



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107595247 A

(43)申请公布日 2018.01.19

(21)申请号 201710759950.6

(22)申请日 2017.08.29

(71)申请人 深圳市德力凯医疗设备股份有限公司

地址 518054 广东省深圳市南山区西丽街道官龙村第二工业区10栋6楼

(72)发明人 韩如泉 王拥军 王鑫 邹文
吴伟文 任冠清 李文佳

(74)专利代理机构 深圳市君胜知识产权代理事务所(普通合伙) 44268

代理人 王永文 刘文求

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

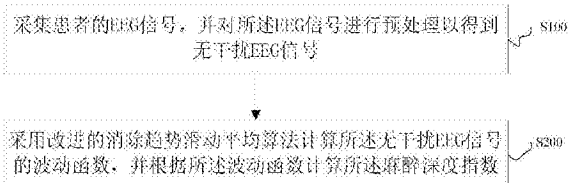
权利要求书2页 说明书8页 附图3页

(54)发明名称

一种基于脑电信号的麻醉深度的监测方法及系统

(57)摘要

本发明公开了一种基于脑电信号的麻醉深度的监测方法及系统,所述方法包括:采集患者的EEG信号,并对所述EEG信号进行预处理以得到无干扰EEG信号;采用改进的消除趋势滑动平均算法计算所述无干扰EEG信号的波动函数,并根据所述波动函数计算所述麻醉深度指数。本发明通过改进的消除趋势滑动平均算法对无干扰脑电信号进行计算以得到麻醉深度指数,从而提高麻醉深度监测的实时性、鲁棒性(或稳定性)和准确性,在脑电信号质量较差的情况下也可以保持检测的可靠性。



1. 一种基于脑电信号的麻醉深度的监测方法,其特征在于,其包括:

采集患者的EEG信号,并对所述EEG信号进行预处理以得到无干扰EEG信号;

采用改进的消除趋势滑动平均算法计算所述无干扰EEG信号的波动函数,并根据所述波动函数计算所述麻醉深度指数。

2. 根据权利要求1所述基于脑电信号的麻醉深度的监测方法,其特征在于,所述采集患者的EEG信号,并对所述EEG信号进行预处理以得到无干扰EEG信号具体为:

采集患者的EEG信息,并采用小波熵阈值法消除所述EEG信号的噪声干扰以得到无干扰EEG信号。

3. 根据权利要求1所述基于脑电信号的麻醉深度的监测方法,其特征在于,所述采用改进的消除趋势滑动平均算法计算所述无干扰EEG信号的波动函数,并根据所述波动函数计算所述麻醉深度指数具体为:

设所述无干扰EEG信号为脑电信号时间序列,并获取所述脑电信号时间序列的均值;

根据所述均值确定所述脑电信号时间序列的累加序列,并采用后向滑动平均值法计算一固定窗口长度的趋势序列;

根据所述趋势序列计算所述脑电信号时间序列的消除趋势序列,并根据所述消除趋势序列计算所述窗口长度无干扰EEG信号的波动值;

根据所述波动值计算所述窗口长度无干扰EEG信号的波动函数,并根据所述波动函数计算所述麻醉深度指数。

4. 根据权利要求1或3所述基于脑电信号的麻醉深度的监测方法,其特征在于,所述波动函数为:

$$F_{MDMA}(s) = \left[\frac{E_m}{L} \sum_{s=3}^L F_M^2(s) \right]^{1/2}$$

其中, E_m 为小波熵, s 为窗口长度, L 为正整数; $F_M^2(s)$ 表示波动值。

5. 根据权利要求4所述基于脑电信号的麻醉深度的监测方法,其特征在于,所述麻醉深度指数为:

$$F_{\min}(s) = K_{\min}^{Modify} \min(\ln F_{MDMA})$$

其中,所述 $K_{\min}^{Modify}$ 为增益指数, $F_{MDMA}(s)$ 为波动函数。

6. 一种基于脑电信号的麻醉深度的监测系统,其特征在于,其包括:

处理模块,用于采集患者的EEG信号,并对所述EEG信号进行预处理以得到无干扰EEG信号;

计算模块,用于采用改进的消除趋势滑动平均算法计算所述无干扰EEG信号的波动函数,并根据所述波动函数计算所述麻醉深度指数。

7. 根据权利要求6所述基于脑电信号的麻醉深度的监测系统,其特征在于,所述处理模块具体用于:

采集患者的EEG信息,并采用小波熵阈值法消除所述EEG信号的噪声干扰以得到无干扰EEG信号。

8. 根据权利要求6所述基于脑电信号的麻醉深度的监测系统,其特征在于,所述计算模块具体包括:

获取单元,用于设所述无干扰EEG信号为脑电信号时间序列,并获取所述脑电信号时间序列的均值;

第一计算单元,用于根据所述均值确定所述脑电信号时间序列的累加序列,并采用后向滑动平均值法计算一固定窗口长度的趋势序列;

第一计算单元,用于根据所述趋势序列计算所述脑电信号时间序列的消除趋势序列,并根据所述消除趋势序列计算所述窗口长度无干扰EEG信号的波动值;

