



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108378845 A

(43)申请公布日 2018.08.10

(21)申请号 201810085332.2

(22)申请日 2018.01.29

(71)申请人 湖北民族学院附属民大医院

地址 445000 湖北省恩施土家族苗族自治州五峰山路2号

(72)发明人 易勤美 彭绪东

(74)专利代理机构 重庆市信立达专利代理事务
所(普通合伙) 50230

代理人 包晓静

(51)Int.Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

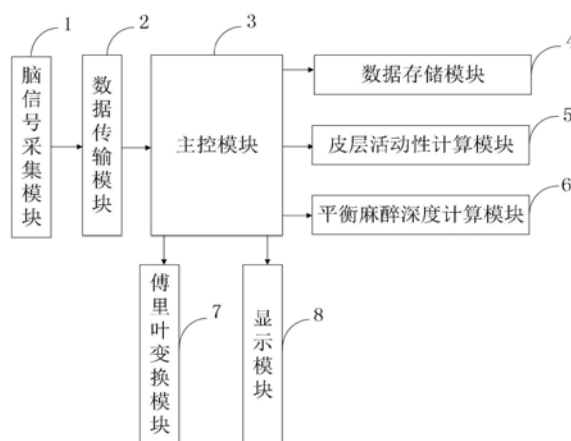
权利要求书3页 说明书6页 附图1页

(54)发明名称

一种多功能麻醉科用麻醉深度监测装置

(57)摘要

本发明属于医疗器械技术领域,公开了一种多功能麻醉科用麻醉深度监测装置,所述多功能麻醉科用麻醉深度监测装置包括:脑信号采集模块、数据传输模块、主控模块、数据存储模块、皮层活动性计算模块、平衡麻醉深度计算模块、傅里叶变换模块、显示模块。本发明通过脑信号采集模块实时监护病人的脑电信号,通过数学模型计算得到麻醉深度指数,能够定量监护病人麻醉程度,从而避免病人麻醉过量和麻醉不足带来的临床风险。同时本发明具有在临床应用最广泛的阿片类与吸入或静脉全麻药复合麻醉下麻醉深度监测更准确的优点;它保留了单纯吸入或静脉全麻药下麻醉深度监测的准确性。



1. 一种多功能麻醉科用麻醉深度监测装置,其特征在于,所述多功能麻醉科用麻醉深度监测装置包括:

脑信号采集模块,与主控模块连接,用于采集脑电信号数据信息并通过数据传输模块发送给主控模块;

数据传输模块,与主控模块连接,用于将脑信号采集模块采集的模拟信号转化数字信号发送给主控模块;

主控模块,与脑信号采集模块、数据传输模块、数据存储模块、皮层活动性计算模块、平衡麻醉深度计算模块、傅里叶变换模块、显示模块连接,用于对脑信号采集模块采集的数据进行处理分析,并调度各个模块进行正常工作;

数据存储模块,与主控模块连接,用于对采集的脑电信号数据进行存储;

所述数据存储模块的一阶无线电能量消耗模型:

传感器节点能耗可以分为发射信号能耗、接收信号能耗和聚合数据能耗。如果节点到其接收点的距离小于阈值 d_0 ,则采用自由空间模型,否则,采用多路径衰减模型。从而发射1比特数据到距离为 d 的接收点的能量消耗如下:

$$E_{tx}(l, d) = \begin{cases} l \times E_{elec} + l \times \varepsilon_{fs} d^2, & d < d_0 \\ l \times E_{elec} + l \times \varepsilon_{mp} d^4, & d \geq d_0 \end{cases};$$

其中 E_{elec} 为电路消耗, ε_{fs} 和 ε_{mp} 分别是自由空间信道模型和多路径衰减信道模型的功率放大器的损耗系数。阈值 d_0 的计算由下式决定:

$$d_0 = \sqrt{\frac{\varepsilon_{fs}}{\varepsilon_{mp}}};$$

接收1比特数据能耗:

$$E_{rx} = 1 \times E_{elec};$$

由于压缩感知理论应用于无线传感器网络,传感节点可以实现数据采集和压缩同时进行,直接得到已压缩的数据,故对采集的数据不进行融合,实行透明传输,节省融合数据能耗;

