



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107616794 A

(43)申请公布日 2018.01.23

(21)申请号 201710883879.2

(22)申请日 2017.09.26

(71)申请人 北京师范大学

地址 100875 北京市海淀区新街口外大街19号

(72)发明人 李小隼 王凯

(74)专利代理机构 北京高航知识产权代理有限公司 11530

代理人 赵永强

(51)Int.Cl.

A61B 5/0484(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

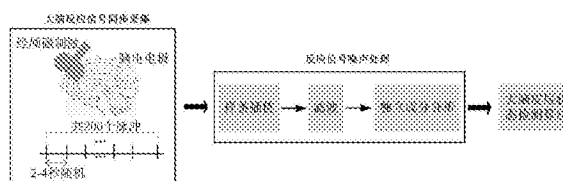
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

一种意识障碍大脑皮层状态检测系统和方法

(57)摘要

本发明公开了一种意识障碍大脑皮层状态检测系统,其包括大脑反应信号同步采集模块,反应信号噪声处理模块以及大脑皮层状态检测算法模块。反应信号同步采集模块中包括经颅磁刺激和磁兼容脑电设备;所述脑电帽采用64通道高密度脑电帽;所述经颅磁刺激线圈采用8字形线圈,实施过程中,线圈以磁场垂直与头皮的方向放置于患者左侧背外侧前额叶(10-20脑电系统中F3电极位置)。本发明填补了意识障碍大脑皮层状态检测系统和方法的空白。相比目前临床研究的方法,本发明的优点在于:经济、便捷、计算简单、适用性强、适合临床推广等。



1. 一种意识障碍大脑皮层状态检测系统,其特征在于:

其包括大脑反应信号同步采集模块,反应信号噪声处理模块以及大脑皮层状态检测算法模块。

2. 权利要求1所述的检测系统,其特征在于:

反应信号同步采集模块中包括经颅磁刺激和磁兼容脑电设备;

所述脑电帽采用64通道高密度脑电帽;

所述经颅磁刺激线圈采用8字形线圈,实施过程中,线圈以磁场垂直与头皮的方向放置于患者左侧背外侧前额叶(10-20脑电系统中F3电极位置)。

3. 权利要求1或2所述的检测系统,其特征在于:大脑皮层状态检测算法:

将每一个高密度诱发信号减去基线均值;诱发矩阵计算中分为两部分:基线阈值矩阵计算和诱发平均矩阵计算。诱发平均矩阵计算时,将200个高密度诱发信号叠加平均,提取诱发信号即脉冲后20毫秒到500毫秒数据;使用相关性算法计算高密度诱发信号两两通道之间的等时相关性,形成诱发相关平均矩阵;基线阈值矩阵计算时,将200个诱发信号的基线信号,即脉冲前300毫秒到前10毫秒,计算等时相关矩阵;使用Bootstrap方法,计算相关矩阵各元素200个基线相关值在 $p=0.05$ 时的值作为对应通道相关性阈值,最终形成阈值矩阵;然后,将得到的诱发相关平均矩阵各元素与阈值矩阵对应元素比较,保留大于阈值矩阵对应元素的值,其他值置0,形成显著诱发相关矩阵;对显著诱发相关矩阵计算全局同步指数,作为大脑皮层状态指标。

4. 权利要求1-3任一项所述的检测系统,其特征在于:

所述经颅磁线圈施加总数为200次的单脉冲,脉冲间间隔为2-4秒随机间隔。脑电设备同步采集200次诱发脑电反应信号。

5. 权利要求1-4任一项所述的检测系统,其特征在于:

所述反应信号噪声处理使用样条插值、滤波处理和独立成分分析算法;样条插值去掉脉冲触发前10毫秒到触发后20毫秒数据。滤波使用FIR滤波,带通1-100Hz,以及45-55Hz陷波。独立成分分析提取并分离眼电、诱发肌电、电源充电噪声等非神经反应噪声信号。

6. 权利要求1-5任一项所述的检测系统,其特征在于:

可根据获得的数据进一步进行判断。

一种意识障碍大脑皮层状态检测系统和方法

技术领域

[0001] 本发明属于生物医学工程领域,具体地说,是一种基于工程学和信息学的方法,用于意识障碍患者大脑皮层状态特征的检测。

背景技术

[0002] 目前,临床上基本上无成熟可靠的意识障碍皮层状态检测方法。个别前沿的医疗机构开展了基于静息态脑电,事件相关电位以及功能磁共振技术的意识障碍皮层反应性检测工作。但是以上方法均存在严重缺陷,制约着这些方法在临床实际中的应用。具体如下:现有的基于静息态脑电的检测方法必须基于大样本统计结果,无法给出个体化检测指标,因此缺乏实用性。现有事件相关电位检测方法需要患者拥有完整的感知、视觉或者听觉的神经通路,部分需要外周神经通路配合。而意识障碍患者普遍具有严重的脑损伤,很难保全相应的神经通路,因此该方法在临床中适用范围窄。功能磁共振技术虽然可以给出个体化判断,但是依据其结果只能辨别出皮层状态特别好的患者,而无法给出可供医生参考的数值化指标,并且该方法操作复杂,成本昂贵,不能在临床应用中普及。目前国外,有研究报道了与本发明相似的方法用于意识障碍皮层状态的检测,即扰动复杂度指标,但是该算法极其复杂并且计算耗时,难以在临床应用中推广。

[0003] 本发明着手于经济、便捷、计算简单、适用性强、适合临床推广的方法。解决了现有方法的重大缺陷,适合临床实际使用。

[0004] 本发明旨在开发一种基于工程学和信息学的系统和方法,用于意识障碍患者大脑皮层状态特征的检测。

发明内容

[0005] 针对现有技术的缺点,本发明涉及一种基于工程学和信息学的系统和方法,用于意识障碍患者大脑皮层状态特征的检测。

[0006] 现有技术的方法缺陷具体如下:现有的基于静息态脑电的检测方法必须基于大样本统计结果,检测效果低,无法给出个体化检测指标,因此缺乏实用性。现有事件相关电位检测方法严重依赖于患者的感知、视觉或者听觉的神经通路,部分需要外周神经通路配合,范式复杂,甚至需要患者主动配合。而意识障碍患者普遍具有严重的脑损伤,很难保全相应的神经通路而且相应神经通路的完整性难以评估,因此该方法在临床中适用范围窄。功能磁共振技术虽然可以给出个体化判断,但是依据其结果只能辨别出皮层状态特别好的患者,而无法给出可供医生参考的数值化指标,并且该方法操作复杂,成本昂贵,需要患者保持头部静止,不能在临床应用中普及。目前国外,有研究报道了与本发明相似的方法用于意识障碍皮层状态的检测,即扰动复杂度指标,但是该算法极其复杂并且计算耗时,难以在临床应用中推广。

[0007] 本发明着手于经济、便捷、计算简单、适用性强、适合临床推广的方法。解决现有方法的重大缺陷,适合临床实际使用。

[0008] 为达到上述目的,本发明的技术解决方案是设计一种基于工程学和信息学的系统和方法,用于意识障碍患者大脑皮层状态特征的检测。

[0009] 为解决成本问题,本发明的系统采用经颅磁刺激与脑电技术的结合,基于经颅磁刺激诱发信号提出皮层状态计算算法,避免使用核磁数据等,极大地降低了成本。

[0010] 其次,为了解决算法计算复杂度问题,本发明提出的大脑皮层状态监测算法计算大脑皮层诱发信号之间的相关性,基于全脑诱发相关性矩阵提取数字化指标,相比扰动复杂度指标实现了数十倍的计算成本的降低。在适用性方面,本发明直接在大脑相应脑区实现经颅磁的诱发以及诱发信号的提取,不需要患者的主动参与,不依赖于患者的外周神经通路,对患者的临床条件要求低,能够在意识障碍患者中普遍使用。同时,为了能够在临床应用中推广,该方法给出代表患者大脑皮层状态的标准化指标,能够为临床提供易解读的参考指标,易于为临床判断提供直观的参考。

[0011] 本发明系统的具体工作流程如下:

[0012] 为患者佩戴高密度磁兼容脑电帽,脑电帽与脑电放大器相连。经颅磁刺激线圈紧贴头皮放置于脑电帽F3电极位置(对应于左侧背外侧前额叶)。然后使用经颅磁刺激以2到4秒的随机间隔触发200次单脉冲,同步记录诱发反应信号。采集到诱发反应信号后对该信号进行预处理去除非神经反应的噪声信号。基于处理完毕的高密度诱发信号,使用大脑皮层状态检测算法计算大脑皮层状态指标。大脑皮层状态指标为0到1之间的数值,数值越高代表大脑皮层状态越好。一次大脑皮层状态检测中,佩戴脑电帽时间约为30分钟,实施检测时间为10分钟左右。

