



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110840411 A

(43)申请公布日 2020.02.28

(21)申请号 201911245011.5

A61B 5/0476(2006.01)

(22)申请日 2019.12.06

(71)申请人 深圳市德力凯医疗设备股份有限公司

地址 518055 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 温鹏 熊飞 任冠清 李兴 周赤宜 戴仁泉 王筱毅 李明

(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 5/04(2006.01)

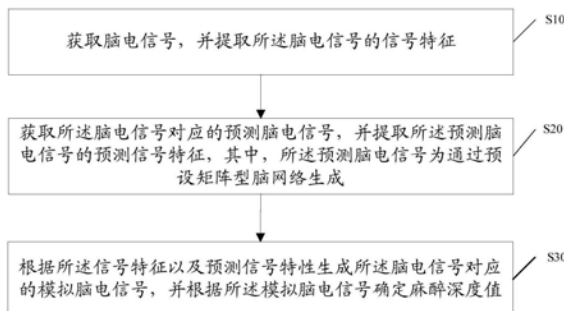
权利要求书2页 说明书10页 附图3页

(54)发明名称

一种麻醉深度的测量方法、存储介质及电子设备

(57)摘要

本发明公开了一种麻醉深度的测量方法、存储介质及电子设备,所述方法包括获取脑电信号,并提取所述脑电信号的信号特征;获取所述脑电信号对应的预测脑电信号,并提取所述预测脑电信号的预测信号特征,其中,所述预测脑电信号为通过预设矩阵型脑网络生成;根据所述信号特征以及预测信号特性生成所述脑电信号对应的模拟脑电信号,并根据所述模拟脑电信号确定麻醉深度值。本发明通过将通过网络脑模型生成的预测脑电信号与实际测量得到的脑电信号相结合得到模拟脑电信号,再根据该模拟脑电信号计算麻醉深度,这样可以通过预测脑电信号对实际测量脑电信号进行验证,可以提高测量得到的麻醉深度的准确性,提高麻醉深度的可靠性,并且提高麻醉深度测量的动态实时跟踪能力和抗干扰能力。



1. 一种麻醉深度的测量方法,其特征在于,其包括:
 - 获取脑电信号,并提取所述脑电信号的信号特征;
 - 获取所述脑电信号对应的预测脑电信号,并提取所述预测脑电信号的预测信号特征,其中,所述预测脑电信号为通过预设矩阵型脑网络生成;
 - 根据所述信号特征以及预测信号特性生成所述脑电信号对应的模拟脑电信号,并根据所述模拟脑电信号确定麻醉深度值。
2. 根据权利要求1所述麻醉深度的测量方法,其特征在于,所述预测脑电信号的生成过程具体包括:
 - 以预先建立的神经元群模块为元素建立矩阵型脑网络;
 - 根据预设联通参数驱动所述矩阵型脑网络产生脑电信号,其中,所述预设联通参数用于控制所述矩阵型脑网络中各神经元群模块状态。
3. 根据权利要求2所述麻醉深度的测量方法,其特征在于,所述神经元群模块包括激励神经细胞网络、锥体细胞网络以及抑制神经细胞网络;所述激励神经细胞网络的激励信号、抑制神经细胞网络的抑制信号、以及锥体细胞网络的外部激励信号形成脑电波,并将所述脑电波输出至外部的神经元群模块,并且所述脑电波分别反馈至该神经元群模块的激励神经细胞网络以及抑制神经细胞网络。
4. 根据权利要求1所述麻醉深度的测量方法,其特征在于,所述获取脑电信号,并提取所述脑电信号的信号特征具体包括:
 - 获取脑电信号,并对所述脑电信号进行去噪处理;
 - 提取去噪处理后的脑电信号的信号特征。
5. 根据权利要求1所述麻醉深度的测量方法,其特征在于,所述根据所述信号特征以及预测信号特性生成所述脑电信号对应的模拟脑电信号具体包括:
 - 将所述信号特征中各子信号特征分别与所述预测信号特征中对应的预测信号特征进行匹配;
 - 根据所述匹配结果确定脑电信号对应的模拟信号特征,并根据所述模拟信号特征生成所述模拟脑电信号。
6. 根据权利要求5所述麻醉深度的测量方法,其特征在于,所述根据所述匹配结果确定脑电信号对应的模拟信号特征具体包括:
 - 对于匹配结果为相同的子信号特征,将该子信号特征作为该子信号特征对应的子模拟信号特征;
 - 对于匹配结果为不相同的子信号特征,将该子信号特征进行处理,并将处理后的子信号特征作为该子信号特征对应的子模拟信号特征;
 - 根据确定所有子模拟信号特征生成所述脑电信号对应的模拟信号特征。
7. 根据权利要求6所述麻醉深度的测量方法,其特征在于,所述对于匹配结果为不相同的子信号特征,将该子信号特征进行处理,并将处理后的子信号特征作为该子信号特征对应的子模拟信号特征具体包括:
 - 对于匹配结果为不相同的子信号特征,判断是否通过线性插值方式将该子信号特征匹配至其对应的子预测信号特征;
 - 若是,则将该子信号特征进行线性插值处理以得到该子信号特征对应的子模拟信号特