第三计算单元,用于根据所述波动值计算所述窗口长度无干扰EEG信号的波动函数,并根据所述波动函数计算所述麻醉深度指数。

9. 根据权利要求6或8所述基于脑电信号的麻醉深度的监测系统,其特征在于,所述波动函数为:

$$F_{MDMA}(s) = \left[\frac{E_m}{L} \sum_{s=3}^L F_M^2(s) \right]^{1/2}$$

其中, E_m 为小波熵, s 为窗口长度, L 为正整数; $F_M^2(s)$ 表示波动值。

10. 根据权利要求9所述基于脑电信号的麻醉深度的监测系统,其特征在于,所述麻醉深度指数为:

$$F_{\min}(s) = K_{\min}^{Modify} \min(\ln F_{MDMA})$$

其中,所述 $K_{\min}^{Modify}$ 为增益指数, $F_{MDMA}(s)$ 为波动函数。

一种基于脑电信号的麻醉深度的监测方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗技术领域,特别涉及一种基于脑电信号的麻醉深度的监测方法及系统。

背景技术

[0002] 麻醉是指借助于药物等方法而产生的全身或局部感觉的消失及记忆遗忘状态,它可以确保手术的顺利进行,麻醉过深或过浅都会对患者造成危害。因此,麻醉深度的监测尤为重要。而脑电可以直接反映出中枢神经系统的活动。因此脑电技术成为确定麻醉深度的最佳手段之一。目前基于脑电信号的麻醉深度监测方法主要包括频域分析、双谱指数、麻醉趋势和熵指数分析等。双谱指数(bispectral index scale,BIS)是目前使用最多的麻醉深度监测指标,它采用Beta比率、快慢波的相对同步性、爆发抑制率BSR和QUAZ1四个指标,根据麻醉状态调整各个指标的权值,然后通过加权和得到BIS指数。研究发现,BIS明显依赖于麻醉药的使用,且敏感于病人的差异。此外,由于采用平均算法和去除存在较大伪迹干扰的数据段等处理过程,导致BIS参数的更新延迟。麻醉趋势(Narcotrend)利用Kugler多参数统计和,将麻醉脑电波分为A、B、C、D、E、F六大期,14小类。研究表明,麻醉趋势与双谱指数具有相似的临床表现,存在麻醉药和病人个体之间的差异。

[0003] 近几年,非线性动力学方法开始被广泛的应用于脑电信号分析和麻醉深度监测的研究中。利用熵监测麻醉深度的方法就是其中的一种。近似熵是一种度量序列的复杂性和统计量化的规则,对脑电图的时域特征进行分析,其特点是具有较好的抗干扰和抗噪的能力。但是已有的近似熵等复杂性算法由于计算所需序列长度长或计算所需时间长的缺点无法实现实时监测。例如,中国专利申请2015100855324使用基于复杂度的非线性动力学方法对脑电信号进行处理,分别计算脑电信号的格子复杂度、边缘频率和爆发抑制比,并利用决策树算法拟合得到麻醉深度指数。但是这种方法需要专家给出的麻醉状态分类作为参考,其监测结果的准确性受到决策树训练好坏的影响。中国专利申请2007101248131提出了一种基于排序熵的麻醉深度监测方法,对脑电数据进行分段处理,并计算各数据段的排序熵,根据排序熵值的大小估计麻醉深度。中国专利申请2014800085154提出了一种通过使用倒谱技术测量麻醉深度的方法和设备,但它只考虑了脑电信号的频域信息。

[0004] 因而现有技术还有待改进和提高。

发明内容

[0005] 本发明要解决的技术问题在于,针对现有技术的不足,提供一种基于改进的消除趋势滑动平均方法的脑电信号的麻醉深度的监测方法及系统,已达到提高麻醉深度监测的实时性、鲁棒性和准确性的目的。

[0006] 为了解决上述技术问题,本发明所采用的技术方案如下:

[0007] 一种基于脑电信号的麻醉深度的监测方法,其包括:

[0008] 采集患者的EEG信号,并对所述EEG信号进行预处理以得到无干扰EEG信号;

[0009] 采用改进的消除趋势滑动平均算法计算所述无干扰EEG信号的波动函数,并根据所述波动函数计算所述麻醉深度指数。

[0010] 所述基于脑电信号的麻醉深度的监测方法,其中,所述采集患者的EEG信号,并对所述EEG信号进行预处理以得到无干扰EEG信号具体为:

[0011] 采集患者的EEG信息,并采用小波熵阈值法消除所述EEG信号的噪声干扰以得到无干扰EEG信号。

[0012] 所述基于脑电信号的麻醉深度的监测方法,其中,所述采用改进的消除趋势滑动平均算法计算所述无干扰EEG信号的波动函数,并根据所述波动函数计算所述麻醉深度指数具体为:

[0013] 设所述无干扰EEG信号为脑电信号时间序列,并获取所述脑电信号时间序列的均值;

