



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109700458 A  
(43)申请公布日 2019.05.03

(21)申请号 201910032818.4

(22)申请日 2019.01.14

(71)申请人 广西医科大学第一附属医院  
地址 530021 广西壮族自治区南宁市双拥  
路6号  
申请人 北京师范大学

(72)发明人 吴原 高剑波 黄琪

(74)专利代理机构 北京轻创知识产权代理有限  
公司 11212  
代理人 姜展志

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

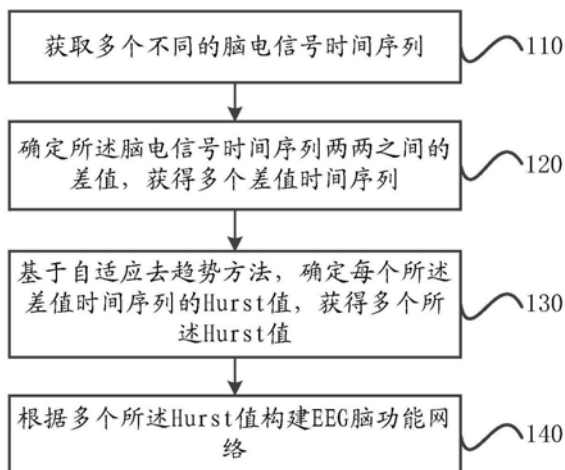
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

一种EEG脑功能网络构建方法、装置及存储  
介质

(57)摘要

本发明涉及一种EEG脑功能网络构建方法、  
装置及存储介质,该方法包括如下步骤:获取多  
个不同的脑电信号时间序列;确定所述脑电信号  
时间序列两两之间的差值,获得多个差值时间序  
列;基于自适应去趋势法,确定每个所述差值时  
间序列的Hurst值,获得多个所述Hurst值;根据  
多个所述Hurst值构建EEG脑功能网络。本发明的  
技术方案能够获得准确地Hurst值,通过Hurst值  
能准确地反映脑电波特性变化,具有较好的鲁棒  
性。



1. 一种EEG脑功能网络构建方法,其特征在于,所述方法包括如下步骤:  
获取多个不同的脑电信号时间序列;  
确定所述脑电信号时间序列两两之间的差值,获得多个差值时间序列;  
基于自适应去趋势法,确定每个所述差值时间序列的Hurst值,获得多个所述Hurst值;  
根据多个所述Hurst值构建EEG脑功能网络。
2. 根据权利要求1所述的EEG脑功能网络构建方法,其特征在于,所述脑电信号时间序列包括多个按时间先后顺序排列的脑电数据。
3. 根据权利要求2所述的EEG脑功能网络构建方法,其特征在于,所述确定所述脑电信号时间序列两两之间的差值,获得多个差值时间序列具体实现包括:  
对于任意两个所述脑电信号时间序列,确定同一时刻的两个所述脑电信号时间序列中的所述脑电数据的差值,获得一个所述差值时间序列;  
遍历所有所述脑电信号时间序列,分别确定每个所述脑电信号时间序列与其它所述脑电信号时间序列的差值,获得多个所述差值时间序列。
4. 根据权利要求3所述的EEG脑功能网络构建方法,其特征在于,所述确定每个所述差值时间序列的Hurst值,获得多个所述Hurst值具体包括如下步骤:  
以预设的窗宽对所述差值时间序列进行分割,获得多个相邻且互有重叠区域的窗口;  
对所述窗口中的数据进行拟合,获得与所述差值时间序列对应的拟合值时间序列;  
确定所述差值时间序列与所述拟合值时间序列的残差,获得残差时间序列;  
确定所述残差时间序列的标准差,所述标准差与所述窗宽对应;  
根据多个不同的所述窗宽对所述差值时间序列进行处理,获得多个所述标准差,根据所述标准差和所述窗宽进行拟合,获得拟合线,确定所述拟合线的斜率,所述斜率为所述Hurst值。
5. 根据权利要求1至4任一项所述的EEG脑功能网络构建方法,其特征在于,所述脑电信号时间序列与导联一一对应,所述根据多个所述Hurst值构建EEG脑功能网络具体包括如下步骤:  
以所述导联作为节点,以所述Hurst值作为所述节点间的关系,构建所述EEG脑功能网络。
6. 一种EEG脑功能网络构建装置,其特征在于,所述装置包括:  
获取模块,获取多个不同的脑电信号时间序列;  
第一处理模块,确定所述脑电信号时间序列两两之间的差值,获得多个差值时间序列;  
第二处理模块,基于自适应去趋势法,确定每个所述差值时间序列的Hurst值,获得多个所述Hurst值;  
构建模块,根据多个所述Hurst值构建EEG脑功能网络。
7. 根据权利要求6所述的EEG脑功能网络构建装置,其特征在于,所述第一处理模块具体用于:  
对于任意两个所述脑电信号时间序列,确定同一时刻的两个所述脑电信号时间序列中的脑电数据的差值,获得一个所述差值时间序列;  
遍历所有所述脑电信号时间序列,分别确定每个所述脑电信号时间序列与其它所述脑电信号时间序列的差值,获得多个所述差值时间序列。。

8. 根据权利要求7所述的EEG脑功能网络构建装置,其特征在于,所述第二处理模块具体用于:

以预设的窗宽对所述差值时间序列进行分割,获得多个相邻间互有重叠区域的窗口;  
对所述窗口中的数据进行拟合,获得与所述差值时间序列对应的拟合值时间序列;  
确定所述差分时间序列与所述拟合值时间序列的残差,获得残差时间序列;  
确定所述残差时间序列的标准差,所述标准差与所述窗宽对应;

