



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109893125 A

(43)申请公布日 2019.06.18

(21)申请号 201910203614.2

(22)申请日 2019.03.18

(71)申请人 杭州电子科技大学

地址 310018 浙江省杭州市下沙高教园区2号大街

(72)发明人 张建海 刘予晞 张娜 孔万增

(74)专利代理机构 杭州君度专利代理事务所  
(特殊普通合伙) 33240

代理人 朱亚冠

(51) Int. Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/0478(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

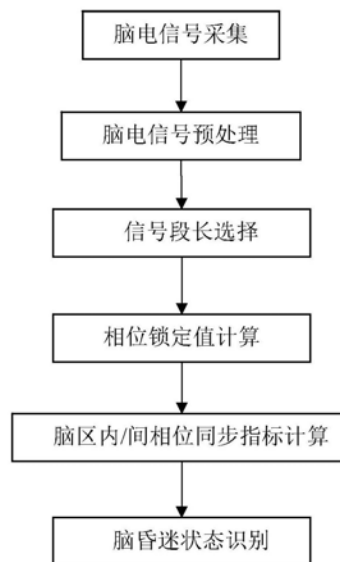
权利要求书2页 说明书8页 附图3页

(54)发明名称

一种基于脑区信息交互的脑昏迷状态识别方法

(57)摘要

本发明涉及一种基于脑区信息交互的脑昏迷状态识别方法。本发明根据10-20系统标准选择前额左右脑对称的六个电极采集脑电信号,获取前额脑电信号后,对其进行预处理,然后分别计算delta,theta,alpha频段上所有通道间的相位同步值,进而计算出左右脑区跨脑区和脑区内相位同步指标,最后根据T时间内跨脑区和脑区间信息交互关系判断脑昏迷状态。本发明为昏迷状态判定提供了一种更为方便、准确、可靠的鲁棒性神经标记,可以作为医生临床昏迷状态诊断的重要参考依据。



1. 一种基于脑区信息交互的脑昏迷状态识别方法,其特征在于该方法包括以下步骤:

步骤1、脑电信号采集

采集患者前额六个电极 (Fp1, Fp2, F3, F4, F7和F8) 的头皮脑电信号,并且将A1和A2两电极分别置于左右耳垂作为参考电极;

步骤2、脑电信号预处理

对步骤1所得的脑电信号进行预处理;

步骤3、信号段长选择

根据公式(1)计算获得delta (0.5-4Hz), theta (4-8Hz), alpha (8-13Hz) 三个频段的相应信号段长;

$$L = \frac{C \times S}{F} \quad \text{公式 (1)}$$

L, C, S和F分别表示段长,周期数,采样率和频段;

步骤4、相位锁定值计算;

根据步骤3计算出的不同频段的段长,采用相位锁定值 (PLV) 计算delta, theta及alpha三个频段下每两个通道之间的相位同步关系,具体是:

对连续时间通道x的信号x(t),首先定义一个解析信号 $Z_x(t)$ :

$$Z_x(t) = x(t) + i\tilde{x}(t) = A_x(t)e^{i\Phi_x(t)} \quad \text{公式 (2)}$$

其中i为解析信号的虚部;

$\tilde{x}(t)$ 为x(t)的希尔伯特变换,具体见公式(3):

$$\tilde{x}(t) = \frac{1}{\pi} P \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{x(\tau)}{t-\tau} d\tau \quad \text{公式 (3)}$$

其中P为柯西主值,t为时间变量, $\tau$ 为时间窗口;

$A_x(t)$ 和 $\Phi_x(t)$ 分别为信号x(t)的瞬时振幅以及瞬时相位,具体见公式(4)-(5):

$$A_x(t) = \sqrt{x^2(t) + \tilde{x}^2(t)} \quad \text{公式 (4)}$$

$$\Phi_x(t) = \arctan \frac{\tilde{x}(t)}{x(t)} \quad \text{公式 (5)}$$

同样地,根据公式(2)、(5)分别计算获得通道y的信号y(t)的解析信号 $Z_y(t)$ 和计算瞬时相位 $\Phi_y(t)$ 。

具体的PLV计算公式如下:

$$PLV = |\langle \exp(i\{\Phi_x(t) - \Phi_y(t)\}) \rangle| \quad \text{公式 (6)}$$

其中 $\langle \cdot \rangle$ 表示时间上的均值,i同公式(2)的i;

步骤5、脑区内/间相位同步指标计算;