皮层活动性计算模块,与主控模块连接,用于接收主控模块获取傅里叶变换模块的输出数据,并实现皮层活动性子参数的计算;

平衡麻醉深度计算模块,与主控模块连接,用于接收皮层活动性计算模块输出的子参数,通过计算得到平衡麻醉深度BDA;

傅里叶变换模块,与用于对模数转换模块转换后的数字脑电信号进行傅里叶变换;得到脑电信号的各频点的功率值,并发送给主控模块;

所述脑电信号的具体处理方法包括:

步骤一,采集 n 位实验者想象两类不用运动的EEG信号,分别求得每位实验者的训练数据的协方差;

步骤二,引入正则化参数 α 和 β ,在正则化参数的作用下,将主试者的协方差矩阵之和与次试者的协方差矩阵之和相结合,构造两类不同运动想象空间滤波器,保留滤波后的训练数据,提取两类特征最大化的向量,构造学习字典;具体包括:

分别求出主试者的A类和B类训练样本的协方差矩阵之和 R_A 与 R_B ,所有次试者A类和B类

训练样本的协方差矩阵之和 $\bar{\mathbf{R}}_A$ 与 $\bar{\mathbf{R}}_B$,构造两类平均正则化协方差矩阵,公式如下所示:

$$Z(\alpha, \beta) = (1 - \alpha) \frac{(1 - \beta) \cdot R + \beta \cdot \bar{R}}{(1 - \beta) \cdot m + \beta \cdot (n - 1) \cdot m} + \frac{\alpha}{N} \text{tr} \left[\frac{(1 - \beta) \cdot R + \beta \cdot \bar{R}}{(1 - \beta) \cdot m + \beta \cdot (n - 1) \cdot m} \right] \cdot I$$

其中,N为采集通道数,I为n阶单位阵,tr为矩阵的迹,即:矩阵的所有主对角线上的元素之和;

对正则化协方差矩阵之和进行特征值分解,求得白化矩阵P:

$$P = \hat{\Lambda}^{(-\frac{1}{2})} \cdot \hat{U}^T$$

其中, $\hat{\Lambda}$ 为Z的特征值对角矩阵, $\hat{U}$ 为对应的特征向量矩阵;

对所得Z进行如下变换:

$$\bar{Z}(\alpha, \beta) = P \cdot Z(\alpha, \beta) \cdot P^T = U \cdot \Lambda \cdot U^T$$

其中, Λ 为特征值对角矩阵,U为对应的特征向量矩阵,选取对角阵 Λ 中最大特征值对应的特征向量,构造空间滤波器如下:

$$W = U^T \cdot P;$$

将训练样本的两类EEG信号 X_A 和 X_B 经过相应的滤波器 W_A 、 W_B ,有:

$$F_A = W_A^T \cdot X_A$$

$$F_B = W_B^T \cdot X_B$$

再经过傅里叶变换,求取频率在8—15Hz的功率谱密度值,作为稀疏表征的学习字典 $B = [F_A \ F_B]$;

步骤三,输入测试运动想象数据,按照步骤二进行空间滤波,并保留滤波后的测试数据;

步骤四,运用信号的稀疏表征方法,对测试运动想象数据进行识别,确定测试样本所属的类别;包括以下步骤:

按下式求解测试样本的稀疏表示向量:

$$\hat{x}_1 = \min \|x\|_1 \quad \text{subject to} \quad \|\hat{y} - Bx\|_2 \leq \varepsilon$$

其中,x为待求解的测试运动想象样本的稀疏表示向量,y为待求解的测试运动想象样本数据, ε 为误差阈值,B为由两类特征向量构成的学习字典;

针对每一次运动想象i,根据测试样本的稀疏表示向量 $\hat{x}_1$ 计算残差 $r_i(\hat{y})$:

$$r_i(\hat{y}) = \|\hat{y} - B T_i(\hat{x}_i)\|$$

其中 $T_i(\hat{x}_i)$ 是由稀疏表示向量 $\hat{x}_i$ 得到的新向量,在该向量中,第i类运动想象所对应的元素项与稀疏表示向量中相应的元素项相同,其他元素项均为零;