根据多个不同的所述窗宽对所述差值时间序列进行处理,获得多个所述标准差,根据所述标准差和所述窗宽进行拟合,获得拟合线,确定所述拟合线的斜率,所述斜率为所述Hurst值。

9. 一种EEG脑功能网络构建装置,其特征在于,所述装置包括存储器和处理器;

所述存储器,用于存储计算机程序;

所述处理器,用于当执行所述计算机程序时,实现如权利要求1至5任一项所述的EEG脑功能网络构建方法。

10. 一种计算机可读存储介质,其特征在于,所述存储介质上存储有计算机程序,当所述计算机程序被处理器执行时,实现如权利要求1至5任一项所述的EEG脑功能网络构建方法。

## 一种EEG脑功能网络构建方法、装置及存储介质

### 技术领域

[0001] 本发明涉及计算机应用技术领域,尤其涉及一种EEG脑功能网络构建方法、装置及存储介质。

### 背景技术

[0002] 人类的大脑是自然界最复杂的系统之一,人类的所有高级认知功能如思维、情感和意识都依赖大脑,对大脑的研究具有重要意义。脑电图 (Electroencephalogram, EEG) 可以检测到脑活动在毫秒级的变化情况,是评价脑功能状态的一个敏感指标,现已被广泛应用于睡眠监测、中枢神经系统疾病及精神疾病的诊断及研究中。特别是在解决癫痫等阵发性脑功能异常的定性及定位问题上,脑电图具有着不可替代的作用。

[0003] 临床工作中,对EEG脑电信号的判读和分析主要依靠目测法,即通过人眼观察脑波的波幅、波形、频率、对不同刺激的反应和在不同状态下的特征,以及脑电信号在空间维度及时间维度上的变化规律,来区分生理及病理状态下的脑电活动模式。不同于心电信号,EEG脑电信号具有复杂性和不确定性的特点,现有技术中还难以依靠仪器自动识别报警,仅能依靠专业人员人工阅图,但是长时间持续监测的EEG脑电信号会产生大量的数据,不仅大幅增加了工作人员的工作量,而且难以实时判断出病理状态下的EEG脑电信号。因此,需要一种能够对EEG脑电信号进行分析的方法。

[0004] 目前,大多基于时域分析理论或频域分析理论来分析EEG脑电信号。时域分析反应的是电压在时间尺度上的动态变化,如振幅整合脑电图 (aEEG) 等。但由于部分异常脑电活动仅以频率改变为主,使得与时域分析相关的自动分析软件难以识别,造成假阴性结果。频域分析中,傅里叶转化是理论基础,通过将信号函数转化为正弦函数的线性组合或者积分,进而分析在选定时间范围内的频率成分,如脑电地形图。但由于傅里叶转换的前提是平稳的随机信号,而对于非平稳随机的EEG脑电信号,其在长程脑电监测上的作用仍十分有限。

[0005] 为了解决上述问题,通过脑功能网络分析EEG脑电信号的方法被提出,脑功能网络是多个大脑区域的集合,通常以脑区为节点,脑区之间的连接关系为节点间的关系,建立脑功能网络。由于大脑通常表现出具有非线性动态特性的复杂行为,在具备特定功能部位上呈现出长程动态的神经交互,这种动态的神经网络是由整体架构组织起来的,因为表现出无尺度网络特性而被认为具有分形特征。记录神经生物信号的EEG脑电信号也呈现复杂的时间波动,反映着非线性动态过程,这个过程可以通过Hurst指数来描述,并通过Hurst值来构建脑功能网络。

[0006] 目前,常用的Hurst指数的计算方法主要包括:R/S分析、小波分析、Whittle法及去趋势波动分析 (detrended fluctuation analysis, DFA) 等。对于使用较多的DFA而言,由于其在通过线性或多项式拟合得到的各段趋势之间是不连续的,导致关键节点数据的遗漏,影响Hurst值的准确性。

## 发明内容

[0007] 针对上述现有技术的不足,本发明提供一种EEG脑功能网络构建方法、装置及存储介质。

[0008] 本发明解决上述技术问题的技术方案如下:

[0009] 第一方面,本发明提供了一种EEG脑功能网络构建方法,该方法包括如下步骤:

[0010] 获取多个不同的脑电信号时间序列。

[0011] 确定所述脑电信号时间序列两两之间的差值,获得多个差值时间序列。

[0012] 基于自适应去趋势法,确定每个所述差值时间序列的Hurst值,获得多个所述Hurst值。

[0013] 根据多个所述Hurst值构建EEG脑功能网络。

[0014] 第二方面,本发明提供了一种EEG脑功能网络构建装置,该装置包括:

[0015] 获取模块,获取多个不同的脑电信号时间序列。

[0016] 第一处理模块,确定所述脑电信号时间序列两两之间的差值,获得多个差值时间序列。

[0017] 第二处理模块,基于自适应去趋势法,确定每个所述差值时间序列的Hurst值,获得多个所述Hurst值。

[0018] 构建模块,根据多个所述Hurst值构建EEG脑功能网络。

[0019] 第三方面,本发明提供了一种EEG脑功能网络构建装置,该装置包括存储器和处理器。

[0020] 所述存储器,用于存储计算机程序。

[0021] 所述处理器,用于当执行所述计算机程序时,实现如上所述的EEG脑功能网络构建方法。

[0022] 第四方面,本发明提供了一种计算机可读存储介质,该存储介质上存储有计算机程序,当所述计算机程序被处理器执行时,实现如上所述的EEG脑功能网络构建方法。

[0023] 本发明提供的EEG脑功能网络构建方法、装置及存储介质的有益效果是:根据自适应去趋势法获取脑电信号时间序列的Hurst值,不会遗漏脑电信号数据,能够获得准确的Hurst值,脑电信号与导联一一对应,可以采用导联为节点,导联与脑区一一对应,以Hurst值为节点关系,构建EEG脑功能网络,具有较好的鲁棒性。

