,具体包括:0.5Hz-4Hz、4Hz-8Hz、8Hz-13Hz、13Hz-22Hz和22Hz-30Hz五个频段的EEG数据。

[0129] 作为另一实施例,所述初始有效性脑网络构建模块505具体包括:

[0130] 脑网络节点和输入信号确定单元,用于将所述有用电极通道确定为脑网络的节点,并将每个有用电极通道对应的分解后的EEG数据确定为脑网络的输入信号;

[0131] 关联矩阵确定单元,用于根据脑网络的节点和输入信号,采用有效性连接方法确定不同节点之间的关联度,得到所有有用电极通道之间的关联矩阵;

[0132] 脑网络边确定单元,用于根据所述关联矩阵,确定脑网络的边的权值和方向;

[0133] 初始有效性脑网络构建单元,用于根据所述脑网络的节点、边的权值和方向,构建所述初始有效性脑网络。

[0134] 作为另一实施例,所述稳态有效性脑网络构建模块509具体包括:

[0135] 权值更新单元,用于将所述更新后的有效性脑网络中权值小于设定的权值阈值的边的权值确定为0,将所述更新后的有效性脑网络中权值大于设定的权值阈值的边的权值确定为1,得到新的关联矩阵;所述关联矩阵为不同节点之间关联度组成的矩阵;

[0136] 稳态有效性脑网络构建单元,用于根据所述新的关联矩阵,得到所述稳态有效性脑网络

[0137] 本说明书中各个实施例采用递进的方式描述,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处,各个实施例之间相同相似部分互相参见即可。对于实施例公开的系统而言,由于其与实施例公开的方法相对应,所以描述的比较简单,相关之处参见方法部分说明即可。

[0138] 本文中应用了具体个例对本发明的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想;同时,对于本领域的一般技术人员,依据本发明的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处。综上所述,本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