用残差最小的类别作为最终的运动想象类别的识别结果: $\text{Identity}(y) = \arg \min r_i(\hat{y})$, $\hat{y}$ 是测试样本数据;

显示模块,与主控模块连接,用于对平衡麻醉深度进行显示。

2.如权利要求1所述的多功能麻醉科用麻醉深度监测装置,其特征在于,所述平衡麻醉深度计算模块的计算通过加权和法、自适应神经-模糊推理系统或BP神经网络算法实现。

3.如权利要求1所述的多功能麻醉科用麻醉深度监测装置,其特征在于,所述皮层活动性子参数的计算方法如以下公式所示:

$$Ac_1 = \sum_{i=65}^m E_i / \sum_{i=3}^7 E_i;$$

$$Ac_2 = \sum_{i=65}^m E_i / \sum_{i=30}^{47} E_i;$$

其中, Ac_1 和 Ac_2 是皮层活动性子参数, E_i 是 i Hz 频点的脑电图功率, m 是功率谱的频点。

一种多功能麻醉科用麻醉深度监测装置

技术领域

[0001] 本发明属于医疗器械技术领域,尤其涉及一种多功能麻醉科用麻醉深度监测装置。

背景技术

[0002] 麻醉深度监测是保证麻醉质量的重要工作内容。意识消失是核心的麻醉成分,由于肌肉松弛药的应用,警觉/镇静评分这样可靠的临床指标无法实施。暂时阻断肢体血运以保留其指令反应的孤立臂技术作为术中意识监测的金标准,又受到肢体缺血时间的限制不能在整个麻醉期持续监测。然而,现有麻醉深度监测装置无法得到准确的麻醉程度评价,往往会带来麻醉过量和麻醉不足的情况。

[0003] 综上所述,现有技术存在的问题是:现有麻醉深度监测装置无法得到准确的麻醉程度评价,往往会带来麻醉过量和麻醉不足的情况。

发明内容

[0004] 针对现有技术存在的问题,本发明提供了一种多功能麻醉科用麻醉深度监测装置。

[0005] 本发明是这样实现的,一种多功能麻醉科用麻醉深度监测装置包括:

[0006] 脑信号采集模块、数据传输模块、主控模块、数据存储模块、皮层活动性计算模块、平衡麻醉深度计算模块、傅里叶变换模块、显示模块;

[0007] 脑信号采集模块,与主控模块连接,用于采集脑电信号数据信息并通过数据传输模块发送给主控模块;

[0008] 数据传输模块,与主控模块连接,用于将脑信号采集模块采集的模拟信号转化数字信号发送给主控模块;

[0009] 主控模块,与脑信号采集模块、数据传输模块、数据存储模块、皮层活动性计算模块、平衡麻醉深度计算模块、傅里叶变换模块、显示模块连接,用于对脑信号采集模块采集的数据进行处理分析,并调度各个模块进行正常工作;

[0010] 数据存储模块,与主控模块连接,用于对采集的脑电信号数据进行存储;

[0011] 所述数据存储模块的一阶无线电能量消耗模型:

[0012] 传感器节点能耗可以分为发射信号能耗、接收信号能耗和聚合数据能耗。如果节点到其接收点的距离小于阈值 d_0 ,则采用自由空间模型,否则,采用多路径衰减模型。从而发射1比特数据到距离为 d 的接收点的能量消耗如下:

$$[0013] \quad E_{tx}(l, d) = \begin{cases} l \times E_{elec} + l \times \varepsilon_{fs} d^2, & d < d_0 \\ l \times E_{elec} + l \times \varepsilon_{mp} d^4, & d \geq d_0 \end{cases};$$

