



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107280664 A

(43)申请公布日 2017. 10. 24

(21)申请号 201710614670.6

(22)申请日 2017.07.26

(71)申请人 中国科学院心理研究所

地址 100101 北京市朝阳区林萃路16号院
中国科学院心理研究所

(72)发明人 胡理

(74)专利代理机构 北京东方芊悦知识产权代理
事务所(普通合伙) 11591

代理人 彭秀丽

(51) Int. Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

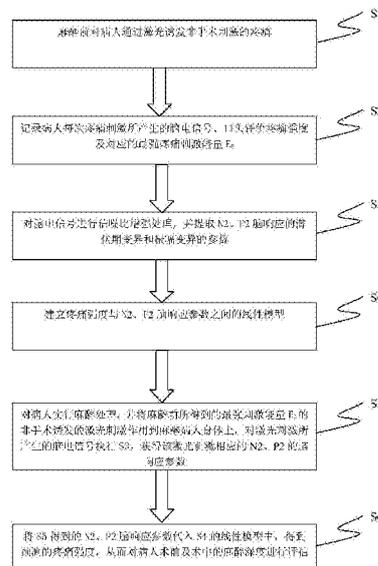
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

一种基于疼痛脑响应的术前及术中麻醉深度评估的方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于疼痛脑响应的术前及术中麻醉深度评估的方法,麻醉前对病人通过激光诱发非手术刺激的疼痛;记录病人每次疼痛刺激所产生的脑电响应信号、口头评价疼痛强度及对应的最强疼痛刺激能量 E_0 ;对脑电信号进行信噪比增强处理,并提取N2、P2脑响应的潜伏期变异和振幅变异的参数;建立疼痛强度与N2、P2脑响应参数之间的线性模型;对病人实行麻醉处理,并将麻醉前所得最强激光刺激能量为 E_0 的非手术诱发的激光刺激作用到麻醉病人身体上,对激光刺激所产生的脑电信号执行信噪比增强处理,并提取N2、P2脑响应的潜伏期变异和振幅变异的参数,通过计算得到预测疼痛强度,并通过此疼痛强度,对病人术前及术中的麻醉深度进行评估。本发明将测算时间控制在2秒以内,能够很好地应用于局麻以及全麻的术前及术中检测。



CN 107280664 A

1. 一种基于疼痛脑响应的术前及术中麻醉深度评估的方法,其特征在于,所述方法包括:

步骤1、麻醉前对病人通过激光诱发非手术刺激的疼痛;

步骤2、记录病人每次疼痛刺激所产生的脑电信号、口头评价疼痛强度及对应的最强疼痛刺激能量 E_0 ;

步骤3、对步骤2中的脑电信号进行信噪比增强处理,并提取N2、P2脑响应的潜伏期变异和振幅变异的参数;

步骤4、建立疼痛强度与N2、P2脑响应参数之间的线性模型;

步骤5、对病人实行麻醉处理,并将麻醉前所得到的最强刺激能量 E_0 的非手术诱发的激光刺激作用到麻醉病人身体上,对激光刺激所产生的脑电信号执行步骤3,获得该激光刺激相应的N2、P2的脑响应参数;

步骤6、将步骤5得到的N2、P2脑响应参数代入步骤4的线性模型中,得到预测的疼痛强度,从而对病人术前及术中的麻醉深度进行评估。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述步骤1中采用激光束短暂辐射热脉冲刺激器刺激病人的手背或足背,诱发病人的疼痛。

3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述步骤2中的记录病人麻醉前所产生疼痛强度及对应的最强疼痛刺激能量 E_0 ,其具体方法是:以相同步长逐渐增加激光刺激强度,直到病人的口头评价疼痛强度的评分出现6-8分为止,依次记录病人每次的脑电响应及口头评价疼痛强度 I ,并记录最强激光刺激的刺激能量 E_0 。

4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,每次激光刺激持续时间为3-6ms,起始刺激能量为1-2J,激光刺激强度增加的步长为0.2-0.5J,刺激间隔为10-15s。

5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,激光刺激能量的递增序列重复3至5次,将每次所测得的最强激光能量 E_0 取平均值为 E_t 直接作用到麻醉病人身体上。

6. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于,每次激光刺激后,激光束随机移动,以避免伤害感受器疲劳或致敏。

7. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述步骤2中对病人进行口头评价疼痛强度的测取方法是:将激光刺激能量直接作用到病人身上,病人根据承受的疼痛对疼痛强度作出口头评分,口头评价疼痛强度的评分标准为0-10分,其中0分为完全不痛,4分为刚开始有疼痛感觉,10分为最痛。

8. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述步骤3中的脑电信号进行信噪比增强处理,并提取N2、P2脑响应的潜伏期变异和振幅变异的参数,其具体方法是:

步骤3.1,对所采集的脑电信号进行带通滤波BPF以消除不相关的噪声;

步骤3.2,采用独立成分分析ICA去除眼动伪迹;

步骤3.3,采用共空间模式滤波CSP去除无关伪迹;

步骤3.4,采用多元线性回归MLR提取N2、P2脑响应的潜伏期变异和振幅变异等相关参数:

$$f(t) = \beta_1 y_N(t) + \beta_2 y'_N(t) + \beta_3 y_P(t) + \beta_4 y'_P(t) + \beta_5 \quad (1)$$