## 附图说明

[0024] 图1为本发明实施例的一种EEG脑功能网络构建方法的流程示意图;

[0025] 图2为本发明实施例的一种EEG网络元胞的示意图;

[0026] 图3为本发明实施例的一种脑电信号时间序列的示意图;

[0027] 图4为本发明实施例的一种拟合值时间序列的示意图;

[0028] 图5为本发明实施例的一种窗宽-标准差拟合线的示意图;

[0029] 图6为本发明实施例的EEG脑功能网络的结构示意图;

[0030] 图7为本发明实施例的一种EEG脑功能网络构建装置的结构示意图。

## 具体实施方式

[0031] 以下结合附图对本发明的原理和特征进行描述,所举实例只用于解释本发明,并非用于限定本发明的范围。

[0032] 如图1所示,本发明实施例提供一种EEG脑功能网络构建方法,该方法包括如下步骤:

[0033] 110,获取多个不同的脑电信号时间序列。

[0034] 120,确定所述脑电信号时间序列两两之间的差值,获得多个差值时间序列。

[0035] 130,基于自适应去趋势法,确定每个所述差值时间序列的Hurst值,获得多个所述Hurst值。

[0036] 140,根据多个所述Hurst值构建EEG脑功能网络。

[0037] 本实施例中,根据自适应去趋势法获取脑电信号时间序列的Hurst值,不会遗漏脑电信号数据,能够获得准确的Hurst值,脑电信号与导联一一对应,可以采用导联为节点,导联与脑区一一对应,以Hurst值为节点关系,构建EEG脑功能网络,具有较好的鲁棒性。

[0038] 具体地,可从预设的脑电信号数据库中获取脑电信号,该脑电信号数据库按照国际10-20系统设置19导联,19导联的电极及电极的安放位置包括 $F_z$ (额中线)、 $C_z$ (中央中线)、 $P_z$ (顶中线)、 $T_3$ (左中颞)、 $C_3$ (左中央)、 $C_4$ (右中央)、 $T_4$ (右中颞)、 $Fp_1$ (左额极)、 $F_7$ (左前颞)、 $T_5$ (左后颞)、 $O_1$ (左枕)、 $O_2$ (右枕)、 $T_6$ (右后颞)、 $F_8$ (右前颞)、 $Fp_2$ (右额极)、 $F_3$ (左额)、 $F_4$ (右额)、 $P_3$ (左顶)、 $P_4$ (右顶),参考电极Ref安放在额极中线位置,地线GND安放在枕中线位置,电极阻抗小于 $10\ \Omega$ 。通过采样频率不低于256Hz的脑电放大器采集脑电信号,采集时间不低于4s,获得19个导联脑电信号记录。

[0039] 优选地,可将数据库中的脑电信号以edf格式导出,再通过调取Matlab中的edfread.m函数,来获取各个导联脑电信号时间序列,即 $Fp_2$ -Ref、 $F_4$ -Ref、 $C_4$ -Ref、 $P_4$ -Ref、 $O_2$ -Ref、 $F_8$ -Ref、 $T_4$ -Ref、 $T_6$ -Ref、 $F_z$ -Ref、 $C_z$ -Ref、 $P_z$ -Ref、 $T_5$ -Ref、 $T_3$ -Ref、 $F_7$ -Ref、 $O_1$ -Ref、 $P_3$ -Ref、 $C_3$ -Ref、 $F_3$ -Ref、 $Fp_1$ -Ref。

[0040] 优选地,所述脑电信号时间序列包括多个按时间先后顺序排列的脑电数据。

[0041] 优选地,所述确定所述脑电信号时间序列两两之间的差值,获得多个差值时间序列具体包括如下步骤:

[0042] 对于任意两个所述脑电信号时间序列,确定同一时刻的两个所述脑电信号时间序列中的脑电数据的差值,获得一个所述差值时间序列。

[0043] 遍历所有所述脑电信号时间序列,分别确定每个所述脑电信号时间序列与其它所述脑电信号时间序列的差值,获得多个所述差值时间序列。

[0044] 具体地,可采用Matlab中的for循环函数将脑电信号时间相互做减,每两个脑电信号时间序列相互相减得到两个差值时间序列,并且包括脑电信号序列与自身相减,因此,获得 $19 \times 19$ 个差值时间序列。

[0045] 优选地,按顺序排列多个所述差值时间序列,构建网络矩阵,所述网络矩阵为网络元胞。

[0046] 具体地,如图2所示,将 $19 \times 19$ 个差值时间序列按顺序排列,构建出一个网络矩阵,该网络矩阵为EEG网络元胞(EGCell)。

[0047] 优选地,如图3所示,差值时间序列可表示为 $u(i)$ ,窗宽可表示为 $w$ ,所述确定每个

所述差值时间序列的Hurst值,获得多个所述Hurst值具体包括如下步骤:

[0048] 以预设的窗宽 $w$ 对所述差值时间序列 $u(i)$ 进行分割,获得多个相邻且互有重叠区域的窗口。

[0049] 具体地,每个窗口包括 $2n+1$ 个数据点, $n$ 与 $w$ 取值相同, $n=1,2,3,\dots$ ,重叠区域包括 $n+1$ 个数据点。