[0014] 其中 E_{elec} 为电路消耗, ε_{fs} 和 ε_{mp} 分别是自由空间信道模型和多路径衰减信道模型的功率放大器的损耗系数。阈值 d_0 的计算由下式决定:

$$[0015] \quad d_0 = \sqrt{\frac{\varepsilon_{fs}}{\varepsilon_{mp}}};$$

[0016] 接收1比特数据能耗:

$$[0017] \quad E_{rx} = 1 \times E_{elec};$$

[0018] 由于压缩感知理论应用于无线传感器网络,传感节点可以实现数据采集和压缩同时进行,直接得到已压缩的数据,故对采集的数据不进行融合,实行透明传输,节省融合数据能耗;

[0019] 皮层活动性计算模块,与主控模块连接,用于接收主控模块获取傅里叶变换模块的输出数据,并实现皮层活动性子参数的计算;

[0020] 平衡麻醉深度计算模块,与主控模块连接,用于接收皮层活动性计算模块输出的子参数,通过计算得到平衡麻醉深度BDA;

[0021] 傅里叶变换模块,与用于对模数转换模块转换后的数字脑电信号进行傅里叶变换;得到脑电信号的各频点的功率值,并发送给主控模块;

[0022] 所述脑电信号的具体处理方法包括:

[0023] 步骤一,采集n位实验者想象两类不用运动的EEG信号,分别求得每位实验者的训练数据的协方差;

[0024] 步骤二,引入正则化参数 α 和 β ,在正则化参数的作用下,将主试者的协方差矩阵之和与次试者的协方差矩阵之和相结合,构造两类不同运动想象空间滤波器,保留滤波后的训练数据,提取两类特征最大化的向量,构造学习字典;具体包括:

[0025] 分别求出主试者的A类和B类训练样本的协方差矩阵之和 R_A 与 R_B ,所有次试者A类和B类训练样本的协方差矩阵之和 $\bar{R}_A$ 与 $\bar{R}_B$,构造两类平均正则化协方差矩阵,公式如下所示:

$$[0026] \quad Z(\alpha, \beta) = (1 - \alpha) \frac{(1 - \beta) \cdot R + \beta \cdot \bar{R}}{(1 - \beta) \cdot m + \beta \cdot (n - 1) \cdot m} + \frac{\alpha}{N} \text{tr} \left[\frac{(1 - \beta) \cdot R + \beta \cdot \bar{R}}{(1 - \beta) \cdot m + \beta \cdot (n - 1) \cdot m} \right] \cdot I$$

[0027] 其中,N为采集通道数,I为n阶单位阵,tr为矩阵的迹,即:矩阵的所有主对角线上的元素之和;

[0028] 对正则化协方差矩阵之和进行特征值分解,求得白化矩阵P:

$$[0029] \quad P = \hat{\Lambda}^{(-\frac{1}{2})} \cdot \hat{U}^T$$

[0030] 其中, $\hat{\Lambda}$ 为Z的特征值对角矩阵, $\hat{U}$ 为对应的特征向量矩阵;

[0031] 对所得Z进行如下变换:

$$[0032] \quad \bar{Z}(\alpha, \beta) = P \cdot Z(\alpha, \beta) \cdot P^T = U \cdot \Lambda \cdot U^T$$

[0033] 其中, Λ 为特征值对角矩阵,U为对应的特征向量矩阵,选取对角阵 Λ 中最大特征值对应的特征向量,构造空间滤波器如下:

$$[0034] \quad W = U^T \cdot P;$$

[0035] 将训练样本的两类EEG信号 X_A 和 X_B 经过相应的滤波器 W_A 、 W_B ,有:

$$[0036] \quad F_A = W_A^T \cdot X_A$$

$$[0037] \quad F_B = W_B^T \cdot X_B$$

[0038] 再经过傅里叶变换,求取频率在8—15Hz的功率谱密度值,作为稀疏表征的学习字

典 $B=[F_A \ F_B]$;

[0039] 步骤三,输入测试运动想象数据,按照步骤二进行空间滤波,并保留滤波后的测试数据;

[0040] 步骤四,运用信号的稀疏表征方法,对测试运动想象数据进行识别,确定测试样本所属的类别;包括以下步骤:

[0041] 按下式求解测试样本的稀疏表示向量:

$$[0042] \quad \hat{x}_1 = \min \|x\|_1 \quad \text{subject to} \quad \|\hat{y} - Bx\|_2 \leq \varepsilon$$

