



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109924970 A

(43)申请公布日 2019.06.25

(21)申请号 201910318540.7

(22)申请日 2019.04.19

(71)申请人 李文玲

地址 050000 河北省石家庄市裕华区槐中
路152号3栋2单元301

申请人 王长明 周娜静

(72)发明人 李文玲 王长明 周娜静

(74)专利代理机构 石家庄国为知识产权事务所
13120

代理人 谢茵

(51)Int.Cl.

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

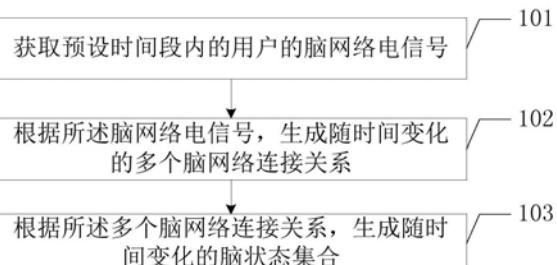
权利要求书2页 说明书8页 附图2页

(54)发明名称

脑网络电信号分析的方法及终端设备

(57)摘要

本发明适用于癫痫诊断技术领域，提供了一种脑网络电信号分析的方法及终端设备，该方法包括：获取预设时间段内的用户的脑网络电信号；根据所述脑网络电信号，生成随时间变化的多个脑网络连接关系；根据所述多个脑网络连接关系，生成随时间变化的脑状态集合，从而可以辅助致痫灶定位和确定癫痫发作时间，以解决现有技术中采用人眼观察分析脑网络电信号时，导致工作量大、效率低的问题。



1. 一种脑网络电信号分析的方法,其特征在于,包括:
获取预设时间段内的用户的脑网络电信号;
根据所述脑网络电信号,生成随时间变化的多个脑网络连接关系;
根据所述多个脑网络连接关系,生成随时间变化的脑状态集合,所述脑状态集合用于辅助致痫灶定位和确定癫痫发作时间。
2. 如权利要求1所述的脑网络电信号分析的方法,其特征在于,所述脑网络电信号包括立体定向脑电图SEEG信号。
3. 如权利要求2所述的脑网络电信号分析的方法,其特征在于,所述根据所述脑网络电信号,生成随时间变化的多个脑网络连接关系,包括:
根据所述SEEG信号,计算脑网络中任意两个节点之间的相干性,所述节点为获取所述SEEG信号采用的电极触点,一个电极触点对应一个节点;
根据计算获得的脑网络中任意两个节点之间的相干性,生成随时间变化的多个脑网络连接矩阵。
4. 如权利要求3所述的脑网络电信号分析的方法,其特征在于,所述根据所述SEEG信号,计算预设频带中两个节点之间的相干性,包括:
根据所述SEEG信号,获取任意两个节点对应的两个SEEG信号;
对获取的两个SEEG信号进行预处理,获取预处理后的两个SEEG信号;
分别获取预处理后的两个SEEG信号对应的自频谱密度;
根据获取的自频谱密度,计算预处理后的两个SEEG信号的交互频谱密度;
根据所述自频谱密度和所述交互频谱密度,计算脑网络中预设频带中两个节点之间的相干性。
5. 如权利要求4所述的脑网络电信号分析的方法,其特征在于,所述根据所述自频谱密度和所述交互频谱密度,计算脑网络中预设频带中两个节点之间的相干性,包括:
$$\text{根据 } C_{xy} = \frac{|G_{xy}|^2}{G_{xx} G_{yy}}$$
, 计算脑网络中预设频带中两个节点之间的相干性,所述 C_{xy} 表示节点(x,y)之间的相干性,所述 G_{xx} 表示节点x的自频谱密度,所述 G_{yy} 表示节点y的自频谱密度,所述 G_{xy} 表示节点(x,y)的交互频谱密度。
6. 如权利要求3所述的脑网络电信号分析的方法,其特征在于,所述根据所述多个脑网络连接关系,生成随时间变化的脑状态集合,包括:
根据多个脑网络连接矩阵,对脑网络的每个节点按照重要性进行排序;
采用K-means聚类法将排序后的节点聚类为不同的脑状态;
根据不同的脑状态,生成一个随时间变化的脑状态集合。
7. 如权利要求6所述的脑网络电信号分析的方法,其特征在于,所述根据多个脑网络连接矩阵,对脑网络的每个节点按照重要性进行排序,包括:
根据多个脑网络连接矩阵,确定所述脑网络连接矩阵中最大特征值对应的特征向量为等级中心向量;
根据所述等级中心向量,对预设时刻脑网络的每个节点按照重要性进行排序。
8. 如权利要求1至7中任一项所述的脑网络电信号分析的方法,其特征在于,在获取预