[0050] 对所述窗口中的数据进行拟合,获得与所述差值时间序列 $u(i)$ 对应的拟合值时间序列,拟合值时间序列可用 $v(i)$ 表示。

[0051] 具体地,可用 $i$ 和 $i+1$ 表示任意两个相邻的所述窗口,首先对窗口 $i$ 中的数据进行 $M$ 阶多项式拟合,获得拟合值 $y^{(i)}(l_1)$ , $l_1$ 为窗口 $i$ 的 $2n+1$ 个数据点中的任意一个,并对窗口 $i+1$ 中的数据进行 $M$ 阶多项式拟合,获得拟合值 $y^{(i+1)}(l_2)$ , $l_2$ 为窗口 $i+1$ 的 $2n+1$ 个数据点中的任意一个。

[0052] 可用 $c$ 表示窗口 $i$ 和窗口 $i+1$ 之间的重叠区域, $l$ 为重叠区域 $c$ 的 $n+1$ 个数据点中的任意一个,对重叠区域 $c$ 中的数据进行加权拟合,其公式为:

$$[0053] \quad y^{(c)}(l) = w_1 y^{(i)}(l) + w_2 y^{(i+1)}(l),$$

[0054] 其中, $w_1 = 1 - \frac{1-l}{n}$ ,  $w_2 = \frac{1-l}{n}$ ,也可表示为 $w_1 = 1 - \frac{d_1}{n}$ ,  $w_2 = \frac{d_2}{n}$ , $d_1$ 为数据 $l$ 到窗口 $i$ 的中点的距离, $d_2$ 为数据 $l$ 到窗口 $i+1$ 的中点的距离。

[0055] 根据上述计算,获得窗口 $i$ 和窗口 $i+1$ 中每个数据的拟合值,将每个拟合值与差值时间序列 $u(i)$ 的数据对应排列,获得拟合值时间序列 $v(i)$ ,如图4所示。

[0056] 确定所述差值时间序列 $u(i)$ 与所述拟合值时间序列 $v(i)$ 的残差,获得残差时间序列,残差时间序列可用 $[u(i) - v(i)]$ 表示。

[0057] 具体地,差值时间序列 $u(i)$ 与拟合值时间序列 $v(i)$ 在同一时间刻度下,用任意时刻对应的差值时间序列 $u(i)$ 的数据减去拟合值时间序列 $v(i)$ 的数据,得到在该时间刻度下的所有残差,以该时间刻度排列所有残差,就获得残差时间序列 $[u(i) - v(i)]$ 。

[0058] 确定所述残差时间序列的标准差,所述标准差与所述窗宽对应。

[0059] 具体地,标准差可用 $F(w)$ 表示,其计算公式为:

$$[0060] \quad F(w) = \left[ \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (u(i) - v(i))^2 \right]^{\frac{1}{2}}, \text{该标准差} F(w) \text{与该窗宽} w \text{一一对应。}$$

[0061] 根据多个不同的所述窗宽对所述差值时间序列进行处理,获得多个所述标准差,根据所述标准差和所述窗宽进行拟合,获得拟合线,确定所述拟合线的斜率,所述斜率为所述Hurst值,如图5所示。

[0062] 具体地,依次取窗宽 $w=1,2,3,\dots$ ,通过上述运算,得到与每个窗宽 $w$ 对应的标准差 $F(w)$ ,以2为底分别求窗宽 $w$ 的对数 $\log_2 w$ 和标准差 $F(w)$ 的对数 $\log_2 F(w)$ ,基于窗宽 $w$ 的变化,可以获得多个 $\log_2 w$ 和 $\log_2 F(w)$ ,根据多个 $\log_2 w$ 和 $\log_2 F(w)$ 进行拟合,以 $\log_2 w$ 为横坐标,以 $\log_2 F(w)$ 为纵坐标,通过线性回归,绘制出拟合线,拟合线为一条斜线,代表 $\log_2 w$ 和 $\log_2 F(w)$ 之间的线性关系,通过计算获得该拟合线的斜率,该斜率即为差值时间序列 $u(i)$ 的Hurst值。分别对EEG网络元胞(ECe11)中的每个差值时间序列进行上述运算,就能获得每个差值序列的Hurst值,共有 $19 \times 19$ 个。

[0063] 优选地,所述脑电信号时间序列与导联一一对应,所述根据多个所述Hurst值构建EEG脑功能网络具体包括如下步骤:

[0064] 以所述导联作为节点,以所述Hurst值作为所述节点间的关系,构建所述EEG脑功能网络。

[0065] 具体地,由上述内容可知,由于差值时间序列是两个导联脑电信号时间序列相减获得的,因此Hurst值代表两个导联脑电信号时间序列间的关系,可用于描述两个导联间的关系。以导联作为节点,导联对应大脑的脑区,以Hurst值作为节点间的关系,将19个导联连接起来,就能构建出EEG脑功能网络。

[0066] 下面以睡眠-觉醒周期的脑电信号为示例,对本发明的一种EEG脑功能网络构建方法及EEG脑功能网络的一种应用场景做进一步的说明。

[0067] 获取多份脑电信号,通过人工阅图,将脑电信号分为清醒、思睡、睡眠I期、睡眠II期和慢波睡眠期的脑电信号,可通过后头部 $\alpha$ 节律来判断清醒脑电信号、通过 $\alpha$ 节律解体来判断思睡脑电信号、通过顶尖波来判断睡眠I期脑电信号、通过睡眠纺锤来判断睡眠II期脑电信号及通过中高波幅 $\delta$ 节律来判断慢波睡眠期脑电信号。

[0068] 本实施例中获取了431份脑电信号,通过人工阅图,其中,清醒脑电信号100份、思睡脑电信号100份、睡眠I期脑电信号96份、睡眠II期脑电信号92份、慢波睡眠脑电信号43份。每个脑电信号都包括19个导联脑电信号,根据上述方法构建上述脑电信号对应的EEG脑功能网络,如图6所示,图中节点为导联,节点间的连线为对应两个导联之间的Hurst值。