[0043] 其中, x 为待求解的测试运动想象样本的稀疏表示向量, y 为待求解的测试运动想象样本数据, ε 为误差阈值, B 为由两类特征向量构成的学习字典;

[0044] 针对每一次运动想象 i ,根据测试样本的稀疏表示向量 $\hat{x}_1$ 计算残差 $r_i(\hat{y})$;

$$[0045] \quad r_i(\hat{y}) = \|\hat{y} - B T_i(\hat{x}_1)\|$$

[0046] 其中 $T_i(\hat{x}_1)$ 是由稀疏表示向量 $\hat{x}_1$ 得到的新向量,在该向量中,第 i 类运动想象所对应的元素项与稀疏表示向量中相应的元素项相同,其他元素项均为零;

[0047] 用残差最小的类别作为最终的运动想象类别的识别结果: $Identity(y) = \arg \min r_i(\hat{y})$, $\hat{y}$ 是测试样本数据;

[0048] 显示模块,与主控模块连接,用于对平衡麻醉深度进行显示。

[0049] 进一步,所述平衡麻醉深度计算模块的计算通过加权和法、自适应神经-模糊推理系统或BP神经网络算法实现。

[0050] 进一步,所述皮层活动性子参数的计算方法如以下公式所示:

$$[0051] \quad Ac_1 = \sum_{i=65}^m E_i / \sum_{i=3}^7 E_i;$$

$$[0052] \quad Ac_2 = \sum_{i=65}^m E_i / \sum_{i=30}^{47} E_i;$$

[0053] 其中, Ac_1 和 Ac_2 是皮层活动性子参数, E_i 是 i Hz频点的脑电图功率, m 是功率谱的频点。

[0054] 本发明的优点及积极效果为:本发明通过脑信号采集模块实时监护病人的脑电信号,通过数学模型计算得到麻醉深度指数,能够定量监护病人麻醉程度,从而避免病人麻醉过量和麻醉不足带来的临床风险。同时本发明具有在临床应用最广泛的阿片类与吸入或静脉全麻药复合麻醉下麻醉深度监测更准确的优点;它保留了单纯吸入或静脉全麻药下麻醉深度监测的准确性。

附图说明

[0055] 图1是本发明实施例提供的多功能麻醉科用麻醉深度监测装置结构框图。

[0056] 图中:1、脑信号采集模块;2、数据传输模块;3、主控模块;4、数据存储模块;5、皮层活动性计算模块;6、平衡麻醉深度计算模块;7、傅里叶变换模块;8、显示模块。

具体实施方式

[0057] 为能进一步了解本发明的发明内容、特点及功效,兹例举以下实施例,并配合附图详细说明如下。

[0058] 下面结合附图对本发明的结构作详细的描述。

[0059] 如图1所示,本发明提供的多功能麻醉科用麻醉深度监测装置包括:脑信号采集模块1、数据传输模块2、主控模块3、数据存储模块4、皮层活动性计算模块5、平衡麻醉深度计算模块6、傅里叶变换模块7、显示模块8。

[0060] 脑信号采集模块1,与主控模块3连接,用于采集脑电信号数据信息并通过数据传输模块2发送给主控模块3;

[0061] 数据传输模块2,与主控模块3连接,用于将脑信号采集模块1采集的模拟信号转化数字信号发送给主控模块3;

[0062] 主控模块3,与脑信号采集模块1、数据传输模块2、数据存储模块4、皮层活动性计算模块5、平衡麻醉深度计算模块6、傅里叶变换模块7、显示模块8连接,用于对脑信号采集模块1采集的数据进行处理分析,并调度各个模块进行正常工作;

[0063] 数据存储模块4,与主控模块3连接,用于对采集的脑电信号数据进行存储;

[0064] 皮层活动性计算模块5,与主控模块3连接,用于接收主控模块3获取傅里叶变换模块7的输出数据,并实现皮层活动性子参数的计算;