[0013] 本发明的优点:

[0014] 本技术方案采用的是经颅磁刺激直接在皮层诱发脑电反应,大脑皮层状态检测算法基于该诱发脑电计算,整个实施过程无需患者主动参与,彻底摆脱了对患者外周神经通路等临床条件的依赖,使其能够对更多的患者提供大脑皮层状态检测,适用性更广。由于本技术方案的设计使用的是诱发脑电,相比静息态脑电算法,能够提供个体化的检测结果,易于临床解读,相比功能核磁,设备简便,耗费低,可实施床旁检测。本技术方案采用诱发脑电信号计算相关矩阵来表示患者大脑脑区间的连接性,基于诱发相关矩阵计算归一化的大脑皮层状态指标,相比现有类似方法扰动复杂度使用核磁数据溯源分析,本技术方案在计算算法上效率更高。因此,本技术方案是一种更适合临床推广的意识障碍患者大脑皮层状态检测方法。

[0015] 本发明填补了意识障碍大脑皮层状态检测系统和方法的空白。相比目前临床研究的方法,本发明的优点在于:经济、便捷、计算简单、适用性强、适合临床推广等。

附图说明

[0016] 附图1:意识障碍患者大脑皮层状态检测算法总流程图。

[0017] 附图2:意识障碍患者大脑皮层状态检测算法框图。

[0018] 附图3:一个意识障碍患者大脑皮层状态检测结果。

[0019] 附图4:大脑皮层状态指标与意识障碍患者意识水平之间的对应关系。

具体实施方式

[0020] 下面详细描述本发明的实施例,所述实施例仅用于解释本发明,而不能理解为对本发明的限制。

[0021] 本发明的具体实施例如下说明。

[0022] 本技术方案采用的是经颅磁刺激直接在皮层诱发脑电反应,大脑皮层状态检测算法基于该诱发脑电计算,整个实施过程无需患者主动参与,彻底摆脱了对患者外周神经通路等临床条件的依赖,使其能够对更多的患者提供大脑皮层状态检测,适用性更广。由于本技术方案的设计使用的是诱发脑电,相比静息态脑电算法,能够提供个体化的检测结果,易于临床解读,相比功能核磁,设备简便,耗费低,可实施床旁检测。本技术方案采用诱发脑电信号计算相关矩阵来表示患者大脑脑区间的连接性,基于诱发相关矩阵计算归一化的大脑皮层状态指标,相比现有类似方法扰动复杂度使用核磁数据溯源分析,本技术方案在计算算法上效率更高。因此,本技术方案是一种更适合临床推广的意识障碍患者大脑皮层状态检测方法。

[0023] 如附图1所示,本发明采用的技术方案具体实施包括三部分:大脑反应信号同步采集,反应信号噪声处理以及大脑皮层状态检测算法。

[0024] 反应信号同步采集中包括经颅磁刺激和磁兼容脑电设备。脑电帽采用64通道高密度脑电帽。经颅磁刺激线圈采用8字形线圈,实施过程中,线圈以磁场垂直与头皮的方向放置于患者左侧背外侧前额叶(10-20脑电系统中F3电极位置)。经颅磁线圈施加总数为200次的单脉冲,脉冲间间隔为2-4秒随机间隔。脑电设备同步采集200次诱发脑电反应信号。

[0025] 反应信号噪声处理使用样条插值、滤波处理和独立成分分析算法。样条插值去掉脉冲触发前10毫秒到触发后20毫秒数据。滤波使用FIR滤波,带通1-100Hz,以及45-55Hz陷波。独立成分分析提取并分离眼电、诱发肌电、电源充电噪声等非神经反应噪声信号。