其中: $f(t)$ 是每次激光诱发的疼痛的脑响应与时间 t 之间的变化关系;

$\beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4, \beta_5$ 是每次诱发刺激响应中N2、P2成分的潜伏期变异和振幅变异的常量参

数;

$y_N(t)$ 和 $y_P(t)$ 是 N2、P2 波形的模板;

$y'_N(t)$ 和 $y'_P(t)$ 分别是 N2、P2 模板关于时间的导数。

9. 根据权利要求 8 所述的方法,其特征在于,所述的带通滤波 BPF 采用 1-30Hz 进行;所述的独立成分分析 ICA 中,去除具有大 EOG 通道贡献和额叶头皮分布的独立成分;所述的 CSP 滤波时,选择对应于 X_{post} 的最大特征值和 X_{pre} 的最小特征值的 3 个特征向量来重构所有通道每次的脑电信号响应。

10. 根据权利要求 9 所述的方法,其特征在于,所述步骤 4 中建立疼痛强度与 N2、P2 脑响应参数之间的线性模型的具体方法:

根据每次的口头评价疼痛强度 I_k 及在步骤 3 中所得到的对应试次的参数 $\beta_{1k}, \beta_{2k}, \beta_{3k}, \beta_{4k}, \beta_{5k}$ 建立线性回归模型:

$$I_k = \sum_{i=1}^5 \alpha_i \beta_{ik} + c \quad (2)$$

通过最小二乘法获得线性回归模型系数 $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \alpha_4, \alpha_5$ 和 c 值。

11. 根据权利要求 10 所述的方法,其特征在于,所述步骤 6 中获得预测疼痛强度的具体方法是:对麻醉后施加给病人身上的最强激光诱发的疼痛刺激所产生的脑电信号通过步骤 3 处理后,提取与 N2、P2 脑响应参数相对应的 $\beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4, \beta_5$ 系数值;将 $\beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4, \beta_5$ 以及步骤 4 中所得到的 $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \alpha_4, \alpha_5$ 和 c 代入等式 (2) 中,计算出预测疼痛强度 I_0 。

12. 根据权利要求 11 所述的方法,其特征在于,所述步骤 6 对病人术前及术中的麻醉深度进行评估的方法是,通过等式 (2) 中所得到的预测疼痛强度 I_0 值越低,则麻醉程度越高;若 $I_0 \leq 4$, 则说明麻醉后的病人已暂时失去痛觉。

一种基于疼痛脑响应的术前及术中麻醉深度评估的方法

技术领域

[0001] 本发明属于术前麻醉技术领域,具体涉及一种基于疼痛脑响应的术前及术中麻醉深度评估的方法,用于指导实时调整镇痛方案。

背景技术

[0002] 术前及术中麻醉深度的精确评估和判断已成为临床麻醉医师高度关注和亟待解决的一项难题。全身麻醉是一种特殊而复杂的状态,包括镇静催眠、记忆缺失、镇痛、应激抑制和肌肉松弛等多方面因素,并历经全麻诱导、维持及苏醒的全过程,在整个过程中均通过使用麻醉药物来控制。

[0003] 不同手术方式、不同人群及不同程度的术中刺激对麻醉药物反应性亦不同。麻醉药物用量不足造成的麻醉深度过浅,容易导致血流动力学波动、术中知晓和体动等不良反应,使手术无法顺利进行;麻醉药物过量造成的麻醉过深则对呼吸系统、循环系统在内的生命器官功能出现严重抑制,缺血缺氧,严重的可能导致患者脑功能损伤,危及生命。因此,术前及术中麻醉深度评估既有利于控制麻醉质量,又可利用最少的麻醉药物达到最佳的麻醉效果,缩短术后苏醒时间。

[0004] 目前临床应用的术前麻醉,特别是局麻检测手段还仅限于行为测试或者病人的口头报告,并没有通过任何生理指标来反应麻醉实施的效果。而全麻的术前及术中检测应用的是术中监测技术,常见的有两种监测技术,分别为听觉诱发电位指数(A-Line (OR) ARX-index, AAI)和脑电双频指数(bispectral index, BIS)。

[0005] BIS反应的是整个大脑皮层的抑制程度,是一种综合性计算结果;但是该技术并没有具体的解剖学定位,而且存在一定的延迟时间,在移动时间平均数模式下,通常的延迟时间为30-60秒。AAI反应的是从内侧膝状体和初级听觉皮层产生的中潜伏期听觉诱发电位波幅与潜伏期的变化,是大脑对声音刺激的主动反应,波形有明确的解剖学定位;然而该技术的局限性在于存在延迟时间(外因输入自动回归模式下)通常为2-6秒。

发明内容

[0006] 因此,本发明为了解决现有AAI和BIS技术在全麻的术前及术中检测应用中所存在的监测延迟时间长以及不能直接对伤害性系统功能进行评估的技术问题,为此,本发明提供了一种基于疼痛脑响应的术前及术中麻醉深度评估的方法。

[0007] 所采用的技术方案如下:

[0008] 一种基于疼痛脑响应的术前及术中麻醉深度评估的方法,所述方法包括:

[0009] 步骤1、麻醉前对病人通过激光诱发非手术刺激的疼痛;