相位同步能够反应大脑不同区域间信息整合的相互关系,计算三类分脑区同步分析指标:

I、跨脑区PS (Inter-hemispheric phase synchronization, IHPS) 指数为左右半脑之间9个通道的PLV均值,反映了左右脑区之间的信息交互;

$$IHPS = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N PLV_i \quad \text{公式 (7)}$$

其中N表示跨脑区通道对的个数；

II、左半脑PS (Left hemispheric phase synchronization, LHPS) 指数为左半脑3个电极 (Fp1、F3、F7) 构成的3个通道之间的PLV均值, 计算参考公式 (7), 反映了左半脑内部的消息交互机制；

III、右半脑PS (Right Hemispheric phase synchronization, RHPS) 指数为右半脑3个电极 (Fp2、F4、F8) 构成的3个通道之间的PLV均值, 计算参考公式 (7), 反映了右半脑内部的信息交互机制；

步骤6、脑昏迷状态识别；

在T时间内, 连续记录delta, theta及alpha三个低频段下IHPS, LHPS和RHPS指标, 其中T为人为设定时间；如果IHPS均大于LHPS和RHPS的现象, 则表示患者处于深度昏迷状态, 应继续治疗；否则表现为混乱状态, 则表示患者可能处于过度昏迷状态, 应采取后续判定措施。

2. 如权利要求1所述的一种基于脑区信息交互的脑昏迷状态识别方法, 其特征在于步骤2预处理包括去除伪迹, 基线校正, 带通滤波等。

3. 如权利要求1所述的一种基于脑区信息交互的脑昏迷状态识别方法, 其特征在于步骤5跨脑区PS的9个通道为Fp1-Fp2, Fp1-F4, Fp1-F8, Fp2-F3, Fp2-F7, F3-F4, F3-F8, F4-F7和F7-F8。

4. 如权利要求1所述的一种基于脑区信息交互的脑昏迷状态识别方法, 其特征在于步骤5左半脑PS的3个通道为Fp1-F3, Fp1-F7和F3-F7。

5. 如权利要求1所述的一种基于脑区信息交互的脑昏迷状态识别方法, 其特征在于步骤5右半脑PS的3个通道为Fp2-F4, Fp2-F8和F4-F8。

## 一种基于脑区信息交互的脑昏迷状态识别方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及脑昏迷程度判定领域,具体涉及一种基于脑电相位同步分析技术从脑区信息交互的角度判断患者脑昏迷状态的方法。

### 背景技术

[0002] 医学上,把昏迷程度分为浅昏迷、中度昏迷、深度昏迷和过度昏迷(脑死亡),其中前三种昏迷是可逆的,而脑死亡是不可逆的。

[0003] 过度昏迷是指全脑功能包括脑干功能的不可逆丧失,是判定机体生命终止的最可靠依据,目前已被世界上包括中国在内的100多个国家所接受。临床上,判断患者的脑昏迷程度是一项非常艰巨但却至关重要的任务。能够准确快速确诊脑昏迷状态对于病人家庭、医疗团队和潜在的器官接受者来说至关重要,这样不仅有助于防止给患者家庭带来巨大的悲伤和经济困扰,同时还为一些病人提供了获得器官移植的机会。但由于深度昏迷患者和过度昏迷患者的临床生理指标极为相似,造成其临床诊断非常困难。尽管大多数国家已经制定了相应的脑死判定标准,但存在耗时长、风险大、鲁棒性差等亟待解决的问题。并且当前大部分判定过程都需要确认患者是否尚存自主呼吸,需要在一定的时间内停止病人的呼吸机供氧,加上脑电的平坦测试需要重复确认,因此很可能耽误病人的有效治疗时间并涉及非常大的风险,对患者造成二次伤害。因此,如何安全、准确、快速的进行昏迷程度诊断和识别变成亟待解决的问题。

[0004] 脑电图(EEG)因其具有成本低、时间分辨率高、采集无创等优势,已成为临床诊断大脑状态的最有效的辅助方法之一。目前已有很多研究证明,过度昏迷患者和深度昏迷患者的脑电信号在众多指标上都存在显著差异:如深度昏迷患者的脑电信号能量和信号复杂度等单通道指标要显著高于过度昏迷患者;另外不管是从脑功能网络和脑效应网络分析结果来看,深度昏迷患者也都存在比过度昏迷患者显著更多的信息交互。这些研究结果表明基于脑电信号进行脑昏迷程度判定的可行性。但是这些研究结果只是指出了两类患者的脑电信号特征存在显著差异,缺乏明确的阈值和判定规则,只能为医生提供基本参考,无法作为临床性指标。

