



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104545900 A

(43) 申请公布日 2015. 04. 29

(21) 申请号 201410836452. 3

(22) 申请日 2014. 12. 29

(71) 申请人 中国医学科学院生物医学工程研究所

地址 300192 天津市南开区白堤路 236 号

(72) 发明人 殷涛 王欣 刘志朋

(74) 专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代理事务所 12201

代理人 杜文茹

(51) Int. Cl.

A61B 5/0476(2006. 01)

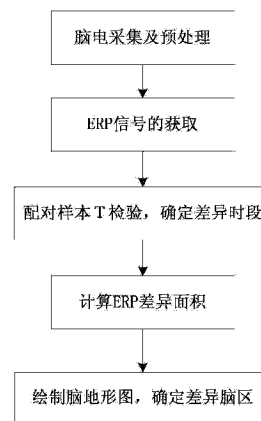
权利要求书2页 说明书5页 附图1页

(54) 发明名称

一种基于配对样本 T 检验的事件相关电位分析方法

(57) 摘要

一种基于配对样本 T 检验的事件相关电位分析方法:设计含两种刺激的脑电诱发实验,并利用脑电采集设备记录多个导联的头皮脑电信号,进行初步的预处理;提取两种刺激下的 ERP 信号;对两种刺激下的 ERP 信号进行配对样本 T 检验,确定具有显著差异的时段;计算两种刺激下的 ERP 信号在显著差异时段内的差异面积,并绘制脑地形图,确定差异脑区。本发明确定了两种刺激下的 ERP 显著差异时段,并绘制了基于 ERP 波形差异面积的脑地形图,进而得到在显著差异时段内的差异脑区分布。本发明对于信噪比较差、且单个成分并不明显的 ERP 研究具有重要意义,并且为 ERP 信号和自发脑电的剥离提供了新的思路。



1. 一种基于配对样本 T 检验的事件相关电位分析方法,其特征在于,包括如下步骤:

1) 设计含两种刺激的脑电诱发实验,并利用脑电采集设备记录多个导联的头皮脑电信号,进行初步的预处理;

2) 提取两种刺激下的 ERP 信号;

3) 对两种刺激下的 ERP 信号进行配对样本 T 检验,确定具有显著差异的时段;

4) 计算两种刺激下的 ERP 信号在显著差异时段内的差异面积,并绘制脑地形图,确定差异脑区。

2. 根据权利要求 1 所述的一种基于配对样本 T 检验的事件相关电位分析方法,其特征在于,步骤 1) 所述的初步的预处理,是为去除头皮脑电信号记录过程中的低频漂移、高频干扰以及眼动电生理信号的干扰,对原始脑电信号进行变平均参考、0.5-10Hz 带通滤波以及独立成分分析去眼电的预处理操作。

3. 根据权利要求 1 所述的一种基于配对样本 T 检验的事件相关电位分析方法,其特征在于,步骤 2) 所述的提取两种以上刺激下的 ERP 信号,包括如下过程:

(1) 对初步预处理之后的整段头皮脑电信号进行分割,得到 20 个时长为 4s 的静息脑电片段和 20 个时长为 1s 的诱发脑电片段,其中,两种刺激对应的诱发脑电片段各 10 个;

(2) 选取刺激呈现之前的 200ms,即静息期的后 200ms 为基准脑电,并计算基准脑电的平均幅值,将每个诱发脑电片段减去基准脑电平均幅值,实现去基线操作;

(3) 分别对去基线后的两种诱发脑电片段进行叠加平均,得到每位被试者的每个导联在两种刺激下的 ERP 信号,分别表示为  $X = \{X_{ijk}\}$  和  $Y = \{Y_{ijk}\}$ ,其中,  $i = 1, 2, \dots, N_1, N_1 = 15$ ,  $N_1$  是被试者数目;  $j = 1, 2, \dots, N_2, N_2 = 32$ ,  $N_2$  是导联数目,  $k = 1, 2, \dots, N_3, N_3 = 1024$ ,  $N_3$  是数据点数。

