



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106344011 B

(45)授权公告日 2019.04.05

(21)申请号 201610918415.6

(22)申请日 2016.10.21

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106344011 A

(43)申请公布日 2017.01.25

(73)专利权人 电子科技大学

地址 611731 四川省成都市高新区(西区)

西源大道2006号

(72)发明人 李凌 于邦雷

(74)专利代理机构 电子科技大学专利中心

51203

代理人 甘茂

(51)Int.Cl.

A61B 5/0484(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 102098639 A,2011.06.15,

JP 2018000396 A,2018.01.11,

WO 2013153798 A1,2013.10.17,

CN 103720471 A,2014.04.16,

审查员 侯倩

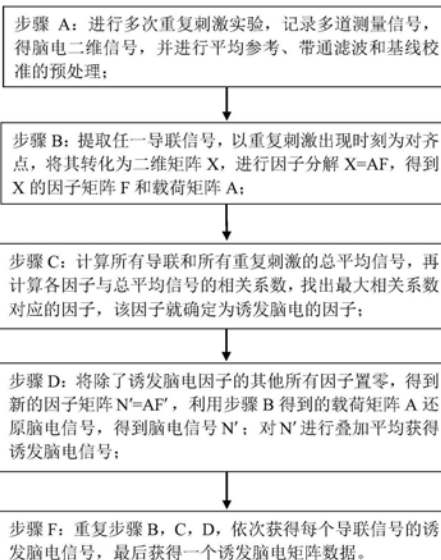
权利要求书1页 说明书3页 附图2页

(54)发明名称

一种基于因子分析的诱发脑电信号提取方法

(57)摘要

本发明属于神经信息技术领域,提供一种基于因子分析的诱发脑电信号提取方法,用以提高微弱诱发脑电信号的效率和精度。本发明首先进行多次重复刺激实验,记录多道测量信号,获得二维信号;然后将其转化为二维矩阵并进行因子分解 $X=AF$,得到 X 的因子矩阵 F ;再然后确定诱发脑电因子,并将除诱发脑电因子的其他所有因子置零,得到新的因子矩阵 F' ,利用载荷矩阵 A 还原得到脑电信号 N' ;最后对 N' 进行叠加平均获得诱发脑电信号。本发明通过多道诱发脑电信号间的统计相关性及自发脑电信号间的无关性进行潜在因子的提取,利用统计方法获得诱发脑电因子,大大减少实验次数、缩短实验时间和成本;且进一步提高诱发脑电信号提取的效率和鲁棒性。



1. 一种基于因子分析的诱发脑电信号提取方法,包括以下步骤:

A. 进行多次重复刺激实验,采用脑电测量设备记录实验的多道测量信号,获得一个二维信号,所述二维信号为导联数与时间样本点,进行包括平均参考、带通滤波和基线校准的预处理;

B. 提取任一导联信号,以重复刺激出现时刻为对齐点,将其转化为一个二维矩阵 X ,进行因子分解 $X=AF$;首先计算 X 的相关系数矩阵 R ,利用相关系数矩阵 R 计算出对应的因子载荷矩阵 $A=\sqrt{\lambda}U$,其中, λ 为相关矩阵 R 的特征值, U 为特征值对应的特征向量,得到 X 的因子矩阵 F ;