### 发明内容

[0005] 针对现有技术的不足,基于相位同步脑功能网络分析方法,通过对患者前额左右半脑跨脑区和脑区内的信息交互关系进行分析和比较,本发明提出在低频段(delta, theta和alpha)深度昏迷患者跨脑区相位同步指标要显著高于脑区内指标值,并具有相当的稳定性,而过度昏迷患者则没有这种现象,呈现出混乱状态,这种现象为昏迷状态判定提供了一种更为方便、准确、可靠的鲁棒性神经标记,可以作为医生临床昏迷状态诊断的重要参考依据。

[0006] 为达到上述目的,本发明所采用的技术方案如下:

[0007] 首先采集脑昏迷患者头皮脑电信号。由于患者处于昏迷状态,不能轻易移动,出于

安全性和方便性考虑,本方案根据10-20系统标准选择前额左右脑对称的六个电极(Fp1, Fp2, F3, F4, F7和F8)采集脑电信号。获取前额脑电信号后,对其进行预处理,以去除信号中的噪声和干扰,然后分别计算delta, theta, alpha频段上所有通道间的相位同步值,进而计算出左右脑区跨脑区和脑区内相位同步指标,以表征患者大脑信息交互情况。最后根据T时间内(T为人为设定时间,一般大于30min),跨脑区和脑区间信息交互关系的比较观察,给出患者昏迷状态判定诊断建议。

[0008] 具体实施步骤如下:

[0009] 步骤1、脑电信号采集。

[0010] 采集患者前额六个电极(Fp1, Fp2, F3, F4, F7和F8)的头皮脑电信号,并且将A1和A2两电极分别置于左右耳垂作为参考电极。

[0011] 步骤2、脑电信号预处理。

[0012] 对步骤1所得的脑电信号进行预处理。预处理包括去除伪迹,基线校正,带通滤波等。

[0013] 步骤3、信号段长选择。

[0014] 根据公式(1)计算获得delta(0.5-4Hz), theta(4-8Hz), alpha(8-13Hz)三个频段的相应信号段长:

$$[0015] \quad L = \frac{C \times S}{F}$$

[0016] L, C, S和F分别表示段长,周期数,采样率和频段。如果采样率为1000Hz,则对于delta(0.5-4Hz)频段,其同步指数计算的段长取为1000ms(非重叠时间窗口)。也就是说,选择3或4个周期。类似地,其他两个频带theta(4-8Hz), alpha(8-13Hz)选择的段长均为:800ms。

[0017] 步骤4、相位锁定值计算。

[0018] 根据步骤3计算出的不同频段的段长,计算delta, theta及alpha频段下每两个通道之间的相位同步关系。

[0019] 对连续时间信号 $x(t)$ ,首先定义一个解析信号 $Z_x(t)$ ,

$$[0020] \quad Z_x(t) = x(t) + i\tilde{x}(t) = A_x(t)e^{i\Phi_x(t)}$$

[0021] 其中 $i$ 为解析信号的虚部;

[0022]  $\tilde{x}(t)$ 为 $x(t)$ 的希尔伯特变换,

$$[0023] \quad \tilde{x}(t) = \frac{1}{\pi} P \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{x(\tau)}{t-\tau} d\tau$$

[0024] 其中, $P$ 为柯西主值, $t$ 为时间变量, $\tau$ 为时间窗口;

[0025]  $A_x(t)$ 和 $\Phi_x(t)$ 分别为信号 $x(t)$ 的瞬时振幅以及瞬时相位,计算公式如下:

$$[0026] \quad A_x(t) = \sqrt{x^2(t) + \tilde{x}^2(t)}$$

$$[0027] \quad \Phi_x(t) = \arctan \frac{\tilde{x}(t)}{x(t)}$$

[0028] 同样地,定义信号 $y(t)$ 的解析信号 $Z_y(t)$ ,并计算瞬时相位 $\Phi_y(t)$ 。

[0029] 具体的PLV计算公式如下:

[0030]  $PLV = |\langle \exp(i\{\Phi_x(t) - \Phi_y(t)\}) \rangle|$

[0031] 其中 $\langle . \rangle$ 表示时间上的均值,  $i$ 同公式(2)的 $i$ ;