4. 根据权利要求 1 所述的一种基于配对样本 T 检验的事件相关电位分析方法,其特征在于,步骤 3) 中所述的对两种刺激下的 ERP 信号进行配对样本 T 检验,是对每个导联中的每个数据点对应的 ERP 序列进行配对样本 T 检验,对于第 j 个导联第 k 个数据点,首先建立一个新变量  $Z = \{Z_{ijk}\}$ ,  $Z_{ijk} = X_{ijk} - Y_{ijk}$ ,  $i = 1, 2, \dots, N_1$ , 计算新变量的均值  $\bar{Z}_{jk} = \frac{1}{N_1} \sum_{i=1}^{N_1} Z_{ijk}$

和方差  $\sigma_{Z_{jk}} = \sqrt{\frac{1}{N_1} \sum_{i=1}^{N_1} (Z_{ijk} - \bar{Z}_{jk})^2}$ , 构造统计量  $t_{jk} = \frac{\bar{Z}_{jk}}{\sigma_{Z_{jk}} / \sqrt{N_1 - 1}}$ , 检验  $t_{jk}$  是否服从自由度为  $N_1 - 1$

的 T 分布,并计算出对应的显著程度  $P_{jk}$ ,若  $P_{jk} < 0.05$ ,则序列  $\{X_{1jk}, X_{2jk}, \dots, X_{N_1jk}\}$  和序列  $\{Y_{1jk}, Y_{2jk}, \dots, Y_{N_1jk}\}$  具有显著性差异,即两种刺激下的第 j 个导联第 k 个数据点具有显著性差异,否则,两种刺激下的第 j 个导联第 k 个数据点不具有显著性差异。

5. 根据权利要求 1 所述的一种基于配对样本 T 检验的事件相关电位分析方法,其特征在于,步骤 3) 中所述的确定具有显著差异的时段,是在已确定两种刺激下的第 j 个导联第 k 个数据点是否具有显著性差异的基础上进行的,包含如下过程:

(1) 对于第 j 个导联的  $N_3$  个数据点,若存在 10 个以上的连续数据点 k,使得序列  $\{X_{1jk}, X_{2jk}, \dots, X_{N_1jk}\}$  和序列  $\{Y_{1jk}, Y_{2jk}, \dots, Y_{N_1jk}\}$  具有显著性差异,那么这些连续的数据点 k 对应的时段就是第 j 个导联在两种刺激下的 ERP 信号具有显著差异的时段,若不存在 10 个以

上的连续数据点  $k$ , 使得序列  $\{X_{1jk}, X_{2jk}, \dots, X_{N_1jk}\}$  和序列  $\{Y_{1jk}, Y_{2jk}, \dots, Y_{N_1jk}\}$  具有显著性差异, 则第  $j$  个导联在两种刺激下的 ERP 信号不具有显著差异时段;

(2) 根据所有导联的显著差异时段分布, 选择一个以上相对大的时段, 使得尽可能包含多数导联的显著差异时段, 所选的显著差异时段对应的数据点集标记为  $\{I_{m_r}\}$ , 其中,  $r = 1, 2, \dots, m$ ,  $m$  为所选的显著差异时段数, 可选范围为  $\{1, 2, \dots, 100\}$ ,  $n_r$  分别是每个显著差异时段所对应的数据点数, 取值均大于 10。

6. 根据权利要求 1 所述的一种基于配对样本 T 检验的事件相关电位分析方法, 其特征在于, 步骤 4) 中所述的计算两种刺激下的 ERP 信号在显著差异时段内的差异面积, 是对每位被试者的每个导联均计算两种刺激下的 ERP 信号在所选显著差异时段内的差异面积, 其中, 在显著差异时段  $\{I_{m_r}\}$  内的两种刺激下的 ERP 信号差异面积为

$$S_{rij} = \sum_{k=I_{r1}}^{I_{m_r}} (X_{ijk} - Y_{ijk}),$$

并对所有被试者的数据进行叠加平均, 得到第  $j$  个导联在所选

显著差异时段内两种刺激下的 ERP 信号差异面积  $S_{ij} = \frac{1}{N_1} \sum_{i=1}^{N_1} S_{rij}$ 。

7. 根据权利要求 1 所述的一种基于配对样本 T 检验的事件相关电位分析方法, 其特征在于, 步骤 4) 中所述的绘制脑地形图、确定差异脑区, 是对于每一个显著差异时段, 均根据所有导联的两种刺激下的 ERP 信号差异面积绘制脑地形图, 进而分析两种刺激所诱发 ERP 信号差异的空间分布状况, 得到在显著差异时段内的主要激活脑区分布。