C. 计算所有导联和所有重复刺激的总平均信号,再计算各因子与总平均信号的相关系数,找出各因子中最大相关系数对应的因子,最大相关系数对应的因子确定为诱发脑电因子;

D. 将除诱发脑电因子的其他所有因子置零,得到新的因子矩阵 F' ,利用步骤B得到的载荷矩阵 A 还原脑电信号,还原方式为 $N'=AF'$,得到脑电信号 N' ;对 N' 进行叠加平均获得诱发脑电信号;

E. 重复上述B,C,D步骤,依次获得每个导联信号的诱发脑电信号,最后获得一个诱发脑电矩阵数据。

2. 按权利要求1所述基于因子分析的诱发脑电信号提取方法,其特征在于,所述步骤A中重复刺激实验的次数为15~50次。

3. 按权利要求1所述基于因子分析的诱发脑电信号提取方法,其特征在于,所述脑电测量设备为标准的64道、128道或256道电极的脑电信号记录系统。

一种基于因子分析的诱发脑电信号提取方法

技术领域

[0001] 本发明属于神经信息技术领域,涉及一种诱发脑电提取方法,尤其涉及一种基于因子分析的诱发脑电信号提取方法。

背景技术

[0002] 自发脑电是利用精密电子设备在头皮位置无创伤地记录下来的大脑细胞群的自发性生物电活动,该信号具有高的时间分辨率(毫秒量级),低信号幅度(± 100 微伏以内)。相对的,当给予人们一定数量的重复刺激(视觉、听觉、体感等)则会产生诱发脑电信号,该信号具有更低的信号幅度(± 10 微伏以内),被认为是研究人脑高级功能的窗口。然而在测量诱发脑电信号时同时会测量记录到自发脑电信号,因而信号记录的模型为:“测量数据=诱发脑电+自发脑电”。由于诱发脑电信号微弱,淹没在自发脑电中,传统提取诱发脑电的方法是叠加技术,对于不同类型的刺激叠加次数从100~2000次不等。叠加技术在应用中有一定局限性:一方面,将诱发脑电从自发脑电中提取出来的原理是假设两者是相互独立的,或自发脑电与实验刺激事件是相互独立的,且假设自发脑电是随机的背景白噪声,可通过多次叠加而减弱或消除;另一方面,多次的重复刺激对于临床病人而言耗时长,可行性降低。

[0003] 大量研究表明自发与诱发脑电之间并不是简单的统计独立的关系,另外重复次数增加过程中,诱发信号也会发生变化,因而直接多次长时间的叠加得到的信号并不能真实反映中枢神经系统在感受外界或内在刺激过程中产生的生物电活动。针对诱发脑电提取问题,不同研究者提出了各种模型和技术方法试图客观的、单次的提取诱发脑电,近年广泛使用的技术方法有维纳后验滤波、小波滤波、自适应滤波、神经网络、独立成分分析方法、靴带统计方法等。但由于方法适用的局限性,现在还没有一种公认的单次提取方法得到广泛应用,并且每种诱发脑电各有各的特点,所以在实际应用中,要根据信号特点即先验知识来设计使用方法,如何获取先验知识又成了另一个问题,这也是发展这类方法所面临的困难之所在。因此得到广大研究者认同的提取方法还是传统的叠加平均法。

发明内容

[0004] 为了克服现有技术中的缺陷,解决上述技术问题,提高微弱诱发脑电信号的效率和精度,使得其能广泛应用于临床和科研,本发明提出一种因子分析的诱发脑电信号提取方法。利用多道诱发脑电相互具有相关性、同时多道自发脑电相互间的弱相关性的原理,采用因子分析,提取诱发脑电的潜在因子,剔除其他干扰因子,即可获得诱发脑电信号。

[0005] 其技术方案如下:

[0006] 一种基于因子分析的诱发脑电信号提取方法,包括以下步骤:

[0007] A. 进行多次重复刺激实验,采用脑电测量设备记录实验的多道测量信号,获得一个二维信号(导联数 $\times$ 时间样本点),进行包括平均参考、带通滤波和基线校准的预处理;

[0008] B. 提取任一导联信号,以重复刺激出现时刻为对齐点,将其转化为一个二维矩阵 X (时间样本点 $\times$ 重复刺激次数),进行因子分解 $X=AF$;首先计算 X 的相关系数矩阵 R ,利用相

关系数矩阵R计算出对应的因子载荷矩阵 $A=\sqrt{\lambda}U$,其中, λ 为相关矩阵R的特征值,U为特征值对应的特征向量,得到X的因子矩阵F;

[0009] C.计算所有导联和所有重复刺激的总平均信号,再计算各因子与总平均信号的相关系数,找出各因子中最大相关系数对应的因子,该因子确定为诱发脑电因子;

[0010] D.将除诱发脑电因子的其他所有因子置零,得到新的因子矩阵F',利用步骤B得到的载荷矩阵A还原脑电信号,还原方式为 $N'=AF'$,得到脑电信号N';对N'进行叠加平均获得诱发脑电信号;

[0011] E.重复上述B,C,D步骤,依次获得每个导联信号的诱发脑电信号,最后获得一个诱发脑电矩阵数据(导联数 $\times$ 时间样本点)。

[0012] 进一步的,所述步骤A中重复刺激实验的次数为15~50次;所述脑电测量设备为标准的64道、128道或256道电极的脑电信号记录系统。

[0013] 本发明的有益效果:

[0014] 利用本发明提出的基于因子分析的诱发脑电提取方法可以有效地去除自发脑电,同时只需要少数几次重复实验就可以提取出高质量的诱发脑电。该方法通过多道诱发脑电信号间的统计相关性及自发脑电信号间的弱相关性进行潜在因子的提取,利用统计方法获得诱发脑电因子,大大减少实验次数,缩短实验时间和成本。该方法利用多道诱发脑电间的相关矩阵更好地获知诱发脑电的统计特性,进一步提高诱发脑电信号提取的效率和鲁棒性。

附图说明

[0015] 图1是本发明的主流程图。

[0016] 图2是本发明在不同实验次数下提取的诱发脑电与标准诱发脑电的相关系数图。

[0017] 图3是本发明对一道真实诱发脑电提取效果图。

具体实施方式

[0018] 下面结合附图和具体实施方式对本发明的技术方案作进一步详细地说明。

[0019] 如图1所示,一种基于因子分析的诱发脑电信号提取方法,包括以下步骤:

[0020] A.进行多次重复刺激实验,采用脑电测量设备记录实验的多道测量信号,获得一个二维信号(导联数 $\times$ 时间样本点),进行包括平均参考、带通滤波和基线校准的预处理;

[0021] B.针对一道电极测量的数据,以重复刺激出现时刻为对齐点,将其转化为一个二维矩阵X(时间样本点 $\times$ 重复刺激次数),因子分解 $X=AF$;首先计算X的相关系数矩阵R,利用相关系数矩阵R计算出对应的因子载荷矩阵 $A=\sqrt{\lambda}U$,其中, λ 为相关矩阵R的特征值,U为特征值对应的特征向量,得到X的因子矩阵F;

[0022] C.计算所有导联和所有重复刺激的总平均信号,再计算各因子与总平均信号的相关系数,找出各因子中最大相关系数对应的因子,该因子确定为诱发脑电因子;

[0023] D.将除诱发脑电因子的其他所有因子置零,得到新的因子矩阵F',利用步骤B得到的载荷矩阵A还原脑电信号,还原方式为 $N'=AF'$,得到脑电信号N';对N'进行叠加平均获得诱发脑电信号;

[0024] E.重复上述B,C,D步骤,依次获得每道电极的诱发脑电信号,最后获得一个诱发脑

电矩阵数据(导联数 $\times$ 时间样本点)。

[0025] 为了进一步降低重复刺激次数,我们计算比较了6次~25次重复刺激的提取效果。图2显示了不同重复次数对本方法的影响,平均相关系数分别为0.63,0.63,0.63,0.64,0.64,0.74,0.75,0.74,0.76,0.79,0.80,0.80,0.80,0.82,0.82,0.82,0.83,0.86,0.85,0.87,随着次数的增加提取效果越准确,15次的相关系数已经达到0.80,提取效果已经基本达到应用需求。为了比较诱发脑电提取的效果,把提取的信号与传统的叠加平均结果进行比对,即60次重复数据叠加后作为比对标准,图3显示了一道诱发脑电提取效果图,采用20次重复刺激,与标准诱发脑电的相关系数达到0.9431,说明本发明能有效地提取出诱发脑电。

[0026] 以上所述,仅为本发明较佳的具体实施方式,本发明的保护范围不限于此,任何熟悉本技术领域的技术人员在本发明披露的技术范围内,可显而易见地得到的技术方案的简单变化或等效替换均落入本发明的保护范围内。