[0032] 步骤5、脑区内/间相位同步指标计算。

[0033] 相位同步能够反应大脑不同区域间信息整合的相互关系,因此本发明提出三类同步指标进行分脑区同步分析,其中,左右半脑之间9个电极对的PLV均值被定义为跨脑区PS(Inter-hemispheric phase synchronization, IHPS)指数,它反映了左右脑区之间的信息交互;左半脑3个电极(Fp1、F3、F7)构成3个电极对,它们之间的PLV均值被定义为左半脑PS(Left hemispheric phase synchronization, LHPS)指数,它反映了左半脑内部的消息交互机制;右半脑3个电极(Fp2、F4、F8)构成3个电极对,它们之间的PLV均值被定义为右半脑PS(Right Hemispheric phase synchronization, RHPS)指数,它反映了右半脑内部的信息交互机制。

[0034] 以IHPS为例, IHPS的计算如下式所示:

$$[0035] \quad IHPS = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N PLV_i$$

[0036] 其中,  $N$ 表示跨脑区通道对的个数。LHPS和RHPS的计算同IHPS计算原理相同。

[0037] 步骤6、脑昏迷状态识别。

[0038] 在 $T$ 时间内,连续记录 $\delta$ ,  $\theta$ 及 $\alpha$ 三个低频段下IHPS, LHPS和RHPS指标,其中 $T$ 为人为设定时间,一般大于30min;如果IHPS均大于LHPS和RHPS的现象,则表示患者处于深度昏迷状态,应继续治疗;否则表现为混乱状态,则表示患者可能处于过度昏迷状态,应采取后续判定措施。

[0039] 本发明的有益效果是:本发明提供了一种基于脑电相位同步从脑区信息交互的角度判断患者脑昏迷状态的方法。基于相位同步脑功能网络分析方法,通过对患者前额左右半脑跨脑区和脑区内的信息交互关系进行分析和比较,本发明提出在低频段( $\delta$ ,  $\theta$ 和 $\alpha$ )深度昏迷患者跨脑区相位同步指标要显著高于脑区内指标值,并具有相当的稳定性,而过度昏迷患者则没有这种现象,呈现出混乱状态,这种现象为昏迷状态判定提供了一种更为方便、准确、可靠的鲁棒性神经标记,可以作为医生临床昏迷状态诊断的重要参考依据。由于该方法具有一定的即时性和精确性,有望开发出一种新的可视化工具来辅助临床脑昏迷状态的诊断。

## 附图说明

[0040] 图1为本发明具体实施方式流程图;

[0041] 图2为本发明具体实施方式大脑电极位置图;

[0042] 图3为两类患者相位同步指数比较;

[0043] 图4为深度昏迷患者 $\delta$ 频段实时计算IHPS, LHPS和RHPS指数结果;

[0044] 图5为过度昏迷患者 $\delta$ 频段实时计算IHPS, LHPS和RHPS指数结果。

## 具体实施方式

[0045] 下面结合附图,对本发明一种基于脑区信息交互的脑昏迷状态识别方法做详细描

述。

[0046] 如图1所示,一种基于脑区信息交互的脑昏迷状态识别方法,包括以下步骤:

[0047] 步骤1、脑电数据采集:2004年6月至2006年3月,在经验丰富的临床医生的监督下,经患者监护人同意,收集了36名成人患者的脑电数据。信号采集使用NEUROSCAN ESI-64系统记录EEG数据,采样率为1000Hz,电极阻抗小于8000Ω。考虑到患者的状况,根据标准10-20系统将六个电极(Fp1,Fp2,F3,F4,F7和F8)置于在前额上,并且将A1和A2作为参考电极放置在耳垂上。如图2所示。

[0048] 步骤2、脑电信号预处理:使用去平均方法对数据进行基线校正,然后采用FIR滤波将信号滤波到6个频带,delta(0.5-4Hz),theta(4-8Hz),alpha(8-13Hz),low beta(13-22Hz),highbeta(22-30Hz)和gamma(30-40Hz)。

[0049] 步骤3、信号段长选择:PLV计算时,数据长度的选择非常关键,因此在计算PLV之前,首先要选择合适的信号段长。同步指数计算时段长的计算如下:

$$[0050] \quad L = \frac{C \times S}{F}$$

[0051] L,C,S和F分别表示段长,周期数,采样率和频段。如果采样率为1000Hz,则对于delta(0.5-4Hz)频段,其同步指数计算的段长取为1000ms(非重叠时间窗口)。也就是说,选择3或4个周期。类似地,其他两个个频带theta(4-8Hz),alpha(8-13Hz)的段长均为:800ms。