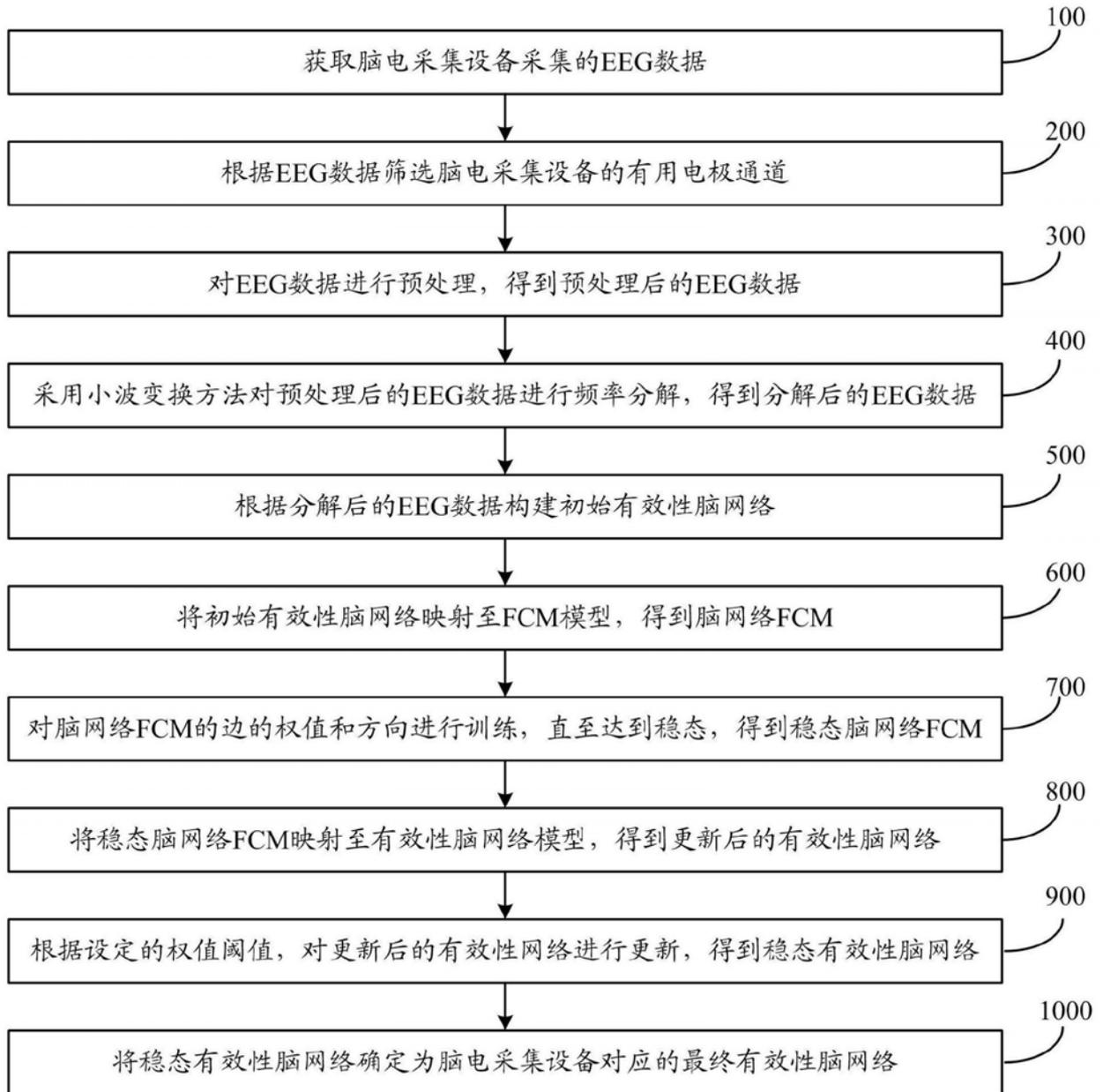


图1

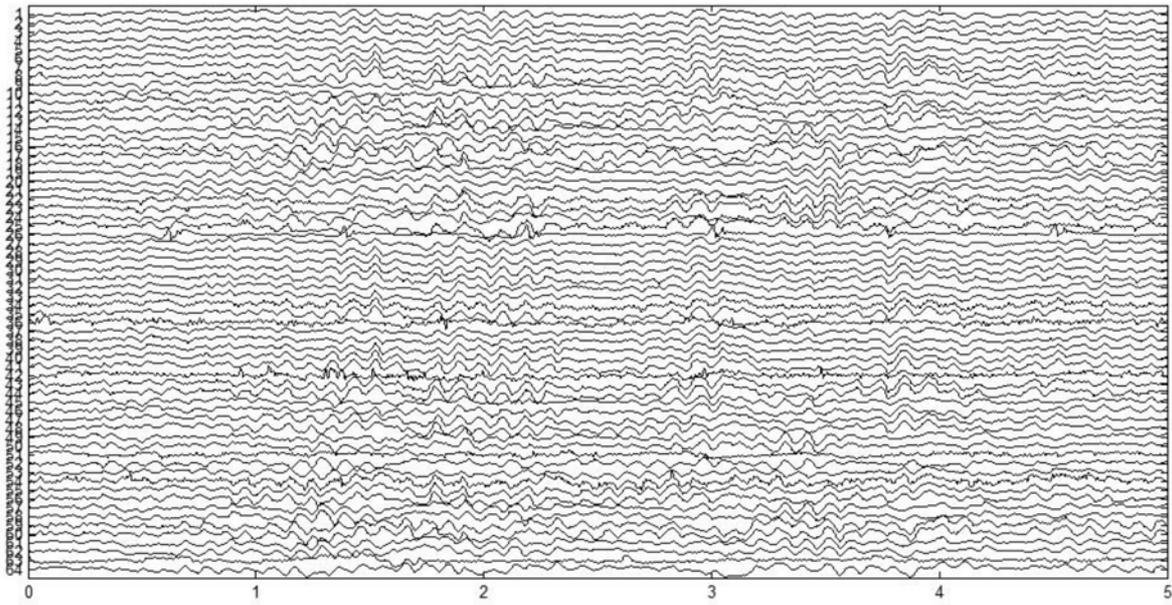


图2

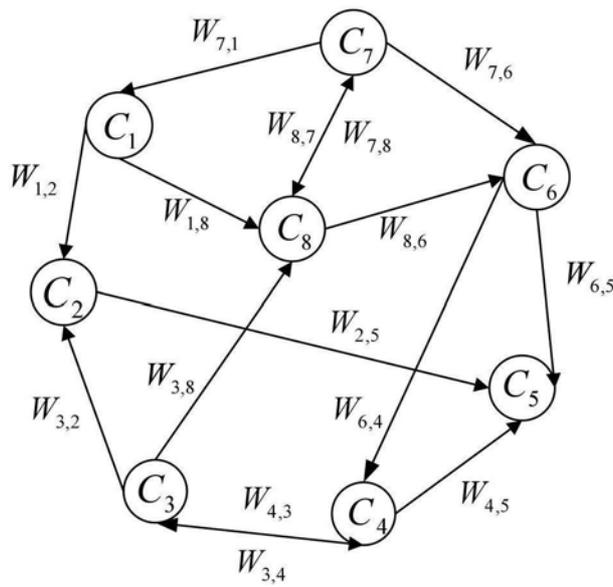


图3

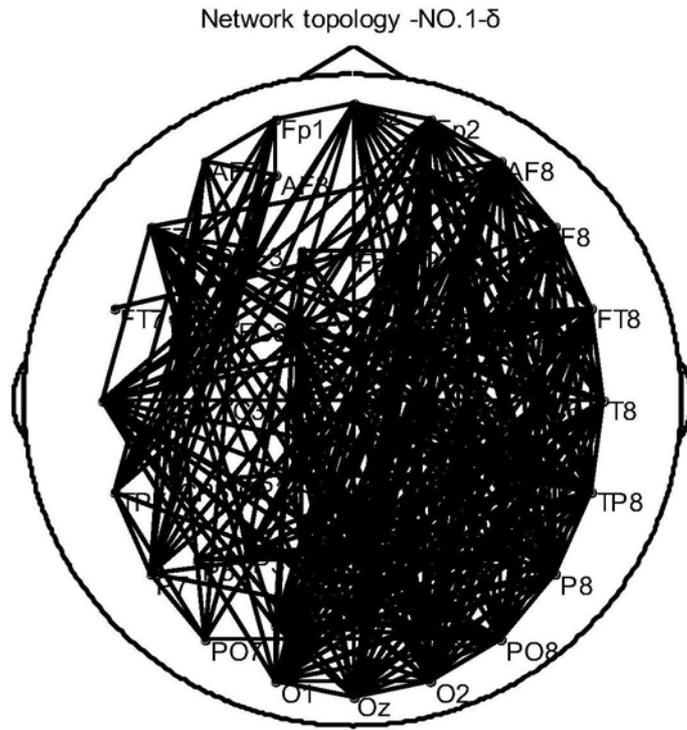


图4

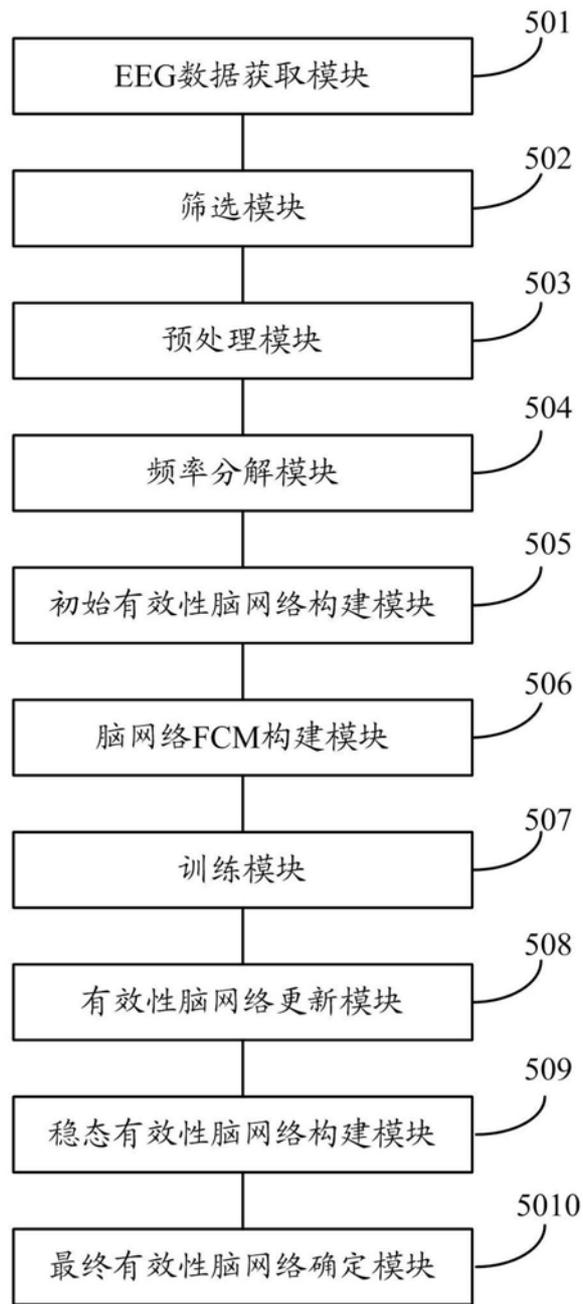


图5

专利名称(译)	一种有效性脑网络的确定方法及系统		
公开(公告)号	CN110251124A	公开(公告)日	2019-09-20
申请号	CN201910653898.5	申请日	2019-07-19
[标]申请(专利权)人(译)	太原理工大学		
申请(专利权)人(译)	太原理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	太原理工大学		
[标]发明人	张雪英 张静 张卫 回海生 黄丽霞 李凤莲 陈桂军		
发明人	张雪英 张静 张卫 回海生 黄丽霞 李凤莲 陈桂军		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/0484 A61B5/00 G06K9/62		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0476 A61B5/04845 A61B5/4064 G06K9/6256		
代理人(译)	刘凤玲		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种有效性脑网络的确定方法及系统。该确定方法包括：获取脑电采集设备采集的EEG数据；筛选有用电极通道；对EEG数据进行预处理；采用小波变换方法对预处理后的EEG数据进行频率分解；构建初始有效性脑网络；将初始有效性脑网络映射至FCM模型，得到脑网络FCM；对脑网络FCM的边的权值和方向进行训练，得到稳态脑网络FCM；将稳态脑网络FCM映射至有效性脑网络模型，得到更新后的有效性脑网络；根据设定的权值阈值，对更新后的有效性网络进行更新，得到稳态有效性脑网络；将稳态有效性脑网络确定为最终有效性脑网络。本发明可以提高有效性脑网络的准确度，使得有效性脑网络更准确的反映大脑皮层活动。