[0010] 步骤2、记录病人每次疼痛刺激所产生的脑电信号、口头评价疼痛强度及对应的最强疼痛刺激能量 E_0 ;

[0011] 步骤3、对步骤2中的脑电信号进行信噪比增强处理,并提取N2、P2脑响应的潜伏期变异和振幅变异的参数;

[0012] 步骤4、建立疼痛强度与N2、P2脑响应参数之间的线性模型；

[0013] 步骤5、对病人实行麻醉处理，并将麻醉前所得到的最强刺激能量为 E_0 的非手术诱发的激光刺激作用到麻醉病人身体上，对激光刺激所产生的脑电信号执行步骤3，获得该激光刺激相应的N2、P2的脑响应参数；

[0014] 步骤6、将步骤5得到的N2、P2脑响应参数代入步骤4的线性模型中，得到预测的疼痛强度，从而对病人术前及术中的麻醉深度进行评估。

[0015] 所述步骤1中采用激光束短暂辐射热脉冲刺激器刺激病人的手背或足背，诱发病人的疼痛。

[0016] 所述步骤2中的记录病人麻醉前所产生疼痛强度及对应的最强疼痛刺激能量 E_0 ，其具体方法是：以相同步长逐渐增加激光刺激强度，直到病人的口头评价疼痛强度的评分出现6-8分为止，依次记录病人每次的脑电响应及口头评价疼痛强度 I ，并记录最强激光刺激的刺激能量 E_0 。

[0017] 每次激光刺激持续时间为3-6ms，起始刺激能量为1-2J，激光刺激强度增加的步长为0.2-0.5J，刺激间隔为10-15s。

[0018] 激光刺激能量的递增序列重复3至5次，将每次所测得的最强激光能量 E_0 取平均值为 E_t 直接作用到麻醉病人身体上。

[0019] 每次激光刺激后，激光束随机移动，以避免伤害感受器疲劳或致敏。

[0020] 所述步骤2中对病人进行口头评价疼痛强度的测取方法是：将激光刺激能量直接作用到病人身上，病人根据承受的疼痛对疼痛强度作出口头评分，口头评价疼痛强度的评分标准为0-10分，其中0分为完全不痛，4分为刚开始有疼痛感觉，10分为最痛。

[0021] 所述步骤3中的脑电信号进行信噪比增强处理，并提取N2、P2脑响应的潜伏期变异和振幅变异的参数，其具体方法是：

[0022] 步骤3.1，对所采集的脑电信号进行带通滤波BPF以消除不相关的噪声；

[0023] 步骤3.2，采用独立成分分析ICA去除眼动伪迹；

[0024] 步骤3.3，采用公共空间模式滤波CSP去除无关伪迹；

[0025] 步骤3.4，采用多元线性回归MLR提取N2、P2脑响应的潜伏期变异和振幅变异等相关参数：

$$[0026] \quad f(t) = \beta_1 y_N(t) + \beta_2 y'_N(t) + \beta_3 y_P(t) + \beta_4 y'_P(t) + \beta_5 \quad (1)$$

[0027] 其中： $f(t)$ 是每次激光诱发的疼痛的脑响应与时间 t 之间的变化关系；

[0028] $\beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4, \beta_5$ 是每次诱发刺激响应中N2、P2成分的潜伏期变异和振幅变异的常量参数；

[0029] $y_N(t)$ 和 $y_P(t)$ 是N2、P2波形的模板；

[0030] $y'_N(t)$ 和 $y'_P(t)$ 分别是N2、P2模板关于时间的导数。

[0031] 所述的带通滤波BPF采用1-30Hz进行；所述的独立成分分析ICA中，去除具有大EOG通道贡献和额叶头皮分布的独立成分；所述的CSP滤波时，选择对应于 X_{post} 的最大特征值和 X_{pre} 的最小特征值的3个特征向量来重构所有通道每次的脑电信号响应。

[0032] 所述步骤4中建立疼痛强度与N2、P2脑响应参数之间的线性模型的具体方法：

[0033] 根据每次的口头评价疼痛强度 I_k 及在步骤3中所得到的对应试次的参数 $\beta_{1k}, \beta_{2k}, \beta_{3k}, \beta_{4k}, \beta_{5k}$ 建立线性回归模型：

$$[0034] \quad I_k = \sum_{i=1}^5 \alpha_i \beta_{ik} + c \quad (2)$$

[0035] 通过最小二乘法获得线性回归模型系数 $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \alpha_4, \alpha_5$ 和 c 值。

[0036] 所述步骤6中获得预测疼痛强度的具体方法是：对麻醉后施加给病人身上的最强激光诱发的疼痛刺激所产生的脑电信号通过步骤3处理后，提取与N2、P2脑响应参数相对应的 $\beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4, \beta_5$ 系数值；将 $\beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4, \beta_5$ 以及步骤4中所得到的 $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \alpha_4, \alpha_5$ 和 c 代入等式(2)中，计算出预测疼痛强度 I_0 。

[0037] 所述步骤6对病人术前及术中的麻醉深度进行评估的方法是，通过等式(2)中所得到的预测疼痛强度 I_0 值越低，则麻醉程度越高；若 $I_0 \leq 4$ ，则说明麻醉后的病人已暂时失去痛觉。