[0065] 平衡麻醉深度计算模块6,与主控模块3连接,用于接收皮层活动性计算模块5输出的子参数,通过计算得到平衡麻醉深度BDA;

[0066] 傅里叶变换模块7,与用于对模数转换模块转换后的数字脑电信号进行傅里叶变换,得到:

[0067] 脑电信号的各频点的功率值,并发送给主控模块3;

[0068] 显示模块8,与主控模块3连接,用于对平衡麻醉深度进行显示。

[0069] 所述数据存储模块的一阶无线电能量消耗模型:

[0070] 传感器节点能耗可以分为发射信号能耗、接收信号能耗和聚合数据能耗。如果节点到其接收点的距离小于阈值 d_0 ,则采用自由空间模型,否则,采用多路径衰减模型。从而发射1比特数据到距离为 d 的接收点的能量消耗如下:

$$[0071] \quad E_{tx}(l, d) = \begin{cases} l \times E_{elec} + l \times \varepsilon_{fs} d^2, & d < d_0 \\ l \times E_{elec} + l \times \varepsilon_{mp} d^4, & d \geq d_0 \end{cases};$$

[0072] 其中 E_{elec} 为电路消耗, ε_{fs} 和 ε_{mp} 分别是自由空间信道模型和多路径衰减信道模型的功率放大器的损耗系数。阈值 d_0 的计算由下式决定:

$$[0073] \quad d_0 = \sqrt{\frac{\varepsilon_{fs}}{\varepsilon_{mp}}};$$

[0074] 接收1比特数据能耗:

$$[0075] \quad E_{rx} = 1 \times E_{elec};$$

[0076] 由于压缩感知理论应用于无线传感器网络,传感节点可以实现数据采集和压缩同时进行,直接得到已压缩的数据,故对采集的数据不进行融合,实行透明传输,节省融合数据能耗;

[0077] 所述脑电信号的具体处理方法包括:

[0078] 步骤一,采集n位实验者想象两类不用运动的EEG信号,分别求得每位实验者的训练数据的协方差;

[0079] 步骤二,引入正则化参数 α 和 β ,在正则化参数的作用下,将主试者的协方差矩阵之和与次试者的协方差矩阵之和相结合,构造两类不同运动想象空间滤波器,保留滤波后的训练数据,提取两类特征最大化的向量,构造学习字典;具体包括:

[0080] 分别求出主试者的A类和B类训练样本的协方差矩阵之和 R_A 与 R_B ,所有次试者A类和B类训练样本的协方差矩阵之和 $\hat{R}_A$ 与 $\hat{R}_B$,构造两类平均正则化协方差矩阵,公式如下所示:

$$[0081] \quad Z(\alpha, \beta) = (1 - \alpha) \frac{(1 - \beta) \cdot R + \beta \cdot \hat{R}}{(1 - \beta) \cdot m + \beta \cdot (n - 1) \cdot m} + \frac{\alpha}{N} \text{Tr} \left[\frac{(1 - \beta) \cdot R + \beta \cdot \hat{R}}{(1 - \beta) \cdot m + \beta \cdot (n - 1) \cdot m} \right] \cdot I$$

[0082] 其中,N为采集通道数,I为n阶单位阵,tr为矩阵的迹,即:矩阵的所有主对角线上的元素之和;

[0083] 对正则化协方差矩阵之和进行特征值分解,求得白化矩阵P:

$$[0084] \quad P = \hat{\Lambda}^{(-\frac{1}{2})} \cdot \hat{U}^T$$

[0085] 其中, $\hat{\Lambda}$ 为Z的特征值对角矩阵, $\hat{U}$ 为对应的特征向量矩阵;

[0086] 对所得Z进行如下变换:

$$[0087] \quad \bar{Z}(\alpha, \beta) = P \cdot Z(\alpha, \beta) \cdot P^T = U \cdot \Lambda \cdot U^T$$