## 一种基于配对样本 T 检验的事件相关电位分析方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种事件相关电位分析方法。特别是涉及一种包含多种外界刺激、且单种刺激重复次数较少的基于配对样本 T 检验的事件相关电位分析方法。

### 背景技术

[0002] 脑电信号是通过电极记录下来的脑细胞群的自发性、节律性电活动,根据是否含有外部刺激,可分为自发脑电 (Electroencephalo-graph, EEG) 和事件相关电位 (Event-related Potentials, ERP) 两种。事件相关电位是人们对特定刺激事件进行感知加工或执行某种认知任务时诱发出来的一种脑电信号,常用于反映刺激发生前后脑电位的变化情况,与大脑注意资源分配、客体记忆、思维决策、认知加工等相关。由于 ERP 信号具有毫秒级的时间分辨率、良好的非侵入性,并且采集设备操作较简单,该信号在脑功能研究和脑疾病预诊方面都有颇多应用。

[0003] 多年来,ERP 研究的一个重大难点就是与自发脑电的剥离。研究显示,大脑无时无刻不在运转,即使在不给任何外界刺激的情况下,中枢神经系统亦存在着节律性、自发性放电现象,而外部事件诱发的 ERP 信号幅值远小于自发脑电,且通常被淹没在自发脑电中。由于自发脑电具有很大的个体差异性和随机性,因此不能形成一个固定的自发脑电模板,使得 ERP 信号便于剥离。实际过程中,通常采用多次重复施加外部刺激、再求平均的方式提高 ERP 信号的幅值和纯度,进而将其与自发脑电剥离。为了得到信噪比较好的 ERP 信号,通常需要几十甚至几百次的重复外界刺激,一方面,多次重复刺激必然会引起感官系统的疲劳,且难以保持完全一致的重复性;另一方面,大量刺激材料的准备并不容易,尤其是对于特定含义的图片、声音等较复杂的刺激。

[0004] 另外,以往的 ERP 分析多集中于某个或者某几个 ERP 成分(如 P1, N1, P3 等)的分析,然而对于重复刺激次数较少、信噪比欠佳的 ERP 信号,具有明确物理意义的 ERP 成分往往难以识别,也造成不同刺激下 ERP 特征提取的困难。

[0005] 基于配对样本 T 检验的事件相关电位分析方法从显著差异的角度分析 ERP 信号,能够提取出有显著意义的差异特征,避开了单个 ERP 成分提取的困难,是 ERP 对比分析的新思路。另外,由于两种不同外界刺激下的自发脑电虽不完全一致,但也不具有显著的差异性,若对两种刺激下的 ERP 信号进行配对样本 T 检验,得到的显著差异时段必为两真实 ERP 信号具有显著差异的时段,可以实现 ERP 信号与自发脑电的间接剥离。

### 发明内容

[0006] 本发明所要解决的技术问题是,提供一种可用于信噪比较差、且单个成分并不明显的 ERP 研究的基于配对样本 T 检验的事件相关电位分析方法。

[0007] 本发明所采用的技术方案是:一种基于配对样本 T 检验的事件相关电位分析方法,包括如下步骤:

[0008] 1) 设计含两种刺激的脑电诱发实验,并利用脑电采集设备记录多个导联的头皮脑

电信号,进行初步的预处理;

[0009] 2) 提取两种刺激下的 ERP 信号;

[0010] 3) 对两种刺激下的 ERP 信号进行配对样本 T 检验,确定具有显著差异的时段;