[0038] 本发明技术方案，具有如下优点：

[0039] A. 本发明通过激光刺激诱发疼痛，通过对麻醉前和麻醉后的病人进行激光刺激诱发疼痛，采集病人在两种情况下所产生的脑电信号，根据对麻醉前和麻醉后的病人的脑电信号进行信噪比增强处理及多元线性回归分析，提取出病人的疼痛信号特征，同时结合麻醉前病人的口头评价疼痛强度生成疼痛强度的线性模型，根据疼痛强度的线性模型可以一次性测得病人在麻醉状态下的疼痛强度，从而可以准确对麻醉后激光刺激诱发的疼痛进行实时评估，完成麻醉深度的检测，是对伤害性系统直接进行评估的麻醉深度检测方式。一般情况下本发明可以将延迟时间控制在2秒以内，甚至更快，具有时间延迟小和操作简便的特点，能够很好地应用于局麻以及全麻的术前及术中检测。

[0040] B. 本发明通过带通滤波、独立成分分析去伪迹、共空间模式滤波相结合的方式有效地提高了激光诱发电位(Laser-evoked potentials, LEP)信号的信噪比，有利于对麻醉后病人的麻醉深度作出更准确的评估；同时，本发明同样适用于手背和脚背，因此操作便携性强、应用范围广，特别是能够应用于局麻的术前及术中检测，实现了对局麻以及全麻手术的麻醉监测。

附图说明

[0041] 为了更清楚地说明本发明具体实施方式或现有技术中的技术方案，下面将对具体实施方式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，下面描述中的附图是本发明的一些实施方式，对于本领域普通技术人员来讲，在不付出创造性劳动的前提下，还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0042] 图1为本发明所提供的术前及术中麻醉深度评估方法流程示意图；

[0043] 图2为图1所示麻醉深度评估数据处理过程示意图；

[0044] 图3为图1中步骤3对所采集的脑电信号进行信噪处理流程示意图。

具体实施方式

[0045] 下面将结合附图对本发明的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施例是本发明一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例，本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都属于本发明保护的范围。

[0046] 如图1和图2所示，本发明提供了一种基于疼痛脑响应的术前及术中麻醉深度评估

的方法,包括:

[0047] 【S1】麻醉前对病人通过激光诱发非手术刺激的疼痛。

[0048] 在病人未麻醉的状态下,采用激光束短暂辐射热脉冲刺激器刺激病人的手背或足背,诱发病人的疼痛。比如将激光脉冲指向病人左手手背。

[0049] 【S2】记录病人每次激光刺激所产生的脑电信号、口头评价疼痛强度及对应的最强疼痛刺激能量 E_0 。

[0050] 采用相同步长逐渐增加激光刺激强度,直到病人的疼痛评分出现6-8分为止,依次记录病人每次的脑电响应及口头评价疼痛强度 I ,并记录病人评分最高时所对应的最强激光刺激的刺激能量 E_0 。本发明采用每次激光刺激持续时间为3-6ms,起始刺激能量为1-2J,激光刺激强度增加的步长0.2-0.5J,刺激间隔为10-15s,直到病人的疼痛评分出现6-8分为止。每次激光刺激后,激光束随机移动,以避免伤害感受器疲劳或致敏。激光刺激能量的递增序列重复3至5次,将每次所测得的最强激光能量 E_0 取平均值为 E_t , E_t 也是作为对麻醉后病人进行麻醉深度评价的关键参数。

[0051] 比如,设置激光刺激持续时间为4ms,起始激光刺激能量为2.5J,逐渐增加激光刺激强度,每次激光刺激后,激光束在 5×5 cm的范围内随机移动约1厘米,激光刺激间隔(ISI)介于10和15s之间。每次激光刺激后让病人对疼痛强度进行口头打分(0-10分),其中0分为完全不痛,4分为刚开始有疼痛感觉,10分为最痛。

[0052] 本发明中优选的脑电设备使用64通道Brain Products系统(Brain Products GmbH,Munich,Germany;通带:0.01-100Hz;采样速率:1000Hz),鼻尖用作参考通道,所有通道阻抗保持低于 $10k \Omega$ 。为了监测眼睛运动和眼睛眨眼,同时从4个表面电极记录电眼信号:一对放置在上眼睑和下眼睑上,另一对放置在左右轨道外角1厘米处。

[0053] 【S3】对【S2】中的脑电信号进行信噪比增强处理,并提取N2、P2脑响应的潜伏期变异和振幅变异等相关参数,如图3所示。

[0054] 步骤3.1,对所采集的脑电信号进行带通滤波(bandpass filtering,BPF)以消除不相关的噪声;将采集到的脑电信号经过1和30Hz的带通滤波,使用激光刺激前500ms到刺激后1000ms的分析窗口提取脑电波(Electroencephalogram,EEG),并使用预刺激时间间隔进行基线校正。

[0055] 步骤3.2,采用独立成分分析(independent component analysis,ICA)去除伪迹;

[0056] 步骤3.3,采用共空间模式滤波(common spatial pattern,CSP)去除无关伪迹;选择对应于 X_{post} 的最大特征值和 X_{pre} 的最小特征值的3个特征向量来重构所有通道每次的脑电信号响应。