设时间段内的癫痫患者的脑网络电信号后,通过可视化方式对脑网络电信号进行分析,并且显示分析过程中产生的结果。

9. 一种脑网络电信号分析的装置,其特征在于,包括:

第一获取模块,用于获取预设时间段内的用户的脑网络电信号;

生成模块,用于根据所述脑网络电信号,生成随时间变化的多个脑网络连接关系;

分析模块,用于根据所述多个脑网络连接关系,生成随时间变化的脑状态集合,所述脑状态集合用于辅助致痫灶定位和确定癫痫发作时间。

10. 一种终端设备,包括存储器、处理器以及存储在所述存储器中并可在所述处理器上运行的计算机程序,其特征在于,所述处理器执行所述计算机程序时实现如权利要求1至8任一项所述方法的步骤。

脑网络电信号分析的方法及终端设备

技术领域

[0001] 本发明属于癫痫诊断技术领域,尤其涉及一种脑网络电信号分析的方法及终端设备。

背景技术

[0002] 神经细胞的电活动是各种脑认知功能实现的基础,脑电图是脑功能的直接反应。脑电波的异常改变也与多种神经精神疾病密切相关,对大量有效脑网络电信号数据的分析对神经精神疾病的预警和早期诊断中具有非常重要的意义。脑网络电信号作为癫痫诊断的金标准,癫痫病灶定位的重要手段,在癫痫诊治中作用尤其重要。

[0003] 目前,对于癫痫患者在发作期和发作间期的脑网络电信号的特征采用的方法主要是目测法,需要有经验的脑电图医生肉眼观察每个通道的脑电图信号,寻找可能作为发作起始区域的特征。但是,由于电极植入量巨大,通常超过100个触点,这可能是个极为耗时的过程。并且在很多病例中,单个通道的活动可能受到包含其邻近区域的多个通道在内的功能网络的影响,因此不能简单地靠肉眼观察识别。

发明内容

[0004] 有鉴于此,本发明实施例提供了一种脑网络电信号分析的方法及终端设备,以解决现有技术中采用人眼观察分析脑网络电信号时,导致工作量大、效率低的问题。

[0005] 本发明实施例的第一方面提供了一种脑网络电信号分析的方法,包括:

[0006] 获取预设时间段内的用户的脑网络电信号;

[0007] 根据所述脑网络电信号,生成随时间变化的多个脑网络连接关系;

[0008] 根据所述多个脑网络连接关系,生成随时间变化的脑状态集合,所述脑状态集合用于辅助致痫灶定位和确定癫痫发作时间。

[0009] 在一实施例中,所述脑网络电信号包括立体定向脑电图SEEG信号。

[0010] 在一实施例中,所述根据所述脑网络电信号,生成随时间变化的多个脑网络连接关系,包括:

[0011] 根据所述SEEG信号,计算脑网络中任意两个节点之间的相干性,所述节点为获取所述SEEG信号采用的电极触点,一个电极触点对应一个节点;

[0012] 根据计算获得的脑网络中任意两个节点之间的相干性,生成随时间变化的多个脑网络连接矩阵。

[0013] 在一实施例中,所述根据所述SEEG信号,计算预设频带中两个节点之间的相干性,包括:

[0014] 根据所述SEEG信号,获取任意两个节点对应的两个SEEG信号;

[0015] 对获取的两个SEEG信号进行预处理,获取预处理后的两个SEEG信号;

[0016] 分别获取预处理后的两个SEEG信号对应的自频谱密度;

[0017] 根据获取的自频谱密度,计算预处理后的两个SEEG信号的交互频谱密度;

[0018] 根据所述自频谱密度和所述交互频谱密度,计算脑网络中预设频带中两个节点之间的相干性。

[0019] 在一实施例中,所述根据所述自频谱密度和所述交互频谱密度,计算脑网络中预设频带中两个节点之间的相干性,包括:

[0020] 根据 $C_{xy} = \frac{|G_{xy}|^2}{G_{xx}G_{yy}}$,计算脑网络中预设频带中两个节点之间的相干性,所述 C_{xy}

表示节点(x,y)之间的相干性,所述 G_{xx} 表示节点x的自频谱密度,所述 G_{yy} 表示节点y的自频谱密度,所述 G_{xy} 表示节点(x,y)的交互频谱密度。

[0021] 在一实施例中,所述根据所述多个脑网络连接关系,生成随时间变化的脑状态集合,包括:

[0022] 根据多个脑网络连接矩阵,对脑网络的每个节点按照重要性进行排序;

[0023] 采用K-means聚类法将排序后的节点聚类为不同的脑状态;

[0024] 根据不同的脑状态,生成一个随时间变化的脑状态集合。

[0025] 在一实施例中,所述根据多个脑网络连接矩阵,对脑网络的每个节点按照重要性进行排序,包括:

[0026] 根据多个脑网络连接矩阵,确定所述脑网络连接矩阵中最大特征值对应的特征向量为等级中心向量;

[0027] 根据所述等级中心向量,对预设时刻脑网络的每个节点按照重要性进行排序。

[0028] 在一实施例中,在获取预设时间段内的癫痫患者的脑网络电信号后,通过可视化方式对脑网络电信号进行分析,并且显示分析过程中产生的结果。

[0029] 本发明实施例的第二方面提供了一种脑网络电信号分析的装置,包括:

[0030] 第一获取模块,用于获取预设时间段内的用户的脑网络电信号;

[0031] 生成模块,用于根据所述脑网络电信号,生成随时间变化的多个脑网络连接关系;

[0032] 分析模块,用于根据所述多个脑网络连接关系,生成随时间变化的脑状态集合,所述脑状态集合用于辅助致痫灶定位和确定癫痫发作时间。

[0033] 本发明实施例的第三方面提供了一种终端设备,包括:存储器、处理器以及存储在所述存储器中并可在所述处理器上运行的计算机程序,所述处理器执行所述计算机程序时实现如脑网络电信号分析的方法所述的步骤。

[0034] 本发明实施例与现有技术相比存在的有益效果是:获取预设时间段内的用户的脑网络电信号;根据所述脑网络电信号,生成随时间变化的多个脑网络连接关系;根据所述多个脑网络连接关系,生成随时间变化的脑状态集合,从而可以辅助致痫灶定位和确定癫痫发作时间,以解决现有技术中采用人眼观察分析脑网络电信号时,导致工作量大、效率低的问题。

附图说明

[0035] 为了更清楚地说明本发明实施例中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述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。

- [0036] 图1是本发明实施例提供的脑网络电信号分析的方法的实现流程示意图；
- [0037] 图2是本发明实施例提供的生成随时间变化的多个脑网络连接关系的流程示意图；
- [0038] 图3是本发明实施例提供的对多个脑网络连接矩阵进行分析的流程示意图；
- [0039] 图4是本发明实施例提供的脑网络电信号分析的装置的示例图；
- [0040] 图5是本发明实施例提供的终端设备的示意图。

具体实施方式

[0041] 以下描述中,为了说明而不是为了限定,提出了诸如特定系统结构、技术之类的具体细节,以便透彻理解本发明实施例。然而,本领域的技术人员应当清楚,在没有这些具体细节的其它实施例中也可以实现本发明。在其它情况中,省略对众所周知的系统、装置、电路以及方法的详细说明,以免不必要的细节妨碍本发明的描述。

[0042] 为了说明本发明所述的技术方案,下面通过具体实施例来进行说明。

[0043] 图1为本发明实施例提供的脑网络电信号分析的方法的实现流程示意图,详述如下。

[0044] 步骤101,获取预设时间段内的用户的脑网络电信号。

[0045] 可选的,步骤101中所述的用户可以为癫痫患者。所述脑网络电信号包括立体定向脑电图(Stereo electro encephalo graphy,SEEG)信号。预设时间段可以根据需求进行设定,可选的,预设时间段可以为包括癫痫发作时刻的一段时间,例如,预设时间段可以为癫痫发作时刻前60秒至癫痫发作结束后60秒的时间段。

[0046] 癫痫病灶的精确定位是手术切除治疗的根本前提,脑电生理检查是癫痫功能定位诊断的必备方法,SEEG技术把定位方法从2D引入3D层面,对大脑进行全方位立体覆盖。将电极定位到可能性较大的癫痫病灶位置,从而可以获得癫痫病灶附近的SEEG信号。

[0047] 步骤102,根据所述脑网络电信号,生成随时间变化的多个脑网络连接关系。

[0048] 可选的,在脑网络中,每个电极触电可以认为是一个节点,通过计算在一个特定频带中两个节点之间的相干性构建这两点之间的连接,通过分析SEEG信号可以计算出随时间变化的脑网络连接关系。

[0049] 可选的,对于脑网络的连接,可以首先设定一个预设时间长度的滑动窗口,例如预设时间长度为5秒,每次可以移动1秒,1秒的电信号的移动轨迹可以代表当前时间点的脑网络连接。