[0069] 可根据构建的EEG脑功能网络,结合诊断试验方法,筛选出灵敏度高及特异度高的导联,用于睡眠监测,对特定的睡眠-觉醒状态进行监测时,只需采用该导联就可以得到精准度高的脑电信号,不需再设置全部19个导联。

[0070] 通过诊断试验方法,以人工阅图结果作为金标准,将通过EEG脑功能网络判断的结果与金标准比对,本实施例中,通过比对获得能够同时区分清醒及慢波睡眠期的导联,经过诊断试验筛查,获得满足上述条件的导联 $F_z-O_2$ 、 $C_z-O_2$ 、 $P_z-O_2$ 、 $C_3-O_2$ 、 $C_4-O_2$ 。

[0071] 上述导联对应的EEG脑功能网络的诊断试验结果如表1所示:

[0072] 表1诊断试验结果

[0073]

导联	清醒						慢波睡眠期					
	截点	+	-	假阴性率	假阳性率	约登系数	截点	+	-	假阴性率	假阳性率	约登系数
F <sub>Z</sub> -O <sub>2</sub>	0.8723	83	57	17.00%	17.22%	65.78%	1.1016	36	69	16.28%	17.38%	66.34%
		17	274					7	328			
C <sub>Z</sub> -O <sub>2</sub>	0.8893	81	45	19.00%	13.60%	67.40%	1.223	36	30	16.28%	7.73%	75.99%
		19	286					7	358			
P <sub>Z</sub> -O <sub>2</sub>	0.824	75	38	25.00%	11.48%	63.52%	1.0882	38	67	11.63%	17.27%	71.10%
		25	293					5	321			
C <sub>3</sub> -O <sub>2</sub>	0.8529	80	66	20.00%	19.94%	60.06%	1.0943	36	56	16.28%	14.43%	69.29%
		20	265					7	332			
C <sub>4</sub> -O <sub>2</sub>	0.8936	84	69	16.00%	20.85%	63.15%	1.0665	37	79	13.95%	20.36%	65.69%
		16	262					6	309			

[0074] 因此,在进行睡眠监测,判断大脑处于清醒还是慢波睡眠期时,只需获取F<sub>Z</sub>-O<sub>2</sub>、C<sub>Z</sub>-O<sub>2</sub>、P<sub>Z</sub>-O<sub>2</sub>、C<sub>3</sub>-O<sub>2</sub>、C<sub>4</sub>-O<sub>2</sub>五种导联中的至少一种对应的脑电信号,就能够得到准确的判断结果。

[0075] 如图7所示,本发明实施例提供一种EEG脑功能网络构建装置,所述装置包括:

[0076] 获取模块,获取多个不同的脑电信号时间序列。

[0077] 第一处理模块,确定所述脑电信号时间序列两两之间的差值,获得多个差值时间序列。

[0078] 第二处理模块,基于自适应去趋势法,确定每个所述差值时间序列的Hurst值,获得多个所述Hurst值。

[0079] 构建模块,根据多个所述Hurst值构建EEG脑功能网络。

[0080] 优选地,所述第一处理模块具体用于:

[0081] 对于任意两个所述脑电信号时间序列,确定同一时刻的两个所述脑电信号时间序列中的脑电数据的差值,获得一个所述差值时间序列。

[0082] 遍历所有所述脑电信号时间序列,分别确定每个所述脑电信号时间序列与其它所述脑电信号时间序列的差值,获得多个所述差值时间序列。

[0083] 优选地,按顺序排列多个所述差值时间序列,构建网络矩阵,所述网络矩阵为网络元胞。

[0084] 优选地,所述第二处理模块具体用于:

[0085] 以预设的窗宽对所述差值时间序列进行分割,获得多个相邻且互有重叠区域的窗口。

[0086] 对所述窗口中的数据进行拟合,获得与所述差值时间序列对应的拟合值时间序列。

[0087] 确定所述差分时间序列与所述拟合值时间序列的残差,获得残差时间序列。

[0088] 确定所述残差时间序列的标准差。

[0089] 根据多个不同的所述窗宽对所述差值时间序列进行处理,获得多个所述标准差,根据所述标准差和所述窗宽进行拟合,获得拟合线,确定所述拟合线的斜率,所述斜率为所述Hurst值。

[0090] 本发明另一实施例提供了一种EEG脑功能网络构建装置,所述装置包括存储器和处理器;

[0091] 所述存储器,用于存储计算机程序。

[0092] 所述处理器,用于当执行所述计算机程序时,实现如上所述的EEG脑功能网络构建方法。

[0093] 本发明再一实施例提供了一种计算机可读存储介质,所述存储介质上存储有计算机程序,当所述计算机程序被处理器执行时,实现如上所述的EEG脑功能网络构建方法。

[0094] 以上所述仅为本发明的较佳实施例,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、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