[0026] 大脑皮层状态检测算法如图2所示。将每一个高密度诱发信号减去基线均值。诱发矩阵计算中分为两部分:基线阈值矩阵计算和诱发平均矩阵计算。诱发平均矩阵计算时,将200个高密度诱发信号叠加平均,提取诱发信号即脉冲后20毫秒到500毫秒数据。使用相关性算法计算高密度诱发信号两两通道之间的等时相关性,形成诱发相关平均矩阵。基线阈值矩阵计算时,将200个诱发信号的基线信号,即脉冲前300毫秒到前10毫秒,计算等时相关矩阵。使用Bootstrap方法,计算相关矩阵各元素200个基线相关值在 $p=0.05$ 时的值作为对应通道相关性阈值,最终形成阈值矩阵。然后,将得到的诱发相关平均矩阵各元素与阈值矩阵对应元素比较,保留大于阈值矩阵对应元素的值,其他值置0,形成显著诱发相关矩阵。对显著诱发相关矩阵计算全局同步指数,作为大脑皮层状态指标。附图3表示了一位意识障碍患者的高密度诱发脑电信号以及皮层状态算法中的诱发相关平均矩阵和显著诱发相关矩阵的结果,最终该患者的皮层状态指标值为0.55。附图4展示了,基于64通道高密度脑电计算的大脑皮层状态指标值与意识障碍患者意识状态之间的经验关系。本发明方法结合该对应关系可以为临床医生评估意识障碍患者大脑皮层状态和意识水平提供参考。

[0027] 需要说明的是,以上所述仅为本发明的优选具体的实施例,

[0028] 若依本发明的构想所作变动,其产生的功能作用,仍未超出说明书所涵盖的精神时,均应在本发明的范围内。

[0029] 在本说明书的描述中,参考术语“一个实施例”、“一些实施例”、“示例”、“具体示例”、或“一些示例”等的描述意指结合该实施例或示例描述的具体特征、结构、材料或者特

点包含于本发明的至少一个实施例或示例中。在本说明书中,对上述术语的示意性表述不一定指的是相同的实施例或示例。而且,描述的具体特征、结构、材料或者特点可以在任何的一个或多个实施例或示例中以合适的方式结合。

[0030] 尽管已经示出和描述了本发明的实施例,本领域的普通技术人员可以理解:在不脱离本发明的原理和宗旨的情况下可以对这些实施例进行多种变化、修改、替换和变型,本发明的范围由权利要求及其等同物限定。