[0014] 根据所述均值确定所述脑电信号时间序列的累加序列,并采用后向滑动平均值法计算一固定窗口长度的趋势序列;

[0015] 根据所述趋势序列计算所述脑电信号时间序列的消除趋势序列,并根据所述消除趋势序列计算所述窗口长度无干扰EEG信号的波动值;

[0016] 根据所述波动值计算所述窗口长度无干扰EEG信号的波动函数,并根据所述波动函数计算所述麻醉深度指数。

[0017] 所述基于脑电信号的麻醉深度的监测方法,其中,所述波动函数为:

$$[0018] \quad F_{MDMA}(s) = \left[\frac{E_m}{L} \sum_{s=3}^L F_M^2(s) \right]^{1/2}$$

[0019] 其中, E_m 为小波熵, s 为窗口长度, L 为正整数; $F_M^2(s)$ 表示波动值。

[0020] 所述基于脑电信号的麻醉深度的监测方法,其中,所述麻醉深度指数为:

$$[0021] \quad F_{\min}(s) = K_{\min}^{Modify} \min(\ln F_{MDMA})$$

[0022] 其中,所述 $K_{\min}^{Modify}$ 为增益指数, $F_{MDMA}(s)$ 为波动函数。

[0023] 一种基于脑电信号的麻醉深度的监测系统,其包括:

[0024] 处理模块,用于采集患者的EEG信号,并对所述EEG信号进行预处理以得到无干扰EEG信号;

[0025] 计算模块,用于采用改进的消除趋势滑动平均算法计算所述无干扰EEG信号的波动函数,并根据所述波动函数计算所述麻醉深度指数。

[0026] 所述基于脑电信号的麻醉深度的监测系统,其中,所述处理模块具体用于:

[0027] 采集患者的EEG信息,并采用小波熵阈值法消除所述EEG信号的噪声干扰以得到无干扰EEG信号。

[0028] 所述基于脑电信号的麻醉深度的监测系统,其中,所述计算模块具体包括:

[0029] 获取单元,用于设所述无干扰EEG信号为脑电信号时间序列,并获取所述脑电信号时间序列的均值;

[0030] 第一计算单元,用于根据所述均值确定所述脑电信号时间序列的累加序列,并采用后向滑动平均值法计算一固定窗口长度的趋势序列;

[0031] 第二计算单元,用于根据所述趋势序列计算所述脑电信号时间序列的消除趋势序

列,并根据所述消除趋势序列计算所述窗口长度无干扰EEG信号的波动值;

[0032] 第三计算单元,用于根据所述波动值计算所述窗口长度无干扰EEG信号的波动函数,并根据所述波动函数计算所述麻醉深度指数。

[0033] 所述基于脑电信号的麻醉深度的监测系统,其中,所述波动函数为:

$$[0034] \quad F_{MDMA}(s) = \left[\frac{E_m}{L} \sum_{s=3}^L F_M^2(s) \right]^{1/2}$$

[0035] 其中, E_m 为小波熵, s 为窗口长度, L 为正整数; $F_M^2(s)$ 表示波动值。

[0036] 所述基于脑电信号的麻醉深度的监测系统,其中,所述麻醉深度指数为:

$$[0037] \quad F_{\min}(s) = K_{\min}^{Modify} \min(\ln F_{MDMA})$$

[0038] 其中,所述 $K_{\min}^{Modify}$ 为增益指数, $F_{MDMA}(s)$ 为波动函数。

[0039] 有益效果:与现有技术相比,本发明提供了一种基于脑电信号的麻醉深度的监测方法及系统,所述方法包括:采集患者的EEG信号,并对所述EEG信号进行预处理以得到无干扰EEG信号;采用改进的消除趋势滑动平均算法计算所述无干扰EEG信号的波动函数,并根据所述波动函数计算所述麻醉深度指数。本发明通过改进的消除趋势滑动平均算法对无干扰脑电信号进行计算以得到麻醉深度指数,从而提高麻醉深度监测的实时性、鲁棒性(或稳定性)和准确性,在脑电信号质量较差的情况下也可以保持检测的可靠性。

附图说明

[0040] 图1为本发明提供的基于脑电信号的麻醉深度的监测方法较佳实施的流程图。

[0041] 图2为本发明提供的基于脑电信号的麻醉深度的监测方法中步骤S100的流程示意图。

[0042] 图3为采用小波熵阈值法与SureShrink阈值、Minimax阈值法去除噪声结果的比较图,其中,(a)为原始EEG信号,(b)为采用SureShrink阈值法去噪的结果,(c)为采用Minimax阈值法去噪的结果,(d)为采用小波熵阈值法去噪的结果。