[0050] 可选的,如图2所示,本步骤中生成随时间变化的多个脑网络连接关系时可以包括以下步骤。

[0051] 步骤201,根据所述SEEG信号,计算脑网络中两个节点之间的相干性。

[0052] 步骤201中,所述节点为获取所述SEEG信号采用的电极触点,一个电极触点对应一个节点。

[0053] 可选的,计算脑网络中两个节点之间的相干性,可以包括:根据所述SEEG信号,获取任意两个节点对应的两个SEEG信号;对获取的两个SEEG信号进行预处理,获取预处理后的两个SEEG信号;分别获取预处理后的两个SEEG信号对应的自频谱密度;根据获取的自频

谱密度,计算预处理后的两个SEEG信号的交互频谱密度;根据所述自频谱密度和所述交互频谱密度,计算脑网络中预设频带中两个节点之间的相干性。

[0054] 可选的,在设定的每个5秒滑动窗内,可以在设定一个1秒的滑动窗,每次移动1秒,对于1秒滑动窗,每个节点对应的信号可以被预处理为 S_i , S_i 的自频谱密度被定义为 $|F(S_i)|$,其中 F 代表了离散傅里叶变换。而任意两个节点(i, j)之间的交互频谱密度被定义为 $|F(S_i)|$ 和 $|F(S_j)|$ 的逐点相乘。对于每个5秒滑动窗,任意节点x的自频谱密度可以表示为 G_{xx} ,任意两个通道(x,y)之间的交互频谱密度可以表示为 G_{xy} 。可选的, G_{xx} 和 G_{xy} 可以是5个1秒滑动窗的频谱密度的平均值。

[0055] 可选的,任意两个节点之间的相干性可以根据 $C_{xy} = \frac{|G_{xy}|^2}{G_{xx}G_{yy}}$ 计算,其中,所述 C_{xy} 表示节点(x,y)之间的相干性,所述 G_{xx} 表示节点x的自频谱密度,所述 G_{yy} 表示节点y的自频谱密度,所述 G_{xy} 表示节点(x,y)的交互频谱密度。

[0056] 步骤202,根据计算获得的脑网络中任意两个节点之间的相干性,生成随时间变化的多个脑网络连接矩阵。

[0057] 可选的,对于每个5秒滑动窗进行相干性连接,就可以获得一个随时间变化的多个脑网络连接矩阵。

[0058] 在生成多个脑网络连接关系之后,继续执行步骤103。

[0059] 步骤103,根据所述多个脑网络连接矩阵,生成随时间变化的脑状态集合。

[0060] 步骤103中所述脑状态集合用于辅助致痫灶定位和确定癫痫发作时间。

[0061] 可选的,如图3所示,本步骤对多个脑网络连接矩阵进行分析,可以包括以下步骤。

[0062] 步骤301,根据多个脑网络连接矩阵,对脑网络的每个节点按照重要性进行排序。

[0063] 可选的,本步骤可以根据多个脑网络连接矩阵,确定所述脑网络连接矩阵中最大特征值对应的特征向量为等级中心向量;根据所述等级中心向量,对预设时刻脑网络的每个节点按照重要性进行排序。

[0064] 可选的,可以按照重要性从大到小的顺序进行排序,也可以按照重要性从小到大的顺序进行排序,本申请中不对此进行限定。

[0065] 步骤302,采用K-means聚类法将排序后的节点聚类为不同的脑状态。

[0066] 可选的,K-means算法以类簇数K为参数,将n个样本划分为互不相交的K个类簇,同一类簇中的样本相似度较高,而不同类簇的样本相似度较低,常用的相似度判断是计算样本间的欧氏距离。K-means算法的基本思想是:首先从n个样本集中随机选择K个样本作为初始聚类中心,根据每个样本与各个聚类中心的相似度,将其分配给最相似的聚类中心,得到K个互不相交的类簇集合;然后重新计算每个类簇的新中心,再将每个样本根据相似性原理分配给最近的簇中心重新计算每个类簇的新中心,分配每个样本到距离最近的类簇。这个过程不断重复,直到各个类簇的中心不再变化,得到原始样本集合的K个互不相交的稳定的类簇。可选的,本实施例中n即为节点数,一个节点可以看着一个样本,K的数值可以根据实际需求设置,在此不进行限定。经过K-means聚类处理后的每个类簇可以看作一种脑状态。