[0088] 其中, Λ 为特征值对角矩阵,U为对应的特征向量矩阵,选取对角阵 Λ 中最大特征值对应的特征向量,构造空间滤波器如下:

$$[0089] \quad W = U^T \cdot P;$$

[0090] 将训练样本的两类EEG信号 X_A 和 X_B 经过相应的滤波器 W_A 、 W_B ,有:

$$[0091] \quad F_A = W_A^T \cdot X_A$$

$$[0092] \quad F_B = W_B^T \cdot X_B$$

[0093] 再经过傅里叶变换,求取频率在8—15Hz的功率谱密度值,作为稀疏表征的学习字典 $B = [F_A \ F_B]$;

[0094] 步骤三,输入测试运动想象数据,按照步骤二进行空间滤波,并保留滤波后的测试数据;

[0095] 步骤四,运用信号的稀疏表征方法,对测试运动想象数据进行识别,确定测试样本所属的类别;包括以下步骤:

[0096] 按下式求解测试样本的稀疏表示向量:

$$[0097] \quad \hat{x}_1 = \min \|x\|_1 \quad \text{subject to} \quad \|\hat{y} - Bx\|_2 \leq \varepsilon$$

[0098] 其中,x为待求解的测试运动想象样本的稀疏表示向量,y为待求解的测试运动想象样本数据, ε 为误差阈值,B为由两类特征向量构成的学习字典;

[0099] 针对每一次运动想象i,根据测试样本的稀疏表示向量 $\hat{x}_1$ 计算残差 $r_i(\hat{y})$;

$$[0100] \quad r_i(\hat{y}) = \|\hat{y} - B T_i(\hat{x}_i)\|$$

[0101] 其中 $T_i(\hat{x}_i)$ 是由稀疏表示向量 $\hat{x}_i$ 得到的新向量,在该向量中,第i类运动想象所对应的元素项与稀疏表示向量中相应的元素项相同,其他元素项均为零;

[0102] 用残差最小的类别作为最终的运动想象类别的识别结果： $Identity(y) = \arg \min r_i(\hat{y})$, $\hat{y}$ 是测试样本数据；

[0103] 本发明提供的平衡麻醉深度计算模块6的计算通过加权和法、自适应神经-模糊推理系统或BP神经网络算法实现。

[0104] 本发明提供皮层活动性子参数的计算方法如以下公式所示：

[0105]
$$Ac_1 = \sum_{i=65}^m E_i / \sum_{i=3}^7 E_i;$$

[0106]
$$Ac_2 = \sum_{i=65}^m E_i / \sum_{i=30}^{47} E_i;$$

[0107] 其中, Ac_1 和 Ac_2 是皮层活动性子参数, E_i 是iHz频点的脑电图功率, m 是功率谱的频点。

[0108] 本发明脑信号采集模块1将采集脑电信号数据信息通过数据传输模块2发送给主控模块3; 主控模块3对脑信号采集模块1采集的数据进行处理分析, 并调度各个模块进行正常工作; 并通过数据存储模块4对采集的脑电信号数据进行存储; 然后, 由傅里叶变换模块7得到脑电信号的各频点的功率值发送给皮层活动性计算模块5实现皮层活动性子参数的计算; 通过平衡麻醉深度计算模块6接收皮层活动性计算模块5输出的子参数, 通过计算得到平衡麻醉深度BDA; 最后, 通过显示模块8对平衡麻醉深度进行显示。

[0109] 以上所述仅是对本发明的较佳实施例而已, 并非对本发明作任何形式上的限制, 凡是依据本发明的技术实质对以上实施例所做的任何简单修改, 等同变化与修饰, 均属于本发明技术方案的范围。