[0043] 图4为本发明提供的基于脑电信号的麻醉深度的监测方法中步骤S200的流程示意图。

[0044] 图5为本发明监测的麻醉深度指数 $F_{\min}(s)$ 趋势与BIS趋势的比较图。

[0045] 图6为本发明提供的基于脑电信号的麻醉深度的监测系统的结构原理图。

[0046] 图7为本发明提供的基于脑电信号的麻醉深度的监测系统的实施例的结构原理图。

具体实施方式

[0047] 本发明提供一种基于脑电信号的麻醉深度的监测方法及系统,为使本发明的目的、技术方案及效果更加清楚、明确,以下参照附图并举实施例对本发明进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0048] 本发明中,使用用于表示元件的诸如“模块”、“部件”或“单元”的后缀仅为了有利于本发明的说明,其本身并没有特定的意义。因此,“模块”、“部件”或“单元”可以混合地使用。

[0049] 终端设备可以以各种形式来实施。例如,本发明中描述的终端可以包括诸如移动电话、智能电话、笔记本电脑、数字广播接收器、PDA(个人数字助理)、PAD(平板电脑)、PMP(便携式多媒体播放器)、导航装置等等的移动终端以及诸如数字TV、台式计算机等等的固定终端。然而,本领域技术人员将理解的是,除了特别用于移动目的的元素之外,根据本发明的实施方式的构造也能够应用于固定类型的终端。

[0050] 下面结合附图,通过对实施例的描述,对发明内容作进一步说明。

[0051] 请参照图1,图1为本发明提供的基于脑电信号的麻醉深度的监测方法的较佳实施例的流程图。所述方法包括:

[0052] S100、采集患者的EEG信号,并对所述EEG信号进行预处理以得到无干扰EEG信号;

[0053] S200、采用改进的消除趋势滑动平均算法计算所述无干扰EEG信号的波动函数,并根据所述波动函数计算所述麻醉深度指数。

[0054] 本实施例中,首先对采集到的患者的脑电信号EEG进行预处理以消除低频噪声和尖波干扰得到无干扰EEG信号,在对所述EEG信号采用改进的消除趋势滑动平均算法进行计算得到麻醉深度指数。这样使得麻醉深度监测具有更小的时间延迟,能够更快速的反映麻醉深度的变化情况。并且,通过使用改进的消除趋势滑动平均算法(MDMA),信号波动指数范围更大。在信号质量较差的情况下,也可以准确监测到稳定的麻醉深度指数。

[0055] 具体的来说,在步骤S100中,所述EEG信号为脑电信息。所述采集患者的EEG信号指的是采用患者的脑电信号。所述采集得到的脑电信号为具有干扰的脑电信号,如,噪声、尖波干扰等。从而,在采集到患者EEG信号后,需要对所述EEG信号进行预处理以去除干扰。在本实施例中,采用小波熵阈值的方法对所述EEG信号进行预处理得到无干扰EEG信号。

[0056] 示例性的,如图2、3和4所示,所述采集患者的EEG信号,并对所述EEG信号进行预处理以得到无干扰EEG信号具体包括:

[0057] S101、采用患者的EEG信号,对所述EEG信号应用离散小波变换以得到近似小波系数和细节小波系数;

[0058] S102、计算所述一固定窗口长度的EEG信号的小波熵阈值;

[0059] S103、采用多的小波熵阈值对所述细节小波系数进行软阈值非线性处理;

[0060] S104、对处理后的细节小波系数进行小波逆变换以估算低频噪声信号;

[0061] S105、根据所述低频噪声信号以及EEG信号得到无干扰的EEG信号。

[0062] 具体的来说,在所述步骤S101中,所述对所述EEG信号应用离散小波变换指的是采用db16小波对所述EEG信号进行小波包分解得到近似小波系数和细节小波系数,其中,所述近似小波系数和细节小波系数可以表示为:

$$[0063] \quad A_j(k) = \sum_{l=-\infty}^{+\infty} g(l-2k)A_{j-1}(l)$$

$$[0064] \quad D_j(k) = \sum_{l=-\infty}^{+\infty} h(l-2k)A_{j-1}(l)$$

[0065] 其中, $A_j(k)$ 为近似小波系数, $D_j(k)$ 为和细节小波系数, j 为小波分解层数,低通滤波器 g 和高通滤波器 h 均采用db16小波。

[0066] 在所述步骤S102中,所述小波熵阈值的计算公式可以为:

$$[0067] \quad T_{WE} = (\log E_m \sqrt{\log(m \log(m))} / 2 - V_{offset}) \times G$$

[0068] 其中, E_m 是根据相关小波能量计算的小波熵, m 表示一次处理 EEG 信号的长度, G 和 V_{offset} 为离线分析中得到的经验值, 优选为, $G=10$ 和 $V_{offset}=8$ 。

[0069] 进一步, 所述小波熵 E_m 的计算过程可以为:

[0070] 首先选取一次处理 EEG 信号的长度 (窗口长度) m , 将时刻 k 的能量定义为:

$$[0071] \quad E_{m,j}(k) = \sum_{j=1}^J |D_j(k)|^2$$

[0072] 那么, 整个窗口内的总能量为:

$$[0073] \quad E_{m,total} = \sum_{j=1}^J \sum_{k=1}^m |D_j(k)|^2$$

[0074] 于是, 相关小波能量为:

$$[0075] \quad p_{m,j} = \frac{E_{m,j}}{E_{m,total}}$$

[0076] 进而, 所述小波熵的计算公式可以为:

$$[0077] \quad E_m = - \sum_j p_{m,j} \log p_{m,j}。$$

[0078] 在所述步骤 S103 中, 采用小波熵阈值对细节小波系数进行软阈值非线性处理的具体处理方式:

$$[0079] \quad D_j^* = \begin{cases} \text{sign}(D_j)(|D_j| - T_{WE}), & \text{if } |D_j| > T_{WE} \\ 0, & \text{if } |D_j| \leq T_{WE} \end{cases}。$$