[0052] 步骤4、相位锁定值计算:根据步骤3计算出的不同频段的段长,计算delta,theta及alpha频段下每两个通道之间的相位同步关系。

[0053] 对连续时间信号 $x(t)$ ,首先定义一个解析信号 $Z_x(t)$ ,

$$[0054] \quad Z_x(t) = x(t) + i\tilde{x}(t) = A_x(t)e^{i\Phi_x(t)}$$

[0055] 其中, $i$ 为解析信号的虚部;

[0056]  $\tilde{x}(t)$ 为 $x(t)$ 的希尔伯特变换,

$$[0057] \quad \tilde{x}(t) = \frac{1}{\pi} P \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{x(\tau)}{t - \tau} d\tau$$

[0058] 其中, $P$ 为柯西主值, $t$ 为时间变量, $\tau$ 为时间窗口;

[0059]  $A_x(t)$ 和 $\Phi_x(t)$ 分别为信号 $x(t)$ 的瞬时振幅以及瞬时相位,计算公式如下:

$$[0060] \quad A_x(t) = \sqrt{x^2(t) + \tilde{x}^2(t)}$$

$$[0061] \quad \Phi_x(t) = \arctan \frac{\tilde{x}(t)}{x(t)}$$

[0062] 同样地,定义信号 $y(t)$ 的解析信号 $Z_y(t)$ ,并计算瞬时相位 $\Phi_y(t)$ 。

[0063] 具体的PLV计算公式如下:

$$[0064] \quad PLV = |\langle \exp(i\{\Phi_x(t) - \Phi_y(t)\}) \rangle|$$

[0065] 其中 $\langle \cdot \rangle$ 表示时间上的均值, $i$ 同公式(2)的 $i$ ;

[0066] 步骤5、脑区内/间相位同步指标计算:

[0067] 5-1:两类患者相位同步差异性分析。同一频段内统计同类型患者所有15个通道间PLV均值。如图3所示,横坐标是6个频段,纵坐标表示PLV均值,同时给出了PLV的标准差和显

著性检验结果,其中,实心矩形表示深度昏迷患者的PLV均值,空心矩形表示过度昏迷患者的平均PLV,其中符号\*表示 $p < 0.05$ ,\*\*表示 $p < 0.01$ ,n.s.表示不存在显著性差异。通过观察可以看出深度昏迷患者的PLV均值在各频段均大于过度昏迷患者的PLV均值。该结果可以利用相位同步/锁相的物理意义进行解释,即PS可以反映从混沌到有序的过程。对于深度昏迷患者的大脑可以将脑部混沌行为转移到集体系统的有序行为,而过度昏迷患者已经不具备进行认知操作的能力,因此,PS强度很弱,即导致PLV值较小。值得注意的是,在高频 $\gamma$ 波段( $p > 0.05$ )两类患者通道间PLV不存在显著性差异,而在 $\delta$ 、 $\theta$ 、 $\theta$ 和low $\beta$ 频段均存在显著性差异( $p < 0.05$ )。众所周知,当大脑活动变得相对较弱时,脑信号主要集中在慢波。因此上述结果进一步说明了深度昏迷患者的额叶脑区间信息交互比过度昏迷患者的脑区信息交互性更强。

[0068] 5-2:基于5-1的显著性结果,分别在 $\delta$ 、 $\theta$ 、 $\theta$ 、low $\beta$ 、high $\beta$ 频段分类型统计患者不同脑区的PLV平均值、方差和显著性p值。如表5-2.1和表5-2.2所示,“\*”表示通过显著性检验( $p < 0.05$ ),n.s.表示未通过显著性检验( $p \geq 0.05$ )。通过观察表5-2.1可以发现,在低频段( $\delta$ 、 $\theta$ 和 $\theta$ )深度昏迷患者的IHPS指数明显大于其LHPS和RHPS(IHPS>LHPS&RHPS)指数,且存在显著性差异( $p < 0.05$ )。一方面,再次证明了昏迷病人的脑电波主要是低频慢波,另一方面表明了对于深度昏迷患者的左右半脑间信息交互性更强。这一结果为理解深度昏迷患者的大脑处理机制开辟了新的思路。然而,过度昏迷患者的同步指数间没有出现上述现象( $p > 0.05$ )。基于以上结果,本发明将这种指标性现象作为临床上判定脑昏迷程度的具有鲁棒性的神经标记。