[0067] 步骤303,根据不同的脑状态,生成一个随时间变化的脑状态集合。

[0068] 本步骤中随时间变化的脑状态集合描绘的是在每种状态下脑网络中各个节点之

间的连接关系,随时间变化的脑状态集合可以用于癫痫发病进展中不同时段脑状态分析,结合癫痫患者的发作情况,分析记录脑状态的特征性变化,探讨脑网络的演变规律,期望可用于辅助致痫灶定位和癫痫发作预警。

[0069] 可选的,在对根据所述脑网络电信号,生成随时间变化的多个脑网络连接关系,以及根据所述多个脑网络连接关系,生成随时间变化的脑状态集合时,可以通过可视化方式对脑网络电信号进行分析,并且显示分析过程中产生的结果。例如,在当前窗口双击打开需要运行的主程序时,可以点击“运行”按钮,开始运行整个程序;或者在当前窗口双击打开需要运行的主程序时,可以点击“运行并前进”按钮,运行当前光标所在的小节,运行完成后光标移动到下一小节,这样可以将主程序分为若干小节一小节一小节运行。在主程序运行过程中,还可以自行设置断点,程序运行到光标所在位置,即设置的断点前可自行停止,程序中每条语句前面均可设置断点。

[0070] 可选的,在主程序运行过程中,产生的结果可以在窗口的命令行显示,例如,程序运行产生的错误、警告、生成的连接矩阵以及脑状态集合等显示在命令行窗口。

[0071] 上述脑网络电信号分析的方法,通过获取预设时间段内的用户的脑网络电信号;根据所述脑网络电信号,生成随时间变化的多个脑网络连接关系;分析多个脑网络连接关系,生成随时间变化的脑状态集合,从而可以辅助致痫灶定位和确定癫痫发作时间,提高对癫痫手术预后判断的准确性,减少手术失败的风险,解决了现有技术中采用人眼观察分析脑网络电信号时,导致工作量大、效率低的问题。

[0072] 应理解,上述实施例中各步骤的序号的大小并不意味着执行顺序的先后,各过程的执行顺序应以其功能和内在逻辑确定,而不应对本发明实施例的实施过程构成任何限定。

[0073] 对应于上文实施例所述的脑网络电信号分析的方法,图4示出了本发明实施例提供的脑网络电信号分析的装置的示例图。如图4所示,该装置可以包括:第一获取模块401、生成模块402和分析模块403。

[0074] 第一获取模块401,用于获取预设时间段内的用户的脑网络电信号;

[0075] 生成模块402,用于根据所述脑网络电信号,生成随时间变化的多个脑网络连接关系;

[0076] 分析模块403,用于根据所述多个脑网络连接关系,生成随时间变化的脑状态集合,所述脑状态集合用于辅助致痫灶定位和确定癫痫发作时间。

[0077] 可选的,所述脑网络电信号包括立体定向脑电图SEEG信号。

[0078] 可选的,所述生成模块402还可以用于:根据所述SEEG信号,计算脑网络中任意两个节点之间的相干性,所述节点为获取所述SEEG信号采用的电极触点,一个电极触点对应一个节点;以及根据计算获得的脑网络中任意两个节点之间的相干性,生成随时间变化的多个脑网络连接矩阵。

[0079] 可选的,所述生成模块402计算脑网络中任意两个节点之间的相干性时,还可以用于:根据所述SEEG信号,获取任意两个节点对应的两个SEEG信号;对获取的两个SEEG信号进行预处理,获取预处理后的两个SEEG信号;分别获取预处理后的两个SEEG信号对应的自频谱密度;根据获取的自频谱密度,计算预处理后的两个SEEG信号的交互频谱密度;根据所述自频谱密度和所述交互频谱密度,计算脑网络中预设频带中两个节点之间的相干性。

[0080] 可选的,所述生成模块402计算脑网络中预设频带中两个节点之间的相干性时,还可以根据 $C_{xy} = \frac{|G_{xy}|^2}{G_{xx}G_{yy}}$,计算脑网络中预设频带中两个节点之间的相干性,所述 C_{xy} 表示节点(x,y)之间的相干性,所述 G_{xx} 表示节点x的自频谱密度,所述 G_{yy} 表示节点y的自频谱密度,所述 G_{xy} 表示节点(x,y)的交互频谱密度。

[0081] 可选的,所述分析模块403还可以用于根据多个脑网络连接矩阵,对脑网络的每个节点按照重要性进行排序;采用K-means聚类法将排序后的节点聚类为不同的脑状态;根据不同的脑状态,生成一个随时间变化的脑状态集合。