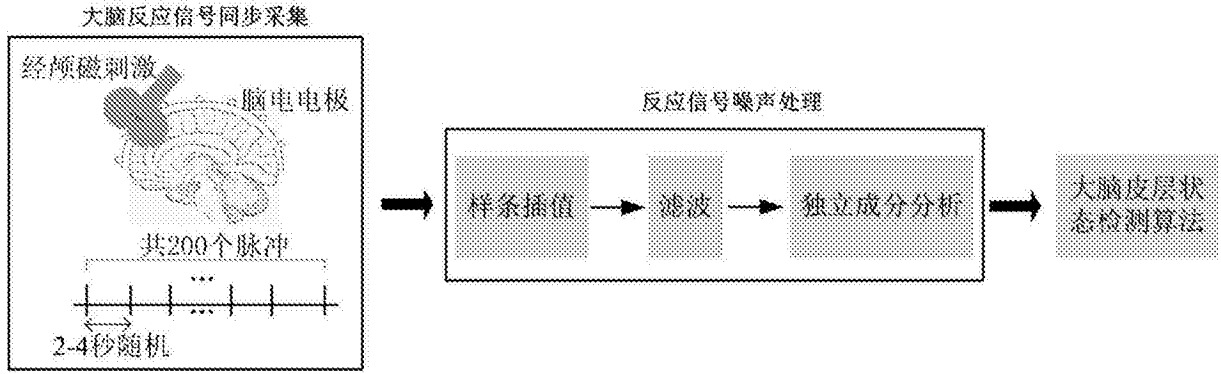


图1

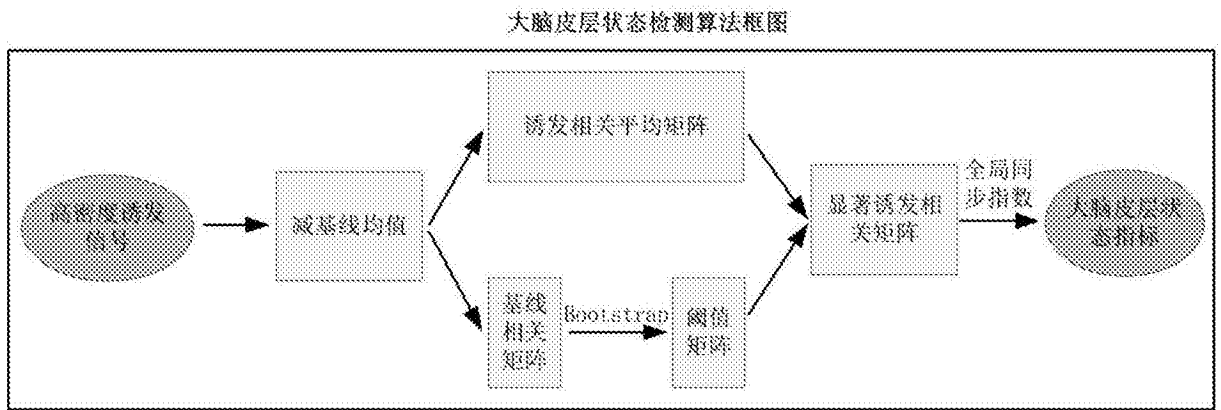


图2

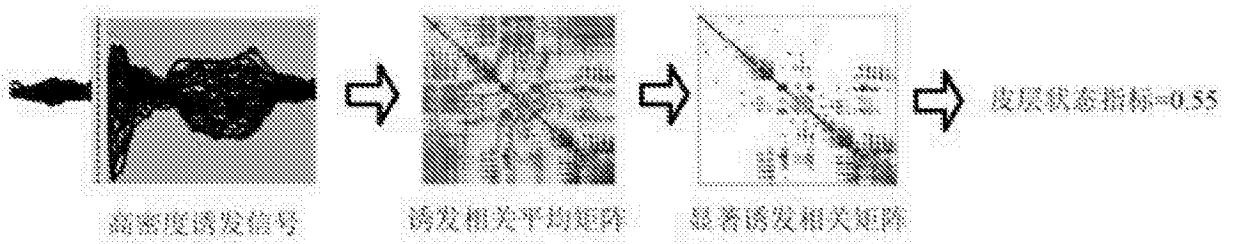


图3

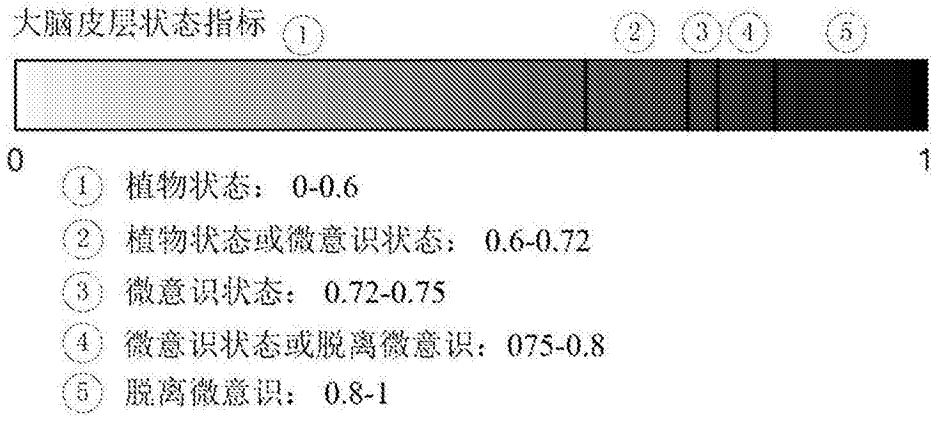


图4

专利名称(译)	一种意识障碍大脑皮层状态检测系统和方法		
公开(公告)号	CN107616794A	公开(公告)日	2018-01-23
申请号	CN2017110883879.2	申请日	2017-09-26
[标]申请(专利权)人(译)	北京师范大学		
申请(专利权)人(译)	北京师范大学		
当前申请(专利权)人(译)	北京师范大学		
[标]发明人	李小俤 王凯		
发明人	李小俤 王凯		
IPC分类号	A61B5/0484 A61B5/00		
代理人(译)	赵永强		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种意识障碍大脑皮层状态检测系统，其包括大脑反应信号同步采集模块，反应信号噪声处理模块以及大脑皮层状态检测算法模块。反应信号同步采集模块中包括经颅磁刺激和磁兼容脑电设备；所述脑电帽采用64通道高密度脑电帽；所述经颅磁刺激线圈采用8字形线圈，实施过程中，线圈以磁场垂直与头皮的方向放置于患者左侧背外侧前额叶(10-20脑电系统中F3电极位置)。本发明填补了意识障碍大脑皮层状态检测系统和方法的空白。相比目前临床研究的方法，本发明的优点在于：经济、便捷、计算简单、适用性强、适合临床推广等。