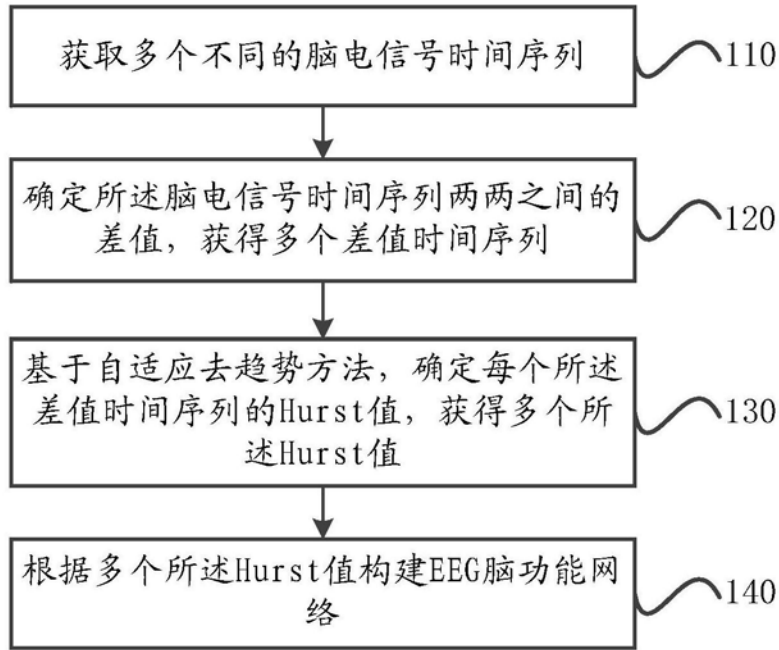


图1

Fp2-Fp2	Fp2-F4	Fp2-C4	Fp2-P4	Fp2-O2	Fp2-F8	Fp2-T4	Fp2-T6	Fp2-Fz	Fp2-Cz	Fp2-Pz	Fp2-T5	Fp2-T3	Fp2-F7	Fp2-O1	Fp2-P3	Fp2-C3	Fp2-F3	Fp2-Fp1
F4-Fp2	F4-F4	F4-C4	F4-P4	F4-O2	F4-F8	F4-T4	F4-T6	F4-Fz	F4-Cz	F4-Pz	F4-T5	F4-T3	F4-F7	F4-O1	F4-P3	F4-C3	F4-F3	F4-Fp1
C4-Fp2	C4-F4	C4-C4	C4-P4	C4-O2	C4-F8	C4-T4	C4-T6	C4-Fz	C4-Cz	C4-Pz	C4-T5	C4-T3	C4-F7	C4-O1	C4-P3	C4-C3	C4-F3	C4-Fp1
P4-Fp2	P4-F4	P4-C4	P4-P4	P4-O2	P4-F8	P4-T4	P4-T6	P4-Fz	P4-Cz	P4-Pz	P4-T5	P4-T3	P4-F7	P4-O1	P4-P3	P4-C3	P4-F3	P4-Fp1
O2-Fp2	O2-F4	O2-C4	O2-P4	O2-O2	O2-F8	O2-T4	O2-T6	O2-Fz	O2-Cz	O2-Pz	O2-T5	O2-T3	O2-F7	O2-O1	O2-P3	O2-C3	O2-F3	O2-Fp1
F8-Fp2	F8-F4	F8-C4	F8-P4	F8-O2	F8-F8	F8-T4	F8-T6	F8-Fz	F8-Cz	F8-Pz	F8-T5	F8-T3	F8-F7	F8-O1	F8-P3	F8-C3	F8-F3	F8-Fp1
T4-Fp2	T4-F4	T4-C4	T4-P4	T4-O2	T4-F8	T4-T4	T4-T6	T4-Fz	T4-Cz	T4-Pz	T4-T5	T4-T3	T4-F7	T4-O1	T4-P3	T4-C3	T4-F3	T4-Fp1
T6-Fp2	T6-F4	T6-C4	T6-P4	T6-O2	T6-F8	T6-T4	T6-T6	T6-Fz	T6-Cz	T6-Pz	T6-T5	T6-T3	T6-F7	T6-O1	T6-P3	T6-C3	T6-F3	T6-Fp1
Fz-Fp2	Fz-F4	Fz-C4	Fz-P4	Fz-O2	Fz-F8	Fz-T4	Fz-T6	Fz-Fz	Fz-Cz	Fz-Pz	Fz-T5	Fz-T3	Fz-F7	Fz-O1	Fz-P3	Fz-C3	Fz-F3	Fz-Fp1
Cz-Fp2	Cz-F4	Cz-C4	Cz-P4	Cz-O2	Cz-F8	Cz-T4	Cz-T6	Cz-Fz	Cz-Cz	Cz-Pz	Cz-T5	Cz-T3	Cz-F7	Cz-O1	Cz-P3	Cz-C3	Cz-F3	Cz-Fp1
Pz-Fp2	Pz-F4	Pz-C4	Pz-P4	Pz-O2	Pz-F8	Pz-T4	Pz-T6	Pz-Fz	Pz-Cz	Pz-Pz	Pz-T5	Pz-T3	Pz-F7	Pz-O1	Pz-P3	Pz-C3	Pz-F3	Pz-Fp1
T5-Fp2	T5-F4	T5-C4	T5-P4	T5-O2	T5-F8	T5-T4	T5-T6	T5-Fz	T5-Cz	T5-Pz	T5-T5	T5-T3	T5-F7	T5-O1	T5-P3	T5-C3	T5-F3	T5-Fp1
T3-Fp2	T3-F4	T3-C4	T3-P4	T3-O2	T3-F8	T3-T4	T3-T6	T3-Fz	T3-Cz	T3-Pz	T3-T5	T3-T3	T3-F7	T3-O1	T3-P3	T3-C3	T3-F3	T3-Fp1
F7-Fp2	F7-F4	F7-C4	F7-P4	F7-O2	F7-F8	F7-T4	F7-T6	F7-Fz	F7-Cz	F7-Pz	F7-T5	F7-T3	F7-F7	F7-O1	F7-P3	F7-C3	F7-F3	F7-Fp1
O1-Fp2	O1-F4	O1-C4	O1-P4	O1-O2	O1-F8	O1-T4	O1-T6	O1-Fz	O1-Cz	O1-Pz	O1-T5	O1-T3	O1-F7	O1-O1	O1-P3	O1-C3	O1-F3	O1-Fp1
P3-Fp2	P3-F4	P3-C4	P3-P4	P3-O2	P3-F8	P3-T4	P3-T6	P3-Fz	P3-Cz	P3-Pz	P3-T5	P3-T3	P3-F7	P3-O1	P3-P3	P3-C3	P3-F3	P3-Fp1
C3-Fp2	C3-F4	C3-C4	C3-P4	C3-O2	C3-F8	C3-T4	C3-T6	C3-Fz	C3-Cz	C3-Pz	C3-T5	C3-T3	C3-F7	C3-O1	C3-P3	C3-C3	C3-F3	C3-Fp1
F3-Fp2	F3-F4	F3-C4	F3-P4	F3-O2	F3-F8	F3-T4	F3-T6	F3-Fz	F3-Cz	F3-Pz	F3-T5	F3-T3	F3-F7	F3-O1	F3-P3	F3-C3	F3-F3	F3-Fp1
Fp1-Fp2	Fp1-F4	Fp1-C4	Fp1-P4	Fp1-O2	Fp1-F8	Fp1-T4	Fp1-T6	Fp1-Fz	Fp1-Cz	Fp1-Pz	Fp1-T5	Fp1-T3	Fp1-F7	Fp1-O1	Fp1-P3	Fp1-C3	Fp1-F3	Fp1-Fp1