[0082] 可选的,所述分析模块403对脑网络的每个节点按照重要性进行排序时,还可以用于根据多个脑网络连接矩阵,确定所述脑网络连接矩阵中最大特征值对应的特征向量为等级中心向量;根据所述等级中心向量,对预设时刻脑网络的每个节点按照重要性进行排序。

[0083] 可选的,在所述生成模块402和所述分析模块403执行操作时,可以采用可视化方式对脑网络电信号进行分析,并且显示分析过程中产生的结果。

[0084] 上述脑网络电信号分析的装置,通过第一获取模块获取预设时间段内的用户的脑网络电信号;根据所述脑网络电信号,生成模块生成随时间变化的多个脑网络连接关系;分析模块根据所述多个脑网络连接关系,生成随时间变化的脑状态集合,从而可以辅助致痫灶定位和确定癫痫发作时间,也可以提高医务人员的工作效率。

[0085] 图5是本发明一实施例提供的终端设备的示意图。如图5所示,该实施例的终端设备500包括:处理器501、存储器502以及存储在所述存储器502中并可在所述处理器501上运行的计算机程序503,例如脑网络电信号分析的程序。所述处理器501执行所述计算机程序503时实现上述脑网络电信号分析的方法实施例中的步骤,例如图1所示的步骤101至103,或者图2所示的步骤201至步骤202,或者图3所示的步骤301至步骤303,所述处理器501执行所述计算机程序503时实现上述各装置实施例中各模块的功能,例如图4所示模块401至403的功能。

[0086] 示例性的,所述计算机程序503可以被分割成一个或多个程序模块,所述一个或者多个程序模块被存储在所述存储器502中,并由所述处理器501执行,以完成本发明。所述一个或多个程序模块可以是能够完成特定功能的一系列计算机程序指令段,该指令段用于描述所述计算机程序503在所述脑网络电信号分析的装置或者终端设备500中的执行过程。例如,所述计算机程序503可以被分割成第一获取模块401、生成模块402和分析模块403,各模块具体功能如图4所示,在此不再一一赘述。

[0087] 所述终端设备500可以是桌上型计算机、笔记本、掌上电脑及云端服务器等计算设备。所述终端设备可包括,但不仅限于,处理器501、存储器502。本领域技术人员可以理解,图5仅仅是终端设备500的示例,并不构成对终端设备500的限定,可以包括比图示更多或更少的部件,或者组合某些部件,或者不同的部件,例如所述终端设备还可以包括输入输出设备、网络接入设备、总线等。

[0088] 所称处理器501可以是中央处理单元(Central Processing Unit,CPU),还可以是其他通用处理器、数字信号处理器(Digital Signal Processor,DSP)、专用集成电路(Application Specific Integrated Circuit,ASIC)、现成可编程门阵列(Field-

Programmable Gate Array, FPGA) 或者其他可编程逻辑器件、分立门或者晶体管逻辑器件、分立硬件组件等。通用处理器可以是微处理器或者该处理器也可以是任何常规的处理器等。

[0089] 所述存储器502可以是所述终端设备500的内部存储单元,例如终端设备500的硬盘或内存。所述存储器502也可以是所述终端设备500的外部存储设备,例如所述终端设备500上配备的插接式硬盘,智能存储卡 (Smart Media Card, SMC), 安全数字 (Secure Digital, SD) 卡, 闪存卡 (Flash Card) 等。进一步地,所述存储器502还可以既包括所述终端设备500的内部存储单元也包括外部存储设备。所述存储器502用于存储所述计算机程序以及所述终端设备500所需的其他程序和数据。所述存储器502还可以用于暂时地存储已经输出或者将要输出的数据。

[0090] 所属领域的技术人员可以清楚地了解到,为了描述的方便和简洁,仅以上述各功能单元、模块的划分进行举例说明,实际应用中,可以根据需要而将上述功能分配由不同的功能单元、模块完成,即将所述装置的内部结构划分成不同的功能单元或模块,以完成以上描述的全部或者部分功能。实施例中的各功能单元、模块可以集成在一个处理单元中,也可以是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中,上述集成的单元既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件功能单元的形式实现。另外,各功能单元、模块的具体名称也只是为了便于相互区分,并不用于限制本申请的保护范围。上述系统中单元、模块的具体工作过程,可以参考前述方法实施例中的对应过程,在此不再赘述。

[0091] 在上述实施例中,对各个实施例的描述都各有侧重,某个实施例中没有详述或记载的部分,可以参见其它实施例的相关描述。

[0092] 本领域普通技术人员可以意识到,结合本文中所公开的实施例描述的各示例的单元及算法步骤,能够以电子硬件、或者计算机软件和电子硬件的结合来实现。这些功能究竟以硬件还是软件方式来执行,取决于技术方案的特定应用和设计约束条件。专业技术人员可以对每个特定的应用来使用不同方法来实现所描述的功能,但是这种实现不应认为超出本发明的范围。