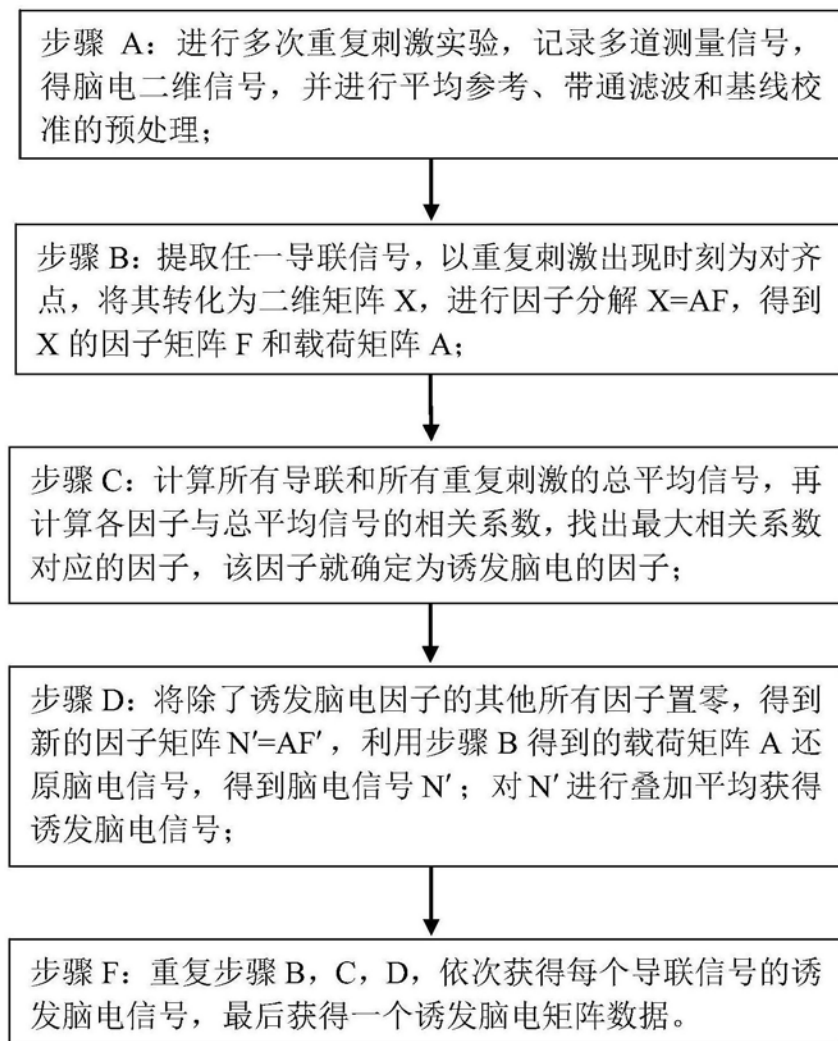


图1

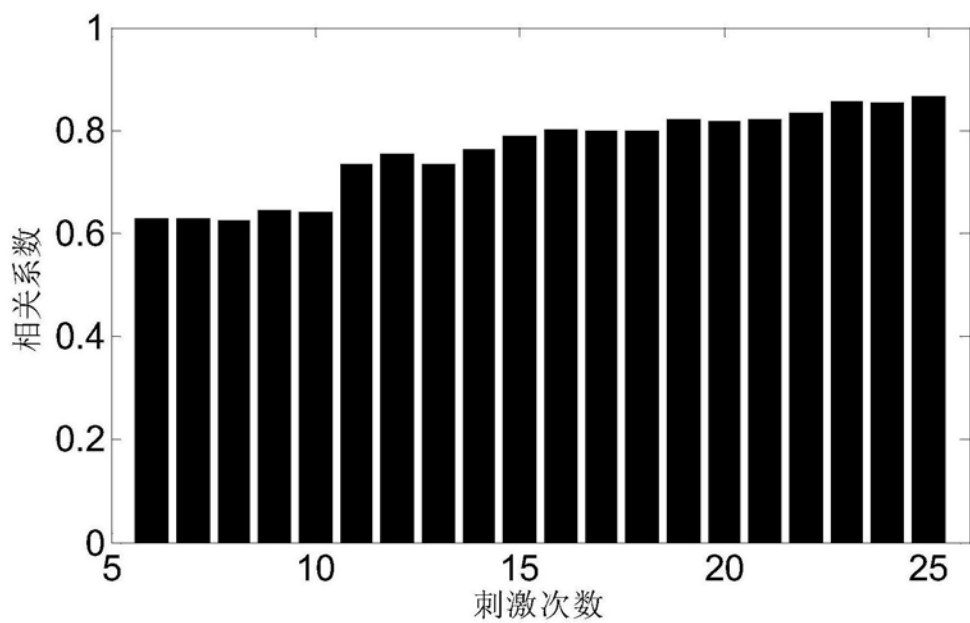


图2

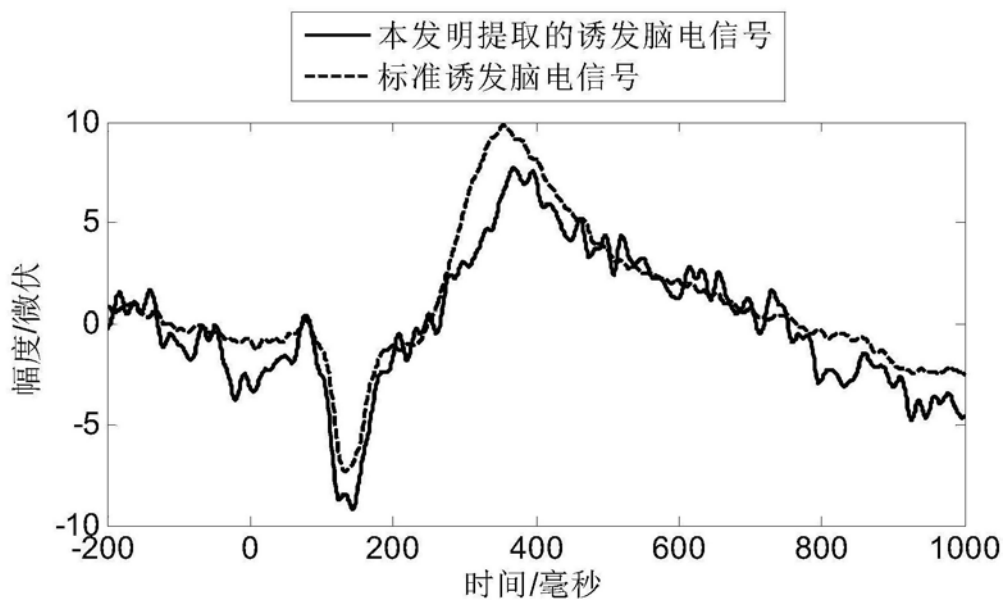


图3

专利名称(译)	一种基于因子分析的诱发脑电信号提取方法		
公开(公告)号	CN106344011B	公开(公告)日	2019-04-05
申请号	CN201610918415.6	申请日	2016-10-21
[标]申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
[标]发明人	李凌 于邦雷		
发明人	李凌 于邦雷		
IPC分类号	A61B5/0484 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0484 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/7235 A61B5/725		
审查员(译)	侯倩		
其他公开文献	CN106344011A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于神经信息技术领域，提供一种基于因子分析的诱发脑电信号提取方法，用以提高微弱诱发脑电信号的效率和精度。