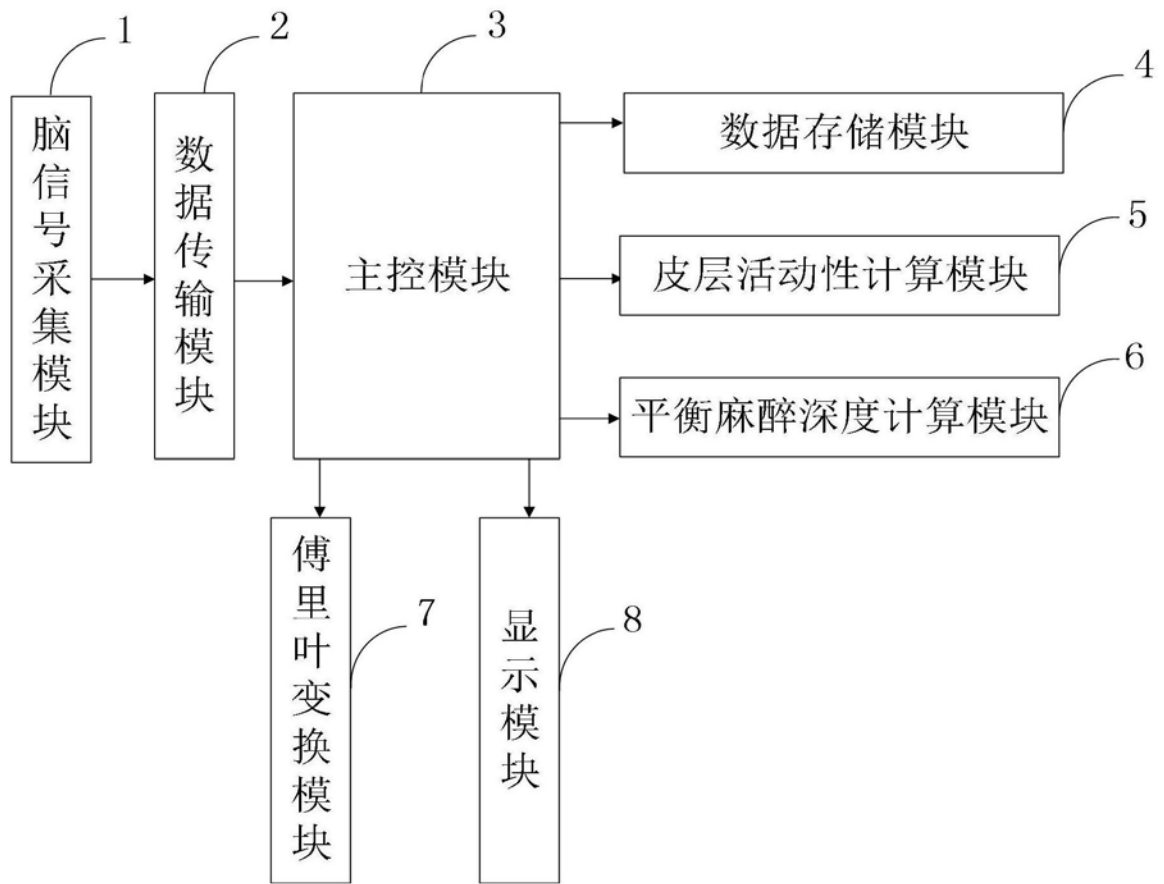


图1

专利名称(译)	一种多功能麻醉科用麻醉深度监测装置		
公开(公告)号	CN108378845A	公开(公告)日	2018-08-10
申请号	CN201810085332.2	申请日	2018-01-29
[标]申请(专利权)人(译)	湖北民族学院附属民大医院		
申请(专利权)人(译)	湖北民族学院附属民大医院		
当前申请(专利权)人(译)	湖北民族学院附属民大医院		
[标]发明人	易勤美 彭绪东		
发明人	易勤美 彭绪东		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/4821 A61B5/7235 A61B5/7257 A61B5/7267		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于医疗器械技术领域，公开了一种多功能麻醉科用麻醉深度监测装置，所述多功能麻醉科用麻醉深度监测装置包括：脑信号采集模块、数据传输模块、主控模块、数据存储模块、皮层活动性计算模块、平衡麻醉深度计算模块、傅里叶变换模块、显示模块。本发明通过脑信号采集模块实时监护病人的脑电信号，通过数学模型计算得到麻醉深度指数，能够定量监护病人麻醉程度，从而避免病人麻醉过量和麻醉不足带来的临床风险。同时本发明具有在临床应用最广泛的阿片类与吸入或静脉全麻药复合麻醉下麻醉深度监测更准确的优点；它保留了单纯吸入或静脉全麻药下麻醉深度监测的准确性。