[0011] 4) 计算两种刺激下的 ERP 信号在显著差异时段内的差异面积,并绘制脑地形图,确定差异脑区。

[0012] 步骤 1) 所述的初步的预处理,是为去除头皮脑电信号记录过程中的低频漂移、高频干扰以及眼动电生理信号的干扰,对原始脑电信号进行变平均参考、0.5-10Hz 带通滤波以及独立成分分析去眼电的预处理操作。

[0013] 步骤 2) 所述的提取两种以上刺激下的 ERP 信号,包括如下过程:

[0014] (1) 对初步预处理之后的整段头皮脑电信号进行分割,得到 20 个时长为 4s 的静息脑电片段和 20 个时长为 1s 的诱发脑电片段,其中,两种刺激对应的诱发脑电片段各 10 个;

[0015] (2) 选取刺激呈现之前的 200ms,即静息期的后 200ms 为基准脑电,并计算基准脑电的平均幅值,将每个诱发脑电片段减去基准脑电平均幅值,实现去基线操作;

[0016] (3) 分别对去基线后的两种诱发脑电片段进行叠加平均,得到每位被试者的每个导联在两种刺激下的 ERP 信号,分别表示为  $X = \{X_{ijk}\}$  和  $Y = \{Y_{ijk}\}$ ,其中,  $i = 1, 2, \dots, N_1$ ,  $N_1 = 15$ ,  $N_1$  是被试者数目;  $j = 1, 2, \dots, N_2$ ,  $N_2 = 32$ ,  $N_2$  是导联数目,  $k = 1, 2, \dots, N_3$ ,  $N_3 = 1024$ ,  $N_3$  是数据点数。

[0017] 步骤 3) 中所述的对两种刺激下的 ERP 信号进行配对样本 T 检验,是对每个导联中的每个数据点对应的 ERP 序列进行配对样本 T 检验,对于第 j 个导联第 k 个数据点,首先建

立一个新变量  $Z = \{Z_{ijk}\}$ ,  $Z_{ijk} = X_{ijk} - Y_{ijk}$ ,  $i = 1, 2, \dots, N_1$ , 计算新变量的均值  $\bar{Z}_{jk} = \frac{1}{N_1} \sum_{i=1}^{N_1} Z_{ijk}$

和方差  $\sigma_{Z_{jk}} = \sqrt{\frac{1}{N_1} \sum_{i=1}^{N_1} (Z_{ijk} - \bar{Z}_{jk})^2}$ , 构造统计量  $t_{jk} = \frac{\bar{Z}_{jk}}{\sigma_{Z_{jk}} / \sqrt{N_1 - 1}}$ , 检验  $t_{jk}$  是否服从自由度为  $N_1 - 1$

的 T 分布,并计算出对应的显著程度  $P_{jk}$ ,若  $P_{jk} < 0.05$ ,则序列  $\{X_{1jk}, X_{2jk}, \dots, X_{N_1jk}\}$  和序列  $\{Y_{1jk}, Y_{2jk}, \dots, Y_{N_1jk}\}$  具有显著性差异,即两种刺激下的第 j 个导联第 k 个数据点具有显著性差异,否则,两种刺激下的第 j 个导联第 k 个数据点不具有显著性差异。

[0018] 步骤 3) 中所述的确定具有显著差异的时段,是在已确定两种刺激下的第 j 个导联第 k 个数据点是否具有显著性差异的基础上进行的,包含如下过程:

[0019] (1) 对于第 j 个导联的  $N_3$  个数据点,若存在 10 个以上的连续数据点 k,使得序列  $\{X_{1jk}, X_{2jk}, \dots, X_{N_1jk}\}$  和序列  $\{Y_{1jk}, Y_{2jk}, \dots, Y_{N_1jk}\}$  具有显著性差异,那么这些连续的数据点 k 对应的时段就是第 j 个导联在两种刺激下的 ERP 信号具有显著差异的时段,若不存在 10 个以上的连续数据点 k,使得序列  $\{X_{1jk}, X_{2jk}, \dots, X_{N_1jk}\}$  和序列  $\{Y_{1jk}, Y_{2jk}, \dots, Y_{N_1jk}\}$  具有显著性差异,则第 j 个导联在两种刺激下的 ERP 信号不具有显著差异时段;