[0080] 在所述步骤 S104 中, 所述对处理后的细节小波系数 D_j^* 进行小波逆变换具体为对所述处理后的细节小波系数 D_j^* 进行离散小波逆变换, 例如, 采用 db16 小波进行离散小波逆变换来估算低频噪声信号 e_i 。

[0081] 在所述步骤 S105 中, 所述根据所述低频噪声信号以及 EEG 信号得到无干扰的 EEG 信号具体为采用所述 EEG 信号减去低频噪声信号得到消除噪声的 EEG 信号, 即无干扰 EEG 信号。所述无干扰 EEG 信号的计算公式可以为:

$$[0082] \quad x_i = y_i - e_i$$

[0083] 其中, x_i 为无干扰 EEG 信号, y_i 为采集的 EEG 信号。

[0084] 进一步, 在所述步骤 S200 中, 所述采用改进的消除趋势滑动平均算法计算所述无干扰 EEG 信号的波动函数指的是将所述无干扰 EEG 信号看做是脑电信号时间序列 x_i , $i=1, 2, \dots, L$, 对所述脑电信号时间序列采用改进的消除趋势滑动平均 DMA 算法来计算麻醉深度指数。

[0085] 在本实施例中, 如图 5、6 和 7 所示, 所述步骤 S200、采用改进的消除趋势滑动平均算法计算所述无干扰 EEG 信号的波动函数, 并根据所述波动函数计算所述麻醉深度指数具体包括:

[0086] S201、设所述无干扰 EEG 信号为脑电信号时间序列, 并获取所述脑电信号时间序列的均值;

[0087] S202、根据所述均值确定所述脑电信号时间序列的累加序列,并采用后向滑动平均值法计算一固定窗口长度的趋势序列;

[0088] S203、根据所述趋势序列计算所述脑电信号时间序列的消除趋势序列,并根据所述消除趋势序列计算所述窗口长度无干扰EEG信号的波动值;

[0089] S204、根据所述波动值计算所述窗口长度无干扰EEG信号的波动函数,并根据所述波动函数计算所述麻醉深度指数。

[0090] 具体的来说,在所述步骤S201中,假设所述无干扰EEG信号为脑电信号时间序列 $x_i, i=1, 2, \dots, L$,计算脑电信号时间序列 $x(i)$ 的均值 X_{mean} ,其中,所述 X_{mean} 的计算公司可以为:

$$[0091] \quad X_{mean} = \frac{1}{L} \sum_{k=1}^L x_k$$

[0092] 其中, K 表示时刻。

[0093] 在所述步骤S202中,所述根据所述均值确定所述脑电信号时间序列的累加序列具体为:脑电信号时间序列 x_i 的每一项均减去所述均值 X_{mean} 得到一个新的时间序列,再对新的时间序列进行累加求和得到求和序列。在选取一个固定的窗口长度 s ,采用简单后向滑动平均法求取趋势序列。在实际应用中,所述累加序列 $Y(i)$ 的计算公式可以为:

$$[0094] \quad Y(i) = \sum_{k=1}^i (x_k - X_{mean}), \quad i=1, \dots, L$$

[0095] 所述趋势序列 $\hat{Y}_s(i)$ 的公式可以为:

$$[0096] \quad \hat{Y}_s(i) = \frac{1}{s} \sum_{k=0}^{s-1} Y(i-k), \quad i=1, \dots, L$$

[0097] 在所述步骤S203中,所述根据所述趋势序列计算所述脑电信号时间序列的消除趋势序列具体是从累加序列 $Y(i)$ 中减去趋势序列 $\hat{Y}_s(i)$ 得到消除趋势的序列 $C_s(i)$,所述消除趋势的序列 $C_s(i)$ 的计算公式可以为:

$$[0098] \quad C_s(i) = Y(i) - \hat{Y}_s(i), \quad i=1, \dots, L$$

[0099] 再计算得到消除趋势的序列后,根据所述消除趋势的序列计算窗口长度为 s 时所述EEG信号对应的波动值 $F_M^2(s)$,所述波动值的计算公式可以为:

$$[0100] \quad F_M^2(s) = \frac{1}{L_s - s} \sum C_s(i)^2 [(v-1)s + i]$$

[0101] 其中, $L_s = [L/s], v=1, \dots, 2L_s$ 。

[0102] 在所述步骤S204中,由波动值 $F_M^2(s)$ 计算波动函数 $F_{MDMA}(s)$,所述波动函数计算公式如下:

$$[0103] \quad F_{MDMA}(s) = \left[\frac{E_m}{L} \sum_{s=3}^L F_M^2(s) \right]^{1/2}$$