[0057] 步骤3.4,采用多元线性回归(multiple linear regression,MLR)将滤波后的脑电信号曲线生成疼痛强度与脑响应之间的线性模型,拟合出每次LEP响应中N2、P2成分的潜伏期变异和振幅变异的参数:

$$[0058] \quad f(t) = \beta_1 y_N(t) + \beta_2 y'_N(t) + \beta_3 y_P(t) + \beta_4 y'_P(t) + \beta_5 \quad (1)$$

[0059] 其中: $f(t)$ 是每次激光诱发的疼痛的脑响应与时间 t 之间的变化关系;

[0060] $\beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4, \beta_5$ 是每次诱发刺激响应中N2、P2成分的潜伏期变异和振幅变异的常量参数;

[0061] 这里的N2、P2为人类疼痛脑电成分中的一对复合波,反应的是A δ 纤维介导的对激

光刺激的皮层响应,该对复合波在颅顶电极处波幅最大。

[0062] $y_N(t)$ 和 $y_P(t)$ 是N2、P2波形的模板;

[0063] $y'_N(t)$ 和 $y'_P(t)$ 分别是N2、P2模板关于时间的导数。

[0064] 对于激光刺激后时间间隔(0至500ms)内的Cz电极记录的LEP信号,可以将MLR模型写成如下等式:

$$[0065] \quad f(t) = a_N y_N(t + I_N) + a_P y_P(t + I_P) \quad (3)$$

[0066] 其中 $f(t)$ 是每次激光刺激的激光诱发电位LEP波形随时间 t 变化的函数, $y_N(t)$ 和 $y_P(t)$ 是N2、P2波形的模板(每个病人的模板可通过平均该病人所有LEP的波形得到), a_N 和 a_P 是N2、P2模板的权重, I_N 和 I_P 分别是N2、P2模板的潜伏期偏移值。

[0067] 使用泰勒展开,等式(3)可以写成:

$$[0068] \quad f(t) \approx a_N y_N(t) + I_N a_N y'_N(t) + a_P y_P(t) + I_P a_P y'_P(t) + \varepsilon \quad (4)$$

[0069] 然后将等式(4)转化为上面的等式(1)。

[0070] 下表1中是对麻醉前的病人进行39试次的试验,通过【S3】用多元线性回归的系数拟合出每次激光刺激诱发电位响应中N2、P2成分的潜伏期变异和振幅变异的参数 $\beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4, \beta_5$ 。

[0071] 表1每个试次的变异参数以及疼痛评分

[0072]

试次	β_1	β_2	β_3	β_4	β_5	评分 I
1	-0.6229	-10.0377	2.0393	-17.8962	-4.1360	4
2	1.3252	-26.5107	-0.5287	36.5449	-3.8277	4
3	1.0696	-3.4810	2.0999	-10.7070	-4.6589	5
4	0.1229	-5.2893	4.3966	4.0704	-0.8467	5
5	-0.1012	-0.0543	0.8369	0.3141	-0.8875	6
6	1.7331	-6.3884	2.4272	-3.7156	-2.6545	6
7	1.8052	31.9979	1.8865	25.5902	1.8897	7
8	2.4646	41.2944	5.5764	-50.2130	1.3360	7
9	1.3335	-6.2199	1.2011	-10.6967	5.5469	8
10	2.3428	14.0391	0.7704	14.6892	1.7711	8
11	-0.1710	5.5605	1.9210	-19.1899	-2.3672	4
12	-0.1081	1.6836	1.5499	-13.1612	-3.3516	5
13	1.6439	-32.8566	4.4439	-16.3657	0.1623	5
14	-0.0380	-0.7831	0.4574	9.1924	1.3095	5

[0073]

15	0.2718	-6.1247	-0.1872	-18.0184	-4.7838	6
16	2.1114	6.9733	2.1354	-0.2929	3.3923	6
17	0.5731	-40.9765	1.0008	-6.5988	-3.3808	6
18	-0.1949	-5.1256	-2.9440	-29.5842	2.9188	6
19	0.8201	-43.8004	0.3046	-65.0587	6.3558	7
20	1.6782	19.9914	-1.8911	10.5274	1.7668	7
21	2.4290	28.5252	2.8335	11.6457	-3.2674	8
22	1.7074	-1.6002	1.4396	-11.8600	3.7763	8
23	0.5695	-3.0381	-1.5539	-1.3037	2.1108	4
24	-0.0769	6.6355	0.3220	45.9898	-3.5899	5
25	0.4096	-9.6015	-2.7592	-76.0684	2.9597	5
26	0.1180	-5.9879	-3.6925	19.2902	4.5994	5
27	0.9566	-19.3165	0.4029	-1.6477	-1.5422	6
28	1.2993	-5.5237	2.5339	15.9854	0.3333	6
29	1.4651	25.7948	0.3609	24.8007	-1.9056	6
30	1.7738	14.3300	0.8318	28.9082	0.6200	7
31	1.4463	9.4069	7.0029	19.3288	-4.4682	8
32	2.2014	16.8566	0.9034	3.2084	3.7431	8
33	-0.0404	-3.0264	-3.2454	29.4686	0.2798	4
34	-0.2773	9.1414	1.0740	6.6349	-4.3959	5
35	0.5295	-17.8090	0.7192	5.5678	2.1254	5
36	0.5932	-21.0367	-0.4000	4.4294	3.0100	6
37	1.7512	41.1850	3.8515	15.6506	-1.5354	8
38	2.2685	-0.4459	2.0905	14.1293	0.3079	8
39	1.8771	-16.6795	-1.2372	-33.7537	1.7557	8