[0020] (2) 根据所有导联的显著差异时段分布,选择一个以上相对大的时段,使得尽可能包含多数导联的显著差异时段,所选的显著差异时段对应的数据点集标记为  $\{U_{m_r}\}$ ,其中,  $r = 1, 2, \dots, m$ ,  $m$  为所选的显著差异时段数,可选范围为  $\{1, 2, \dots, 100\}$ ,  $n_r$  分别是每个显著

差异时段所对应的数据点数,取值均大于 10。

[0021] 步骤 4) 中所述的计算两种刺激下的 ERP 信号在显著差异时段内的差异面积,是对每位被试者的每个导联均计算两种刺激下的 ERP 信号在所选显著差异时段内的差异面积,其中,在显著差异时段  $\{l_{m_r}\}$  内的两种刺激下的 ERP 信号的差异面积为

$$S_{rij} = \sum_{k=l_{r1}}^{l_{m_r}} (X_{ijk} - Y_{ijk}),$$

并对所有被试者的数据进行叠加平均,得到第 j 个导联在所选显著

差异时段内两种刺激下的 ERP 信号差异面积  $S_{rj} = \frac{1}{N_1} \sum_{i=1}^{N_1} S_{rij}$ 。

[0022] 步骤 4) 中所述的绘制脑地形图、确定差异脑区,是对于每一个显著差异时段,均根据所有导联的两种刺激下的 ERP 信号差异面积绘制脑地形图,进而分析两种刺激所诱发 ERP 信号差异的空间分布状况,得到在显著差异时段内的主要激活脑区分布。

[0023] 本发明的一种基于配对样本 T 检验的事件相关电位分析方法,从配对样本 T 检验出发,确定了两种刺激下的 ERP 显著差异时段,并绘制了基于 ERP 波形差异面积的脑地形图,进而得到在显著差异时段内的差异脑区分布。本发明主要针对包含多种外界刺激、且单种刺激重复次数较少的诱发脑电研究,对于信噪比较差、且单个成分并不明显的 ERP 研究具有重要意义,并且为 ERP 信号和自发脑电的剥离提供了新的思路。

## 附图说明

[0024] 图 1 是一种基于配对样本 T 检验的事件相关电位分析方法的流程图。

## 具体实施方式

[0025] 下面结合实施例和附图对本发明的一种基于配对样本 T 检验的事件相关电位分析方法做出详细说明。

[0026] 本发明的一种基于配对样本 T 检验的事件相关电位 (Event-related Potentials, ERP) 分析方法,首先利用脑电采集设备记录两种刺激下的多导头皮脑电信号,并进行初步的预处理;其次提取两种刺激下的 ERP 信号;再次分别对每一导联在两种外界刺激下的 ERP 信号进行配对样本 T 检验,得到每一导联 ERP 信号在两种刺激下的显著差异时段;最后通过计算显著差异时段内两 ERP 信号包围的面积,可以得到两种刺激下全脑所有导联在显著差异时段内的差异面积分布,进而通过脑地形图显示两种刺激所诱发的 ERP 信号差异的空间分布。

[0027] 如图 1 所示,本发明的一种基于配对样本 T 检验的事件相关电位分析方法,具体包括如下步骤:

[0028] 1) 设计含两种刺激的脑电诱发实验,并利用脑电采集设备记录多个导联的头皮脑电信号,进行初步的预处理;

[0029] 所述设计含两种刺激的脑电诱发实验,是设计两种视觉、听觉或体感刺激的脑电诱发实验,以两种图片刺激为例,从国际情绪图片库 (International Affective Picture

System, IAPS) 中选取积极场景情境图片和消极场景情境图片各 10 张, 图片采用随机出现的方式进行呈现, 每张图片呈现时间为 1s, 图片呈现之前有 4s 的静息期, 用于平复上一张图片所引起的脑电变化。