图2

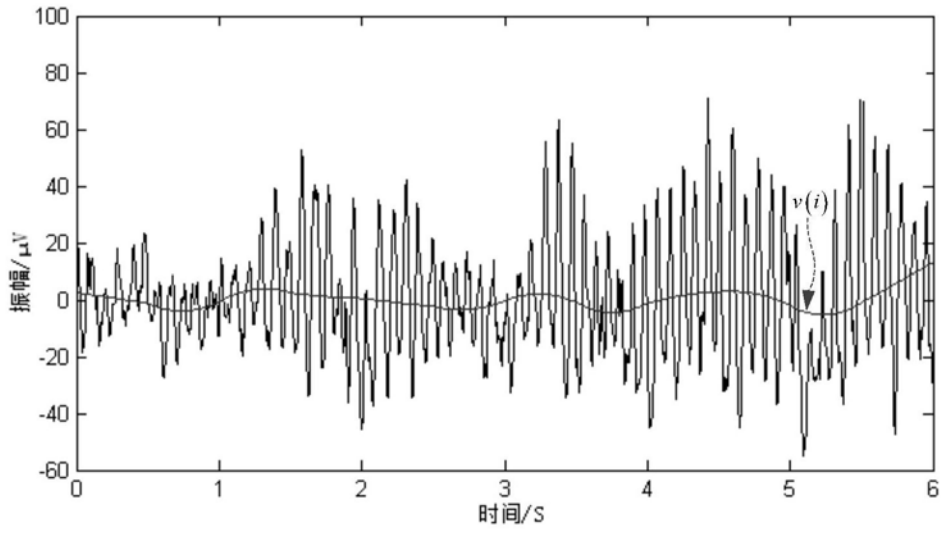


图3

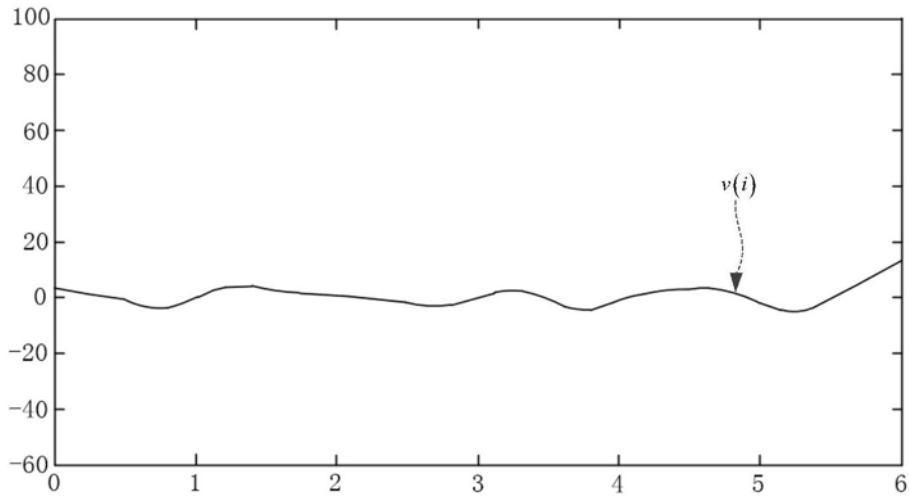


图4

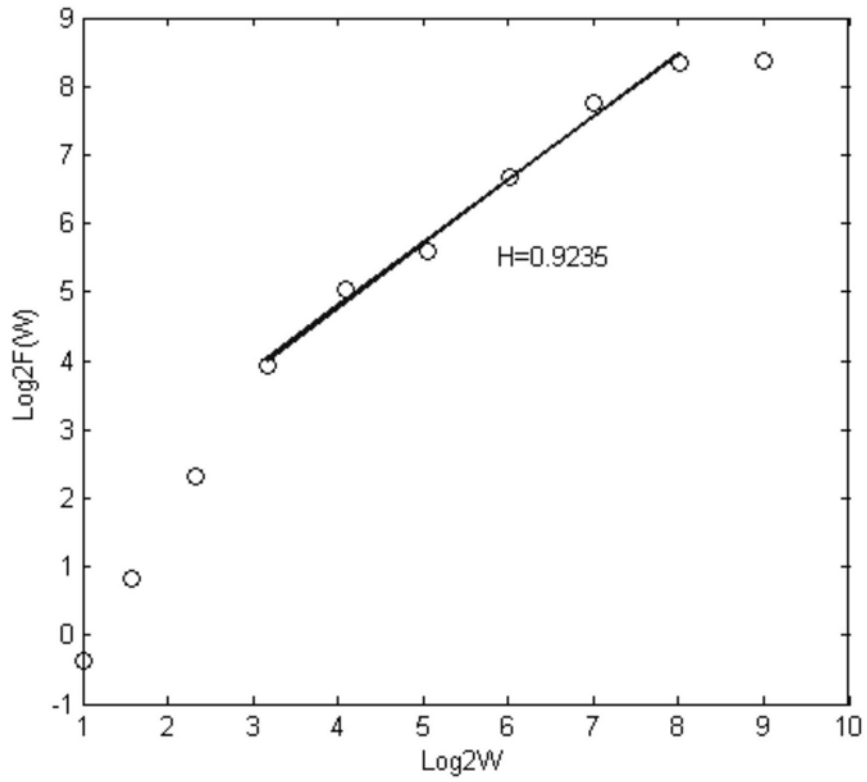


图5

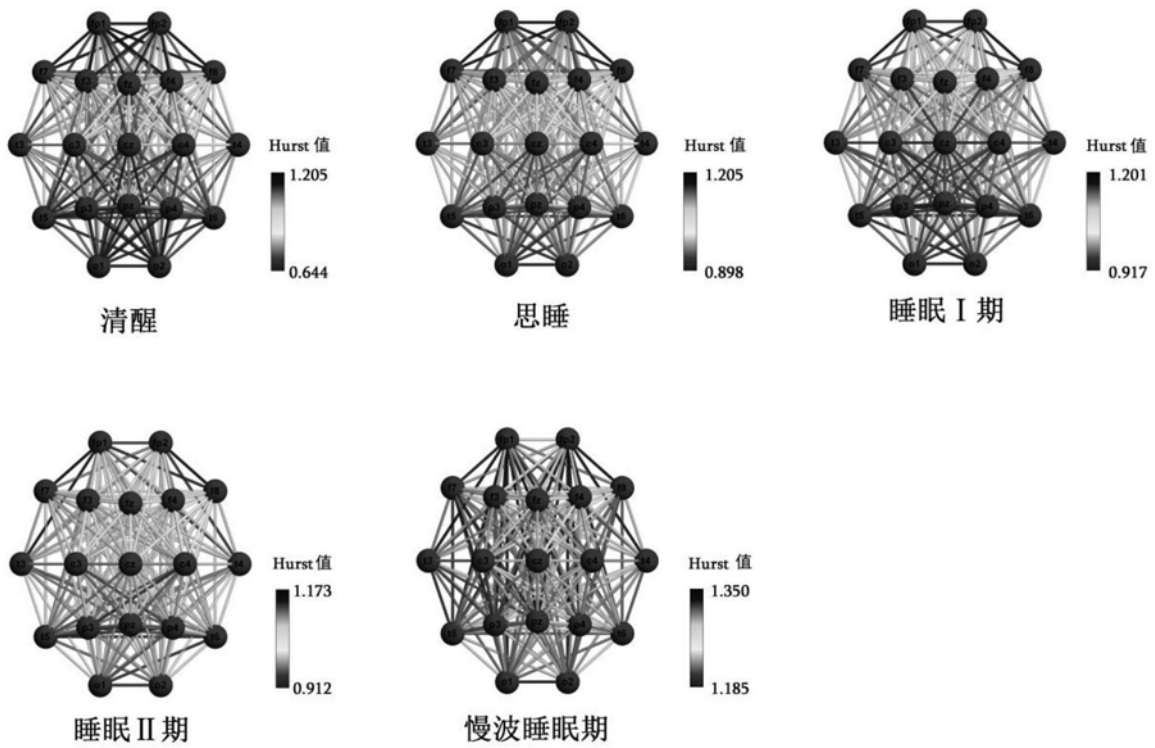


图6

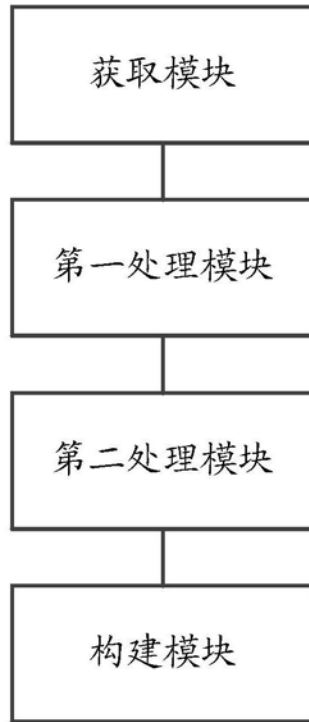


图7

专利名称(译)	一种EEG脑功能网络构建方法、装置及存储介质		
公开(公告)号	<a href="#">CN109700458A</a>	公开(公告)日	2019-05-03
申请号	CN201910032818.4	申请日	2019-01-14
[标]申请(专利权)人(译)	广西医科大学第一附属医院 北京师范大学		
申请(专利权)人(译)	广西医科大学第一附属医院 北京师范大学		
当前申请(专利权)人(译)	广西医科大学第一附属医院 北京师范大学		
[标]发明人	吴原 高剑波 黄琪		
发明人	吴原 高剑波 黄琪		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种EEG脑功能网络构建方法、装置及存储介质，该方法包括如下步骤：获取多个不同的脑电信号时间序列；确定所述脑电信号时间序列两两之间的差值，获得多个差值时间序列；基于自适应去趋势方法，确定每个所述差值时间序列的Hurst值，获得多个所述Hurst值；根据多个所述Hurst值构建EEG脑功能网络。本发明的技术方案能够获得准确地Hurst值，通过Hurst值能准确地反映脑电波特性变化，具有较好的鲁棒性。