[0074] 上表中所给定试次的激光刺激能量越大,激光刺激对象所给出的口头评分也越高。

[0075] 【S4】建立疼痛强度与N2、P2脑响应参数之间的线性模型。

[0076] 根据每次的口头评价疼痛强度 I_k 及在【S3】中所得到的对应试次的参数 $\beta_{1k}, \beta_{2k}, \beta_{3k}, \beta_{4k}, \beta_{5k}$ 建立线性模型:

$$[0077] \quad I_k = \sum_{i=1}^5 \alpha_i \beta_{ik} + c \quad (2)$$

[0078] 通过最小二乘法获得线性回归模型系数 $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \alpha_4, \alpha_5$ 和 c 值。

[0079] 比如,通过对表1中的39个试次进行计算,得到 $\alpha_1=0.9111, \alpha_2=0.0107, \alpha_3=0.0247, \alpha_4=-0.0061, \alpha_5=0.0765$,以及 $c=5.0957$ 。

[0080] 【S5】对病人实行麻醉处理,并将麻醉前所得到的最强刺激能量 E_0 的非手术诱发的激光刺激作用到麻醉病人身体上,对激光刺激所产生的脑电信号执行【S3】,获得该激光刺激相应的N2、P2的脑响应参数。

[0081] 对麻醉后施加给病人身上的最强激光诱发的疼痛刺激所产生的脑电信号通过【S3】处理后,提取与N2、P2脑响应参数相对应的 $\beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4, \beta_5$ 系数值;将 $\beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4, \beta_5$ 以

及【S4】中所得到的 $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \alpha_4, \alpha_5$ 和 c 代入等式(2)中,计算出预测疼痛强度 I_0 。

[0082] 比如,将上表中评分为8的所对应的激光刺激能量啊直接作用到麻醉后的病人身体上,执行【S3】后,得到 $\beta_1=-1.7194, \beta_2=6.8976, \beta_3=0.1719, \beta_4=5.9563, \beta_5=-4.7442$,并

带入 $I_k = \sum_{i=1}^5 \alpha_i \beta_{ik} + c$ 得到 I_0 的值为3.2078。

[0083] 【S6】将【S5】得到的N2、P2脑响应参数代入【S4】的线性模型中,得到预测的疼痛强度,从而对病人术前及术中的麻醉深度进行评估。

[0084] 具体地,通过等式(2)中所得到的预测疼痛强度 I_0 值越低,则麻醉程度越高;若 $I_0 \leq 4$,则说明麻醉后的病人已暂时失去痛觉。在【S5】中通过计算得到麻醉后病人的预测疼痛强度 I_0 为3.2078,可以依据此值对麻醉后的病人作出已暂时失去痛觉的评估,病人适合进行手术处理。

[0085] 显然,上述实施例仅仅是为清楚地说明所作的举例,而并非对实施方式的限定。对于所属领域的普通技术人员来说,在上述说明的基础上还可以做出其它不同形式的变化或变动。这里无需也无法对所有的实施方式予以穷举。而由此所引伸出的显而易见的变化或变动仍处于本发明创造的保护范围之内。