[0030] 所述的利用脑电采集设备记录多个导联的头皮脑电信号, 是采用 Biosemi ActiveTwo 脑电采集系统记录 15 位被试在实验过程中的 32 导头皮脑电信号, 采样率为 1024Hz, 记录信号总时长为 100s。

[0031] 所述的初步的预处理, 是为去除头皮脑电信号记录过程中的低频漂移、高频干扰以及眼动等其他电生理信号的干扰, 对原始脑电信号进行变平均参考、0.5-10Hz 带通滤波以及独立成分分析去眼电等的预处理操作。

[0032] 2) 提取两种刺激下的 ERP 信号;

[0033] 所述的提取两种以上刺激下的 ERP 信号, 包括如下过程:

[0034] (1) 对初步预处理之后的整段头皮脑电信号进行分割, 得到 20 个时长为 4s 的静息脑电片段和 20 个时长为 1s 的诱发脑电片段, 其中, 两种刺激对应的诱发脑电片段各 10 个;

[0035] (2) 选取刺激呈现之前的 200ms, 即静息期的后 200ms 为基准脑电, 并计算基准脑电的平均幅值, 将每个诱发脑电片段减去基准脑电平均幅值, 实现去基线操作;

[0036] (3) 分别对去基线后的两种诱发脑电片段进行叠加平均, 得到每位被试者的每个导联在两种刺激下的 ERP 信号, 分别表示为  $X = \{X_{ijk}\}$  和  $Y = \{Y_{ijk}\}$ , 其中,  $i = 1, 2, \dots, N_1$ ,  $N_1 = 15$ ,  $N_1$  是被试者数目;  $j = 1, 2, \dots, N_2$ ,  $N_2 = 32$ ,  $N_2$  是导联数目,  $k = 1, 2, \dots, N_3$ ,  $N_3 = 1024$ ,  $N_3$  是数据点数。

[0037] 由多次重复刺激下的头皮脑电信号叠加平均得到 ERP 信号的依据是: 自发脑电是一种类随机信号, 多次叠加可使自发脑电幅值降低; 而 ERP 信号具有明显的锁时特性, 多次叠加可使 ERP 信号幅值增加。

[0038] 3) 对两种刺激下的 ERP 信号进行配对样本 T 检验, 确定具有显著差异的时段;

[0039] 由 10 次重复刺激下的头皮脑电信号求平均得到的 ERP 信号中, 自发脑电的幅值仍然很大, 因此, 各个 ERP 成分并不突出, 无法进行 ERP 成分幅值和潜伏期的提取, 也无法在不同种类刺激之间进行对比。由于不同种类刺激下的自发脑电虽然不是完全一致, 但也不具有显著的差异性, 因此, 通过对不同种类刺激下的 ERP 信号进行 T 检验, 得到的显著差异时段必为两真实 ERP 信号具有显著差异的时段, 进一步实现了 ERP 信号与自发脑电的剥离。

[0040] 所述的对两种刺激下的 ERP 信号进行配对样本 T 检验, 是对每个导联中的每个数据点对应的 ERP 序列进行配对样本 T 检验, 由于是同一批被试在同一个实验中接受的两种刺激, 所以选用配对样本 T 检验, 显著性水平设置为 0.05。对于第 j 个导联第 k 个数据点, 首先建立一个新变量  $Z = \{Z_{ijk}\}$ ,  $Z_{ijk} = X_{ijk} - Y_{ijk}$ ,  $i = 1, 2, \dots, N_1$ , 计算新变

量的均值  $\bar{Z}_{jk} = \frac{1}{N_1} \sum_{i=1}^{N_1} Z_{ijk}$  和方差  $\sigma_{Z_{jk}} = \sqrt{\frac{1}{N_1} \sum_{i=1}^{N_1} (Z_{ijk} - \bar{Z}_{jk})^2}$ , 构造统计量  $t_{jk} = \frac{\bar{Z}_{jk}}{\sigma_{Z_{jk}} / \sqrt{N_1 - 1}}$ , 检验