[0093] 在本发明所提供的实施例中,应该理解到,所揭露的装置/终端设备和方法,可以通过其它的方式实现。例如,以上所描述的装置/终端设备实施例仅仅是示意性的,例如,所述模块或单元的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通讯连接可以是通过一些接口,装置或单元的间接耦合或通讯连接,可以是电性,机械或其它的形式。

[0094] 所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的,作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

[0095] 另外,在本发明各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中,也可以是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。上述集成的单元既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件功能单元的形式实现。

[0096] 所述集成的模块/单元如果以软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或

使用时,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解,本发明实现上述实施例方法中的全部或部分流程,也可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成,所述的计算机程序可存储于一计算机可读存储介质中,该计算机程序在被处理器执行时,可实现上述各个方法实施例的步骤。。其中,所述计算机程序包括计算机程序代码,所述计算机程序代码可以为源代码形式、对象代码形式、可执行文件或某些中间形式等。所述计算机可读介质可以包括:能够携带所述计算机程序代码的任何实体或装置、记录介质、U盘、移动硬盘、磁碟、光盘、计算机存储器、只读存储器(ROM, Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM, Random Access Memory)、电载波信号、电信信号以及软件分发介质等。需要说明的是,所述计算机可读介质包含的内容可以根据司法管辖区内立法和专利实践的要求进行适当的增减,例如在某些司法管辖区,根据立法和专利实践,计算机可读介质不包括电载波信号和电信信号。

[0097] 以上所述实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的精神和范围,均应包含在本发明的保护范围之内。