[0104] 其中, E_m 是根据相关小波能量计算的小波熵。

[0105] 获取所述波动函数之后,根据所述波动函数计算麻醉深度指数 $F_{min}(s)$,所述麻醉

深度指数的计算公式可以为：

$$[0106] \quad F_{\min}(s) = K_{\min}^{\text{Modify}} \min(\ln F_{\text{MDMA}})$$

[0107] 其中, $K_{\min}^{\text{Modify}}$ 为增益指数, 优选为 $K_{\min}^{\text{Modify}} = 5$ 。

[0108] 本发明还提供了一种基于脑电信号的麻醉深度的监测系统, 如图6所示, 其具体包括:

[0109] 处理模块101, 用于采集患者的EEG信号, 并对所述EEG信号进行预处理以得到无干扰EEG信号;

[0110] 计算模块102, 用于采用改进的消除趋势滑动平均算法计算所述无干扰EEG信号的波动函数, 并根据所述波动函数计算所述麻醉深度指数。

[0111] 所述基于脑电信号的麻醉深度的监测系统, 其中, 所述处理模块具体用于:

[0112] 采集患者的EEG信息, 并采用小波熵阈值法消除所述EEG信号的噪声干扰以得到无干扰EEG信号。

[0113] 所述基于脑电信号的麻醉深度的监测系统, 其中, 所述计算模块具体包括:

[0114] 获取单元, 用于设所述无干扰EEG信号为脑电信号时间序列, 并获取所述脑电信号时间序列的均值;

[0115] 第一计算单元, 用于根据所述均值确定所述脑电信号时间序列的累加序列, 并采用后向滑动平均值法计算一固定窗口长度的趋势序列;

[0116] 第二计算单元, 用于根据所述趋势序列计算所述脑电信号时间序列的消除趋势序列, 并根据所述消除趋势序列计算所述窗口长度无干扰EEG信号的波动值;

[0117] 第三计算单元, 用于根据所述波动值计算所述窗口长度无干扰EEG信号的波动函数, 并根据所述波动函数计算所述麻醉深度指数。

[0118] 所述基于脑电信号的麻醉深度的监测系统, 其中, 所述波动函数为:

$$[0119] \quad F_{\text{MDMA}}(s) = \left[\frac{E_m}{L} \sum_{s=3}^L F_M^2(s) \right]^{1/2}$$

[0120] 其中, E_m 为小波熵, s 为窗口长度, L 为正整数; $F_M^2(s)$ 表示波动值。

[0121] 所述基于脑电信号的麻醉深度的监测系统, 其中, 所述麻醉深度指数为:

$$[0122] \quad F_{\min}(s) = K_{\min}^{\text{Modify}} \min(\ln F_{\text{MDMA}})$$

[0123] 其中, 所述 $K_{\min}^{\text{Modify}}$ 为增益指数, $F_{\text{MDMA}}(s)$ 为波动函数。

[0124] 在本发明的一个实施例中, 所述基于脑电信号的麻醉深度的监测系统的所述对脑电信号的处理以及根据脑电信号检测麻醉深度的指数可以通过处理器实现, 也就是说, 如图7所示, 其可以包括:

[0125] 采集模块201, 用于采集患者的脑电信息;

[0126] 处理器202, 用于去除脑电信号中的伪迹, 并对去除伪迹和噪声后的脑电信号应用消除趋势滑动平均方法, 得到指示麻醉深度的指数 $F_{\min}(s)$ 。

[0127] 在本实施例中, 所述基于脑电信号的麻醉深度的监测系统还可以包括:

[0128] A/D转换器203, 用于模拟脑电信号转换成数字信号, 并将所述数字信号传输至处理器。

[0129] 值得说明的,所述处理器计算麻醉深度的指数 $F_{\min}(s)$ 的过程在上述方法中已经说明,这里不在赘述。

[0130] 上述基于脑电信号的麻醉深度的监测系统的各个模块在上述方法中已经详细说明,在这里就不再一一陈述。

[0131] 在本发明所提供的实施例中,应该理解到,所揭露的系统和方法,可以通过其它的方式实现。例如,以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,例如,所述模块的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些接口,装置或单元的间接耦合或通信连接,可以是电性,机械或其它的形式。

[0132] 所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的,作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

[0133] 另外,在本发明各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中,也可以是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。上述集成的单元既可以采用硬件的形式实现,也可以采用硬件加软件功能单元的形式实现。

[0134] 上述以软件功能单元的形式实现的集成的单元,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。上述软件功能单元存储在一个存储介质中,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,服务器,或者网络设备等)或处理器(processor)执行本发明各个实施例所述方法的部分步骤。而前述的存储介质包括:U盘、移动硬盘、只读存储器(Read-Only Memory,ROM)、随机存取存储器(Random Access Memory,RAM)、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0135] 最后应说明的是:以上实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的精神和范围。