$t_{jk}$  是否服从自由度为  $N_1 - 1$  的 T 分布, 并计算出对应的显著程度  $P_{jk}$ , 若  $P_{jk} < 0.05$ , 则序列  $\{X_{1jk}, X_{2jk}, \dots, X_{N_1jk}\}$  和序列  $\{Y_{1jk}, Y_{2jk}, \dots, Y_{N_1jk}\}$  具有显著性差异, 即两种刺激下的第 j 个导联第 k 个数据点具有显著性差异, 否则, 两种刺激下的第 j 个导联第 k 个数据点不具有显著性差异。

[0041] 所述的确定具有显著差异的时段,是在已确定两种刺激下的第 j 个导联第 k 个数据点是否具有显著性差异的基础上进行的,包含如下过程:

[0042] (1) 对于第 j 个导联的  $N_3$  个数据点,若存在 10 个以上的连续数据点 k,使得序列  $\{X_{1jk}, X_{2jk}, \dots, X_{N_1jk}\}$  和序列  $\{Y_{1jk}, Y_{2jk}, \dots, Y_{N_1jk}\}$  具有显著性差异,那么这些连续的数据点 k 对应的时段就是第 j 个导联在两种刺激下的 ERP 信号具有显著差异的时段,若不存在 10 个以上的连续数据点 k,使得序列  $\{X_{1jk}, X_{2jk}, \dots, X_{N_1jk}\}$  和序列  $\{Y_{1jk}, Y_{2jk}, \dots, Y_{N_1jk}\}$  具有显著性差异,则第 j 个导联在两种刺激下的 ERP 信号不具有显著差异时段;

[0043] (2) 分别对每个导联的  $N_3$  个数据点进行配对样本 T 检验,每个导联可能含有多个显著差异时段,也可能不含有显著差异时段。根据所有导联的显著差异时段分布,选择一个以上相对大的时段,使得尽可能包含多数导联的显著差异时段,所选的显著差异时段对应的数据点集标记为  $\{l_{m_r}\}$ ,其中,  $r = 1, 2, \dots, m$ , m 为所选的显著差异时段数,可选范围为  $\{1, 2, \dots, 100\}$ ,  $n_r$  分别是每个显著差异时段所对应的数据点数,取值均大于 10。

[0044] 4) 计算两种刺激下的 ERP 信号在显著差异时段内的差异面积,并绘制脑地形图,确定差异脑区。

[0045] 所述的计算两种刺激下的 ERP 信号在显著差异时段内的差异面积,是对每位被试者的每个导联均计算两种刺激下的 ERP 信号在所选显著差异时段内的差异面积,其中,在

显著差异时段  $\{l_{m_r}\}$  内的两种刺激下的 ERP 信号差异面积为  $S_{rij} = \sum_{k=l_{r1}}^{l_{m_r}} (X_{ijk} - Y_{ijk})$ ,

并对所有被试者的数据进行叠加平均,得到第 j 个导联在所选显著差异时段内两种刺激下

的 ERP 信号差异面积  $S_{rj} = \frac{1}{N_1} \sum_{i=1}^{N_1} S_{rij}$ 。

[0046] 所述的绘制脑地形图、确定差异脑区,是对于每一个显著差异时段,均根据所有导联的两种刺激下的 ERP 信号差异面积绘制脑地形图,进而分析两种刺激所诱发 ERP 信号差异的空间分布状况,得到在显著差异时段内的主要激活脑区分布。

[0047] 脑电地形图是一种集中表达大脑电生理信息的图形技术,通常将多个导联的单个特征用不同颜色映射其值大小而得到的头部平面彩色图形(或灰度差图像),能比较直观地反应大脑神经活动的波幅和分布。

[0048] 尽管上面结合附图对本发明的优选实施例进行了描述,但是本发明并不局限于上述的具体实施方式,上述的具体实施方式仅仅是示意性的,并不是限制性的。

[0049] 本领域的普通技术人员在本发明的启示下,在不脱离本发明宗旨和权利要求所保护的范围情况下,还可以作出很多形式,这些均属于本发明的保护范围之内。