[0069] 表5-2.1深度昏迷患者的脑区内/间的PLV

[0070]

---

### 深度昏迷

---

[0071]

Bands	IHPS	LHPS	RHPS	p		
	Mean( $\pm$ Std)	Mean( $\pm$ Std)	Mean( $\pm$ Std)	(IHPS/ LHPS)	(IHPS/ RHPS)	(LHPS/ RHPS)
delta	0.73 ( $\pm$ 0.073)	0.69 ( $\pm$ 0.082)	0.69 ( $\pm$ 0.086)	*	*	n.s.
theta	0.66 ( $\pm$ 0.065)	0.61 ( $\pm$ 0.074)	0.62 ( $\pm$ 0.084)	*	*	n.s.
alpha	0.62 ( $\pm$ 0.070)	0.57 ( $\pm$ 0.079)	0.57 ( $\pm$ 0.081)	*	*	n.s.
low beta	0.58 ( $\pm$ 0.082)	0.55 ( $\pm$ 0.081)	0.50 ( $\pm$ 0.060)	n.s.	n.s.	n.s.
high beta	0.64 ( $\pm$ 0.060)	0.62 ( $\pm$ 0.064)	0.65 ( $\pm$ 0.067)	n.s.	n.s.	n.s.

[0072] 表5-2.2过度昏迷患者脑区内/间的PLV

[0073]

过度昏迷						
Bands	IHPS	LHPS	RHPS	p		
	Mean (±Std)	Mean (±Std)	Mean (±Std)	(IHPS/ LHPS)	(IHPS/ RHPS)	(LHPS/ RHPS)
delta	0.61 (±0.078)	0.59 (±0.093)	0.60 (±0.098)	n.s.	n.s.	n.s.
theta	0.57 (±0.138)	0.55 (±0.143)	0.57 (±0.128)	n.s.	n.s.	n.s.
alpha	0.51 (±0.066)	0.48 (±0.064)	0.50 (±0.064)	n.s.	n.s.	n.s.
low beta	0.54 (±0.053)	0.52 (±0.072)	0.51 (±0.046)	n.s.	n.s.	n.s.
high beta	0.66 (±0.026)	0.65 (±0.032)	0.62 (±0.025)	n.s.	n.s.	n.s.

[0074] 步骤6、脑昏迷状态识别：考虑到上述方法的计算高效性，进一步验证指标间潜在的临床效用，本步骤试图在EEG记录期间实时统计和展示三类同步指标。基于滑动窗口对采集的脑电数据实时进行三类同步指标计算（窗口长度设置为20s，重叠50%）。基于45个trial进行实时同步指数统计，结果如表5-3所示（深度昏迷：23个trial；过度昏迷：22个trial）。对于深度昏迷患者在 $\delta$ 、 $\theta$ 和 $\alpha$ 波段满足IHPS>LHPS&RHPS的条件结果分别为78.2%、87%和100%。值得注意的是，在 $\alpha$ 波段23个trial均满足IHPS>LHPS&RHPS的现象。同时发现对于过度昏迷患者，总共22个trial，在三个频段均出现IHPS>LHPS&RHPS的概率仅为4.7%。上述显著的结果，使得后续设计可视化实时检测装置成为可能，并为医生提供更多的关于脑昏迷状态的诊断讯息。

[0075] 表5-3 45个trial的统计结果 (PPS:满足条件的概率)

[0076]

	深度昏迷 (23 trials)		过度昏迷 (22 trials)	
	IHPS > LHPS & RHPS	PPS	IHPS > LHPS & RHPS	PPS
delta	18/23	78.2%	1/22	4.7%
theta	20/23	87%	1/22	4.7%
alpha	23/23	100%	1/22	4.7%

[0077] 图4和图5分别展示了某位深度昏迷患者和某位过度昏迷患者在 $\delta$ 频带脑电同步指数的实时检测结果。其中,黑粗线、虚线和细线分别表示IHPS、LHPS和RHPS指数,t表示滑动时间窗口,长度为20s,重叠50%。同时可以发现实时结果仍然和上述结果保持一致。对于深度昏迷患者(IHPS>LHPS&RHPS指数),即黑粗线始终位于上放,而对于过度昏迷患者则出现了无规则的混乱现象。

[0078] 就临床实用性而言,上述EEG记录的实时对比分析,将为医生提供有关脑部活动状态分析的有价值的线索。因此,上述分析可以在临床实践中作为病人潜在地诊断和预后参考,并具有很强的及时性和精确性,而且有望开发出一种新的可视化工具来辅助临床脑昏迷状态诊断。