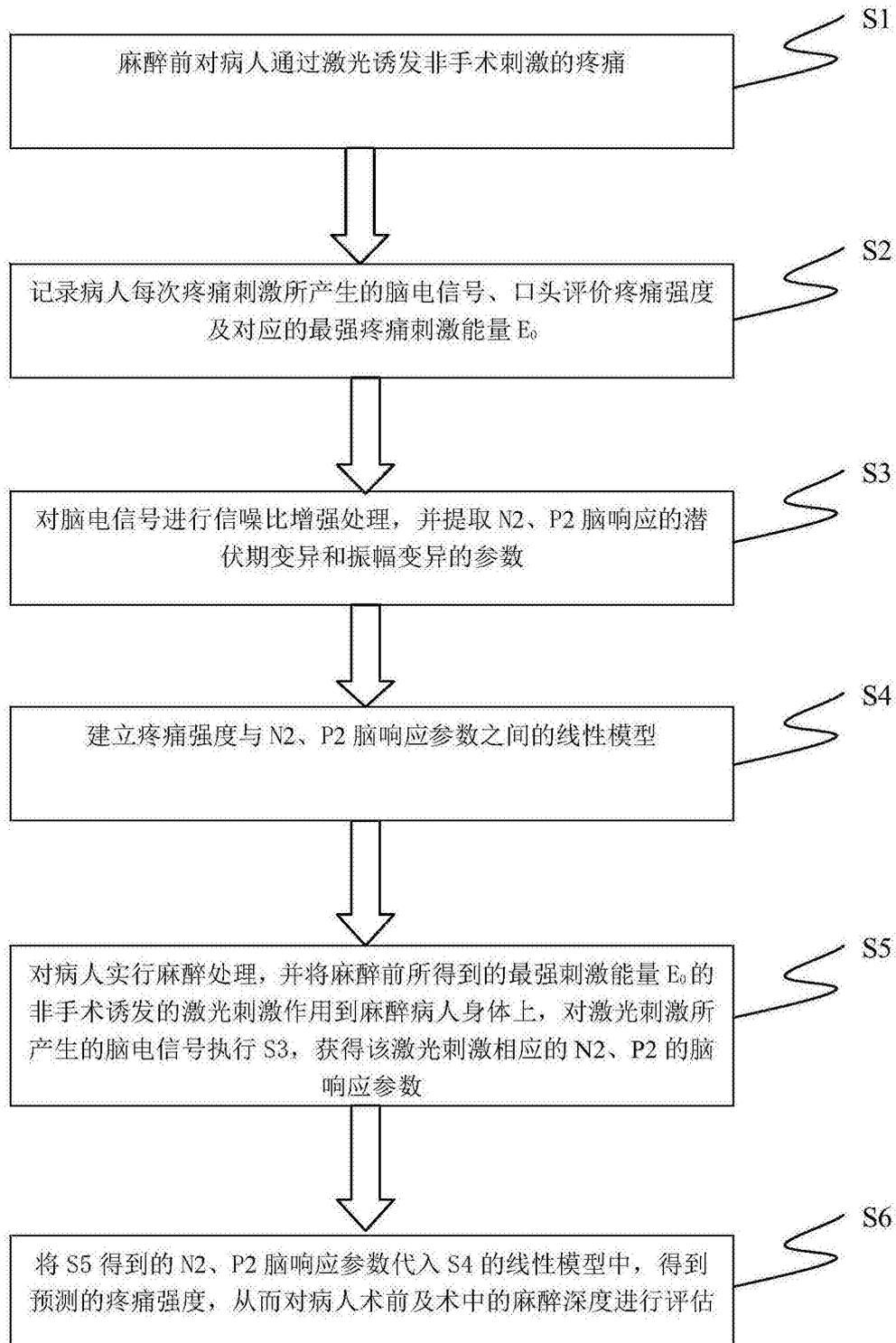


图1

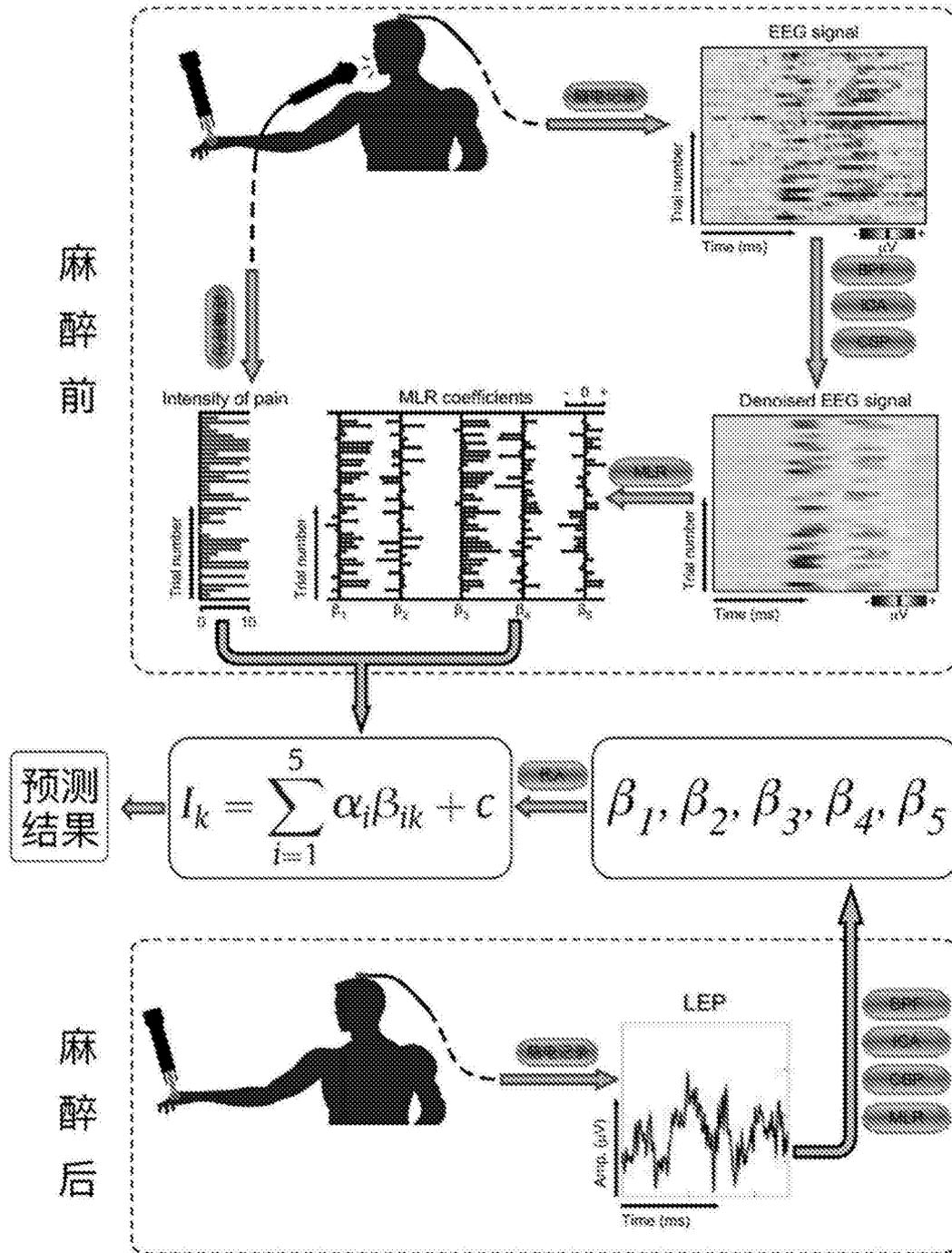


图2

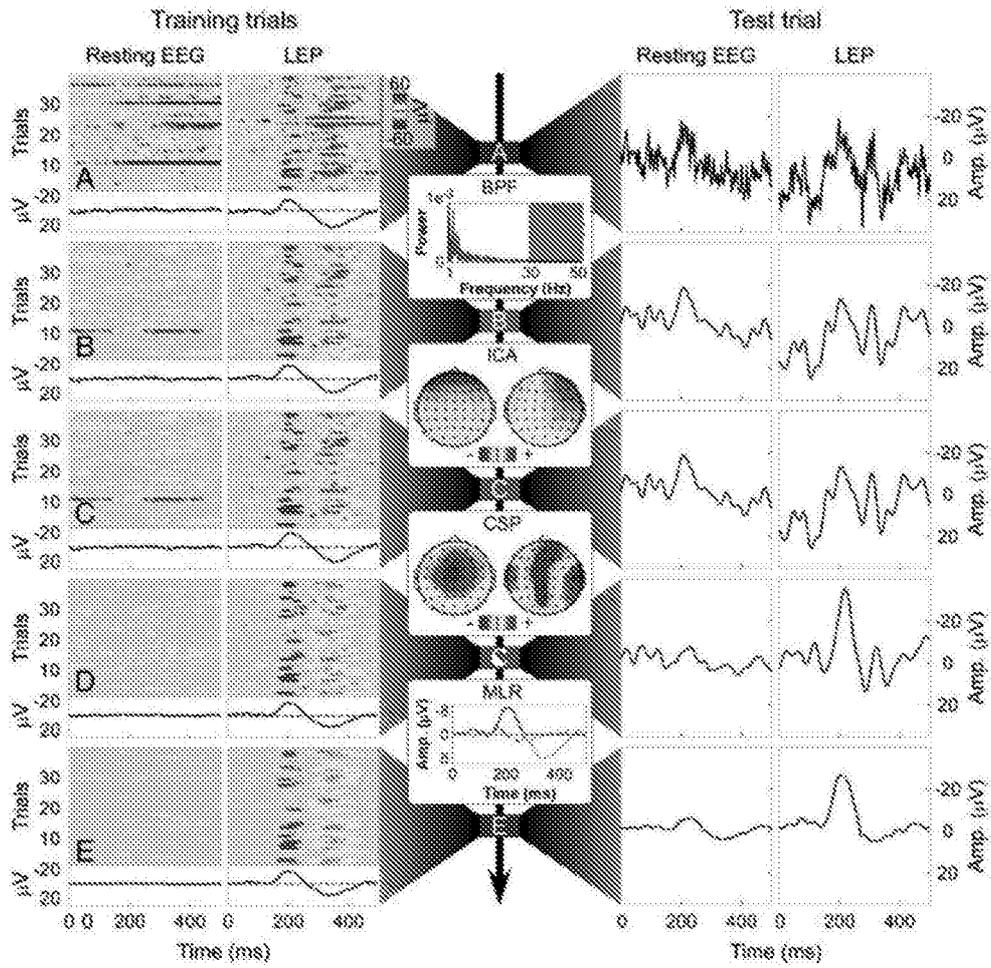


图3

专利名称(译)	一种基于疼痛脑响应的术前及术中麻醉深度评估的方法		
公开(公告)号	CN107280664A	公开(公告)日	2017-10-24
申请号	CN2017110614670.6	申请日	2017-07-26
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院心理研究所		
申请(专利权)人(译)	中国科学院心理研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院心理研究所		
[标]发明人	胡理		
发明人	胡理		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/04012 A61B5/4821 A61B5/4827 A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/725		
代理人(译)	彭秀丽		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于疼痛脑响应的术前及术中麻醉深度评估的方法，麻醉前对病人通过激光诱发非手术刺激的疼痛；记录病人每次疼痛刺激所产生的脑电响应信号、口头评价疼痛强度及对应的最强疼痛刺激能量 E_0 ；对脑电响应信号进行信噪比增强处理，并提取N2、P2脑响应的潜伏期变异和振幅变异的参数；建立疼痛强度与N2、P2脑响应参数之间的线性模型；对病人实行麻醉处理，并将麻醉前所得最强激光刺激能量为 E_0 的非手术诱发的激光刺激作用到麻醉病人身体上，对激光刺激所产生的脑电响应信号执行信噪比增强处理，并提取N2、P2脑响应的潜伏期变异和振幅变异的参数，通过计算得到预测疼痛强度，并通过此疼痛强度，对病人术前及术中的麻醉深度进行评估。本发明将测算时间控制在2秒以内，能够很好地应用于局麻以及全麻的术前及术中检测。