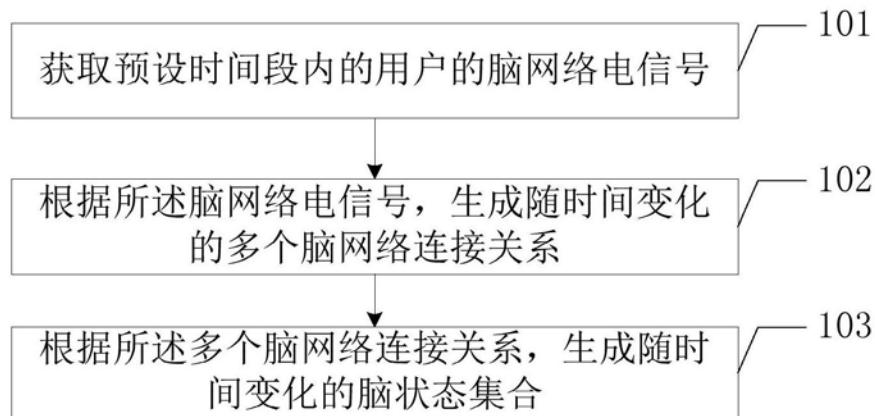


图1

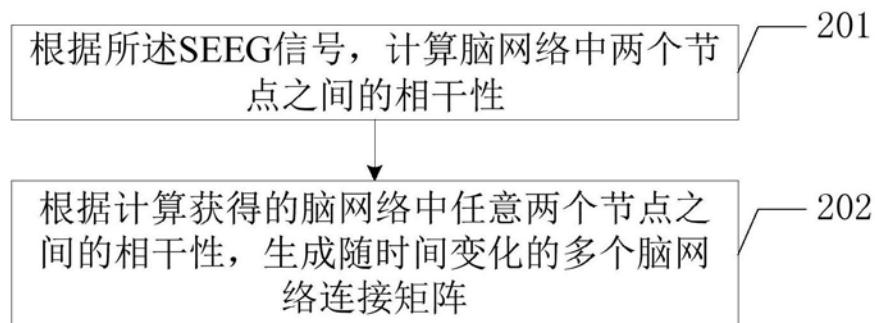


图2

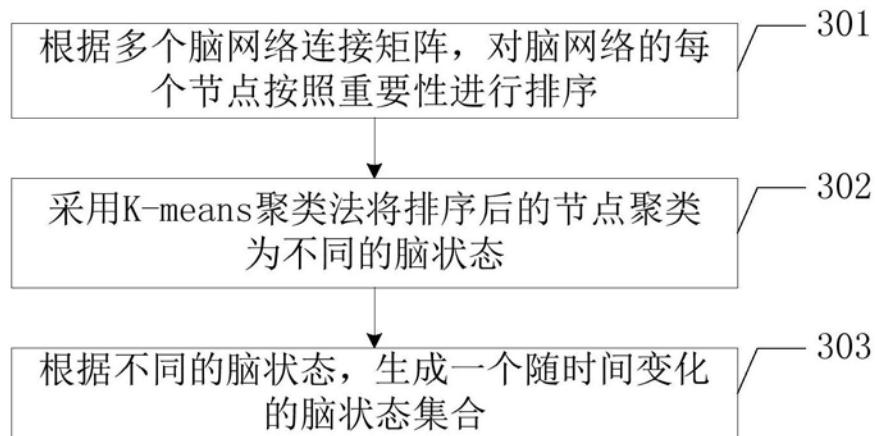


图3

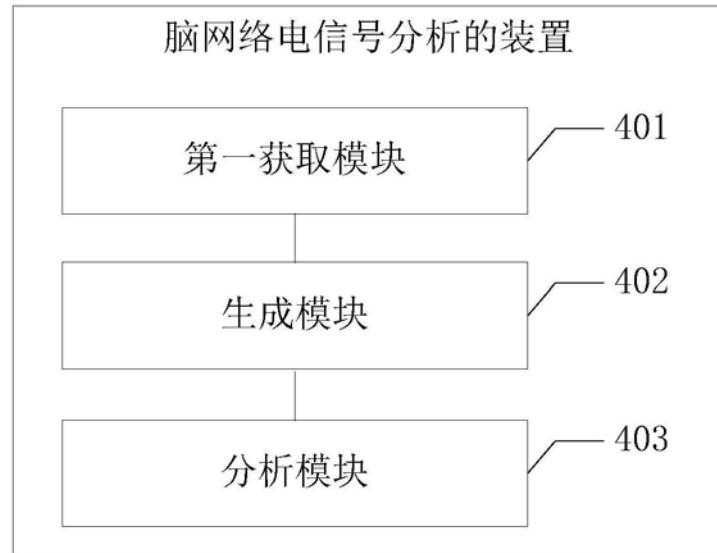


图4

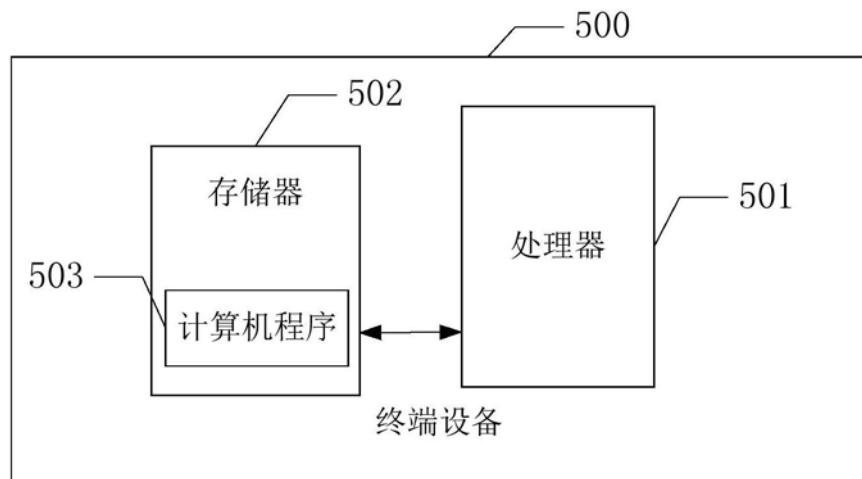


图5

专利名称(译)	脑网络电信号分析的方法及终端设备		
公开(公告)号	CN109924970A	公开(公告)日	2019-06-25
申请号	CN201910318540.7	申请日	2019-04-19
[标]申请(专利权)人(译)	李文玲 王长明		
申请(专利权)人(译)	李文玲 王长明		
当前申请(专利权)人(译)	李文玲 王长明		
[标]发明人	李文玲 王长明		
发明人	李文玲 王长明 周娜静		
IPC分类号	A61B5/04 A61B5/0476 A61B5/00		
代理人(译)	谢茵		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明适用于癫痫诊断技术领域，提供了一种脑网络电信号分析的方法及终端设备，该方法包括：获取预设时间段内的用户的脑网络电信号；根据所述脑网络电信号，生成随时间变化的多个脑网络连接关系；根据所述多个脑网络连接关系，生成随时间变化的脑状态集合，从而可以辅助致痫灶定位和确定癫痫发作时间，以解决现有技术中采用人眼观察分析脑网络电信号时，导致工作量大、效率低的问题。