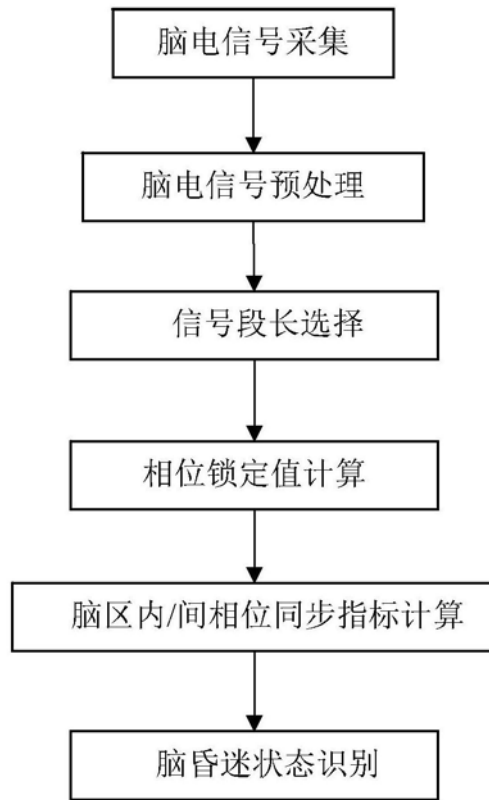


图1

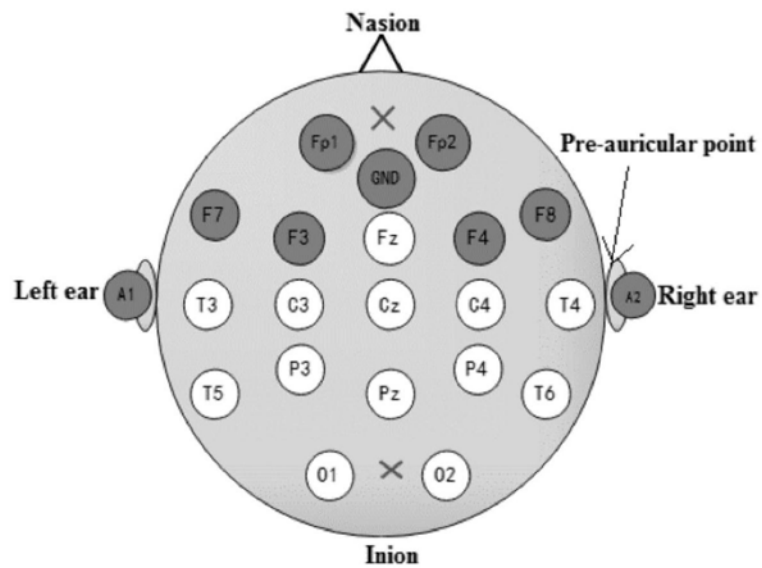


图2

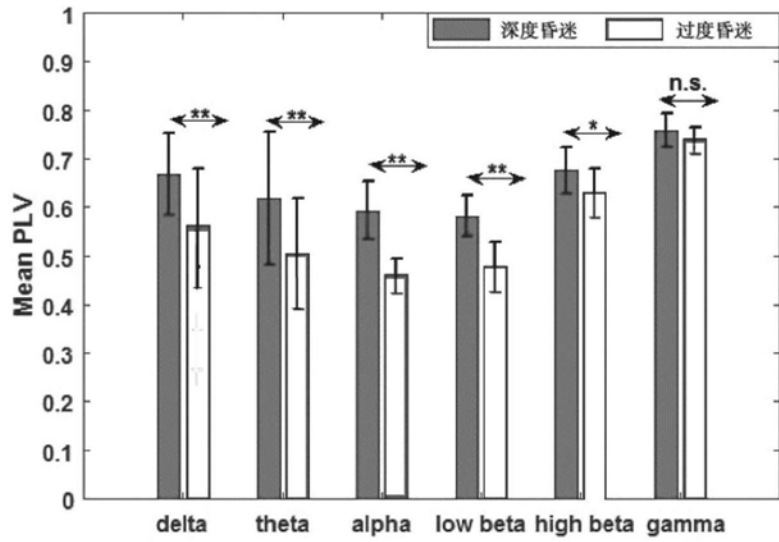


图3

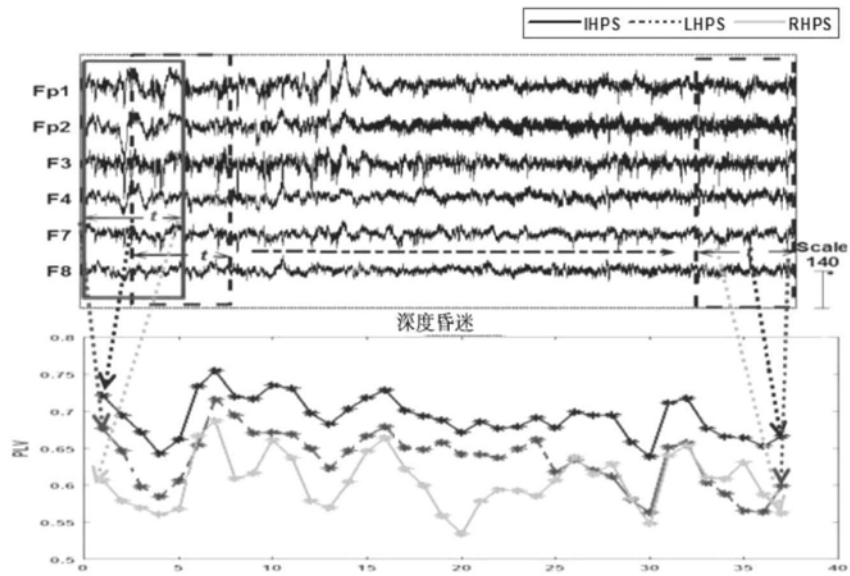


图4

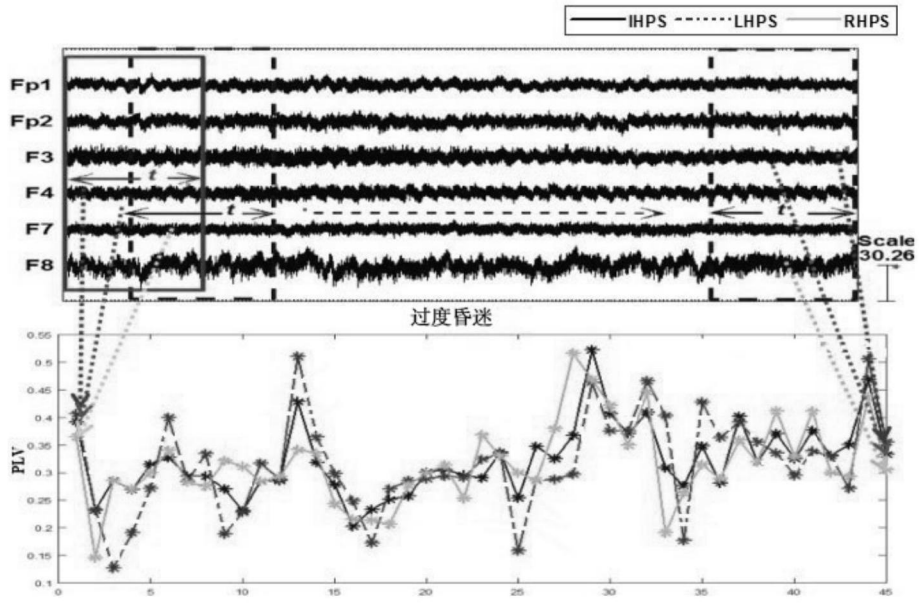


图5

专利名称(译)	一种基于脑区信息交互的脑昏迷状态识别方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN109893125A</a>	公开(公告)日	2019-06-18
申请号	CN201910203614.2	申请日	2019-03-18
[标]申请(专利权)人(译)	杭州电子科技大学		
申请(专利权)人(译)	杭州电子科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	杭州电子科技大学		
[标]发明人	张建海 张娜 孔万增		
发明人	张建海 刘予晞 张娜 孔万增		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/0478 A61B5/00		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种基于脑区信息交互的脑昏迷状态识别方法。本发明根据10-20系统标准选择前额左右脑对称的六个电极采集脑电信号，获取前额脑电信号后，对其进行预处理，然后分别计算delta,theta,alpha频段上所有通道间的相位同步值，进而计算出左右脑区跨脑区和脑区内相位同步指标，最后根据T时间内跨脑区和脑区间信息交互关系判断脑昏迷状态。本发明为昏迷状态判定提供了一种更为方便、准确、可靠的鲁棒性神经标记，可以作为医生临床昏迷状态诊断的重要参考依据。