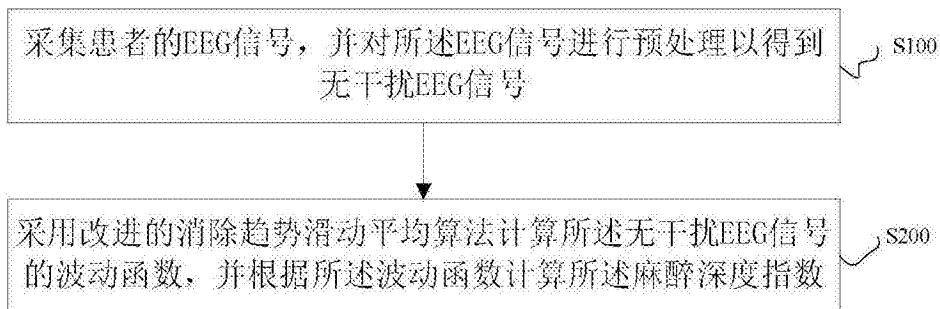


图1

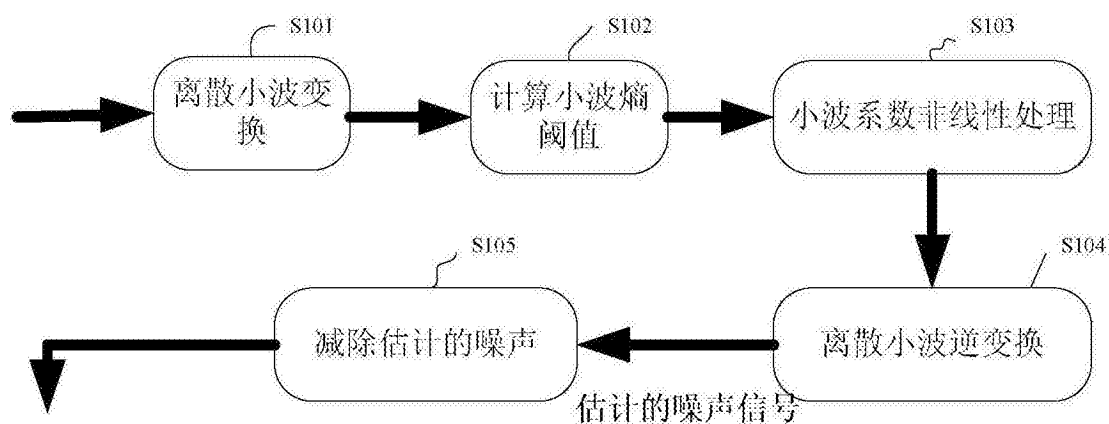


图2

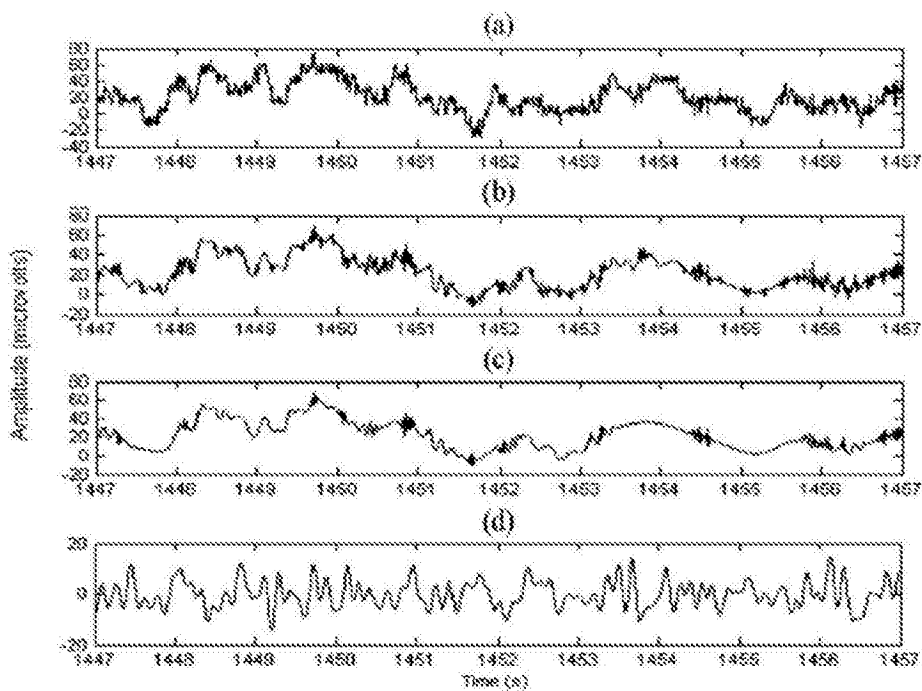


图3

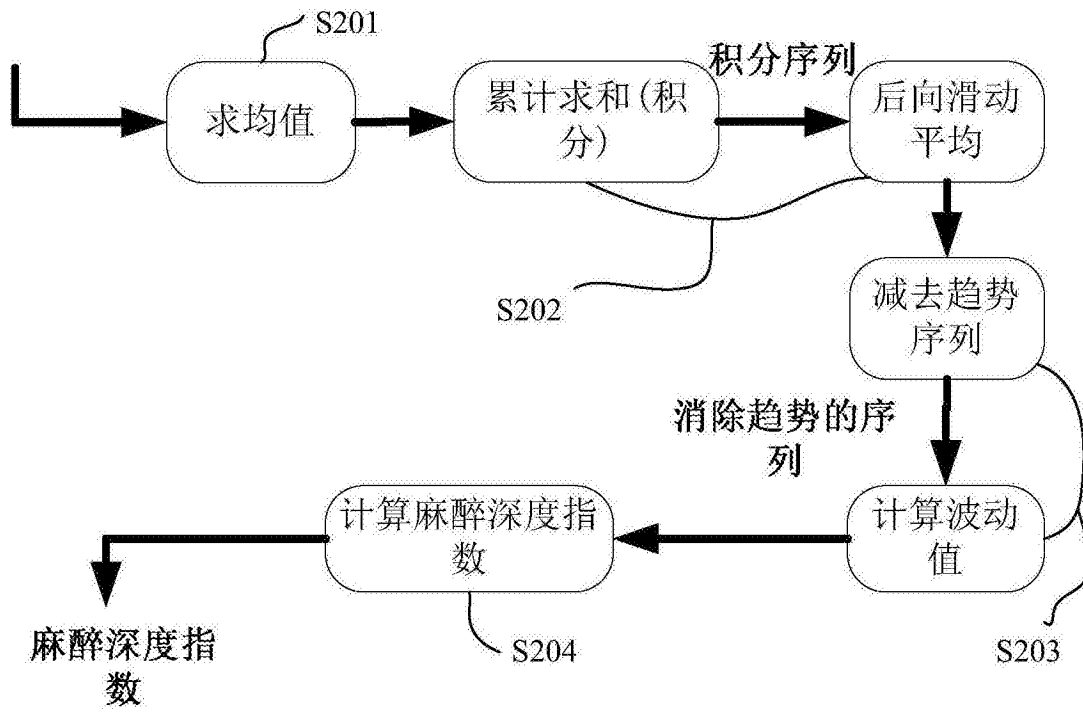


图4

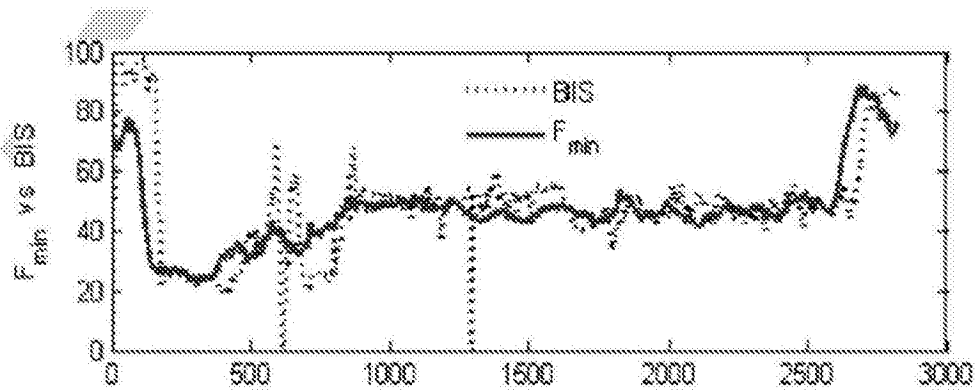


图5

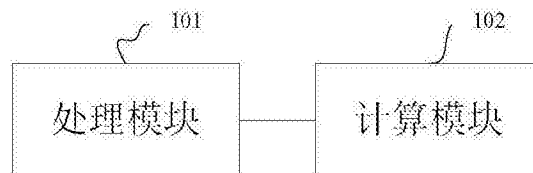


图6



图7

专利名称(译)	一种基于脑电信号的麻醉深度的监测方法及系统		
公开(公告)号	CN107595247A	公开(公告)日	2018-01-19
申请号	CN2017110759950.6	申请日	2017-08-29
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市德力凯医疗设备股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市德力凯医疗设备股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市德力凯医疗设备股份有限公司		
[标]发明人	韩如泉 王拥军 王鑫 邹文 吴伟文 任冠清 李文佳		
发明人	韩如泉 王拥军 王鑫 邹文 吴伟文 任冠清 李文佳		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0476		
CPC分类号	A61B5/00 A61B5/0476		
代理人(译)	王永文		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于脑电信号的麻醉深度的监测方法及系统，所述方法包括：采集患者的EEG信号，并对所述EEG信号进行预处理以得到无干扰EEG信号；采用改进的消除趋势滑动平均算法计算所述无干扰EEG信号的波动函数，并根据所述波动函数计算所述麻醉深度指数。本发明通过改进的消除趋势滑动平均算法对无干扰脑电信号进行计算以得到麻醉深度指数，从而提高麻醉深度监测的实时性、鲁棒性(或稳定性)和准确性，在脑电信号质量较差的情况下也可以保持检测的可靠性。