本发明首先进行多次重复刺激实验，记录多道测量信号，获得二维信号；然后将其转化为二维矩阵并进行因子分解 $X = AF$ ，得到 X 的因子矩阵 F ；再然后确定诱发脑电因子，并将除诱发脑电因子的其他所有因子置零，得到新的因子矩阵 F' ，利用载荷矩阵 A 还原得到脑电信号 N' ；最后对 N' 进行叠加平均获得诱发脑电信号。本发明通过多道诱发脑电信号间的统计相关性及自发脑电信号间的无关性进行潜在因子的提取，利用统计方法获得诱发脑电因子，大大减少实验次数、缩短实验时间和成本；且进一步提高诱发脑电信号提取的效率和鲁棒性。

步骤 A：进行多次重复刺激实验，记录多道测量信号，得脑电二维信号，并进行平均参考、带通滤波和基线校准的预处理；



步骤 B：提取任一导联信号，以重复刺激出现时刻为对齐点，将其转化为二维矩阵 X ，进行因子分解 $X = AF$ ，得到 X 的因子矩阵 F 和载荷矩阵 A ；



步骤 C：计算所有导联和所有重复刺激的总平均信号，再计算各因子与总平均信号的相关系数，找出最大相关系数对应的因子，该因子就确定为诱发脑电的因子；



步骤 D：将除了诱发脑电因子的其他所有因子置零，得到新的因子矩阵 $N' = AF'$ ，利用步骤 B 得到的载荷矩阵 A 还原脑电信号，得到脑电信号 N' ；对 N' 进行叠加平均获得诱发脑电信号；



步骤 F：重复步骤 B，C，D，依次获得每个导联信号的诱发脑电信号，最后获得一个诱发脑电矩阵数据。