征。

8. 根据权利要求7所述麻醉深度的测量方法,其特征在于,所述对于匹配结果为不相同的子信号特征,将该子信号特征进行处理,并将处理后的子信号特征作为该子信号特征对应的子模拟信号特征包括:

若否,则获取所述脑电信号的信噪比;

当所述信噪比满足预设条件时,采用移动窗平移算法确定该子信号特征对应的子模拟信号特征;

当所述信噪比未满足预设条件时,将该子信号特征对应的子预测信号特征作为该子信号特征对应的子模拟信号特征;

当未检测到信噪比时,将该子信号特征与该子信号特征对应的子预测信号特征进行加权处理,以得到该子信号特征对应的子模拟信号特征。

9. 一种计算机可读存储介质,其特征在于,所述计算机可读存储介质存储有一个或者多个程序,所述一个或者多个程序可被一个或者多个处理器执行,以实现如权利要求1~8任意一项所述的麻醉深度的测量方法中的步骤。

10. 一种电子设备,其特征在于,包括:处理器、存储器及通信总线;所述存储器上存储有可被所述处理器执行的计算机可读程序;

所述通信总线实现处理器和存储器之间的连接通信;

所述处理器执行所述计算机可读程序时实现如权利要求1-8任意一项所述的麻醉深度的测量方法中的步骤。

一种麻醉深度的测量方法、存储介质及电子设备

技术领域

[0001] 本发明涉及超声技术领域,特别涉及一种麻醉深度的测量方法、存储介质及电子设备。

背景技术

[0002] 在进行重大手术前,需要对患者进行全身麻醉(俗称全麻),而全麻具有极高风险,例如,麻醉过深会引起麻醉并发症,甚至危及患者生命;麻醉过浅易发生“术中知晓”,产生痛苦和恐惧及精神后遗症;因此如何精确地估算麻醉深度,使得医生可以根据麻醉深度确定麻醉用量,以提高麻醉安全性。

[0003] 目前基于脑电信号展开的麻醉深度监测的方法主要包括双频指数、听觉诱发电位指数、脑功能状态指数,熵指数,复杂度和小波分析法等。例如,美国Aspect公司(now part of Covidien)主推出的BIS监护仪,其实采用双谱分析方便,并通过0-100的指数来反映麻醉意识深度。然而,上述方法中普遍采用的是患者的真实脑电信号,而真实脑电信号在采集过程中会存在干扰信号等,造成真实脑电信号异常。此时,医生需要根据血压、心率、呼吸频率、肌松程度等间接指标来判断病人的麻醉状态,这需要依赖医生的业务水平,并且不同医生的判断结果也会存在不同。

发明内容

[0004] 鉴于现有技术的不足,本发明旨在提供一种麻醉深度的测量方法、存储介质及电子设备。

[0005] 本发明所采用的技术方案如下:

[0006] 一种麻醉深度的测量方法,其包括:

[0007] 获取脑电信号,并提取所述脑电信号的信号特征;

[0008] 获取所述脑电信号对应的预测脑电信号,并提取所述预测脑电信号的预测信号特征,其中,所述预测脑电信号为通过预设矩阵型脑网络生成;

[0009] 根据所述信号特征以及预测信号特性生成所述脑电信号对应的模拟脑电信号,并根据所述模拟脑电信号确定麻醉深度值。

[0010] 所述麻醉深度的测量方法,其中,所述预测脑电信号的生成过程具体包括:

[0011] 以预先建立的神经元群模块为元素建立矩阵型脑网络;

[0012] 根据预设联通参数驱动所述矩阵型脑网络产生脑电信号,其中,所述预设联通参数用于控制所述矩阵型脑网络中各神经元群模块状态。

[0013] 所述麻醉深度的测量方法,其中,所述神经元群模块包括激励神经细胞网络、锥体细胞网络以及抑制神经细胞网络;所述激励神经细胞网络的激励信号、抑制神经细胞网络的抑制信号、以及锥体细胞网络的外部激励信号形成脑电波,并将所述脑电波输出至外部的神经元群模块,并且所述脑电波分别反馈至该神经元群模块的激励神经细胞网络以及抑制神经细胞网络。

[0014] 所述麻醉深度的测量方法,其中,所述获取脑电信号,并提取所述脑电信号的信号特征具体包括:

[0015] 获取脑电信号,并对所述脑电信号进行去噪处理;

[0016] 提取去噪处理后的脑电信号的信号特征。

[0017] 所述麻醉深度的测量方法,其中,所述根据所述信号特征以及预测信号特性生成所述脑电信号对应的模拟脑电信号具体包括:

[0018] 将所述信号特征中各子信号特征分别与所述预测信号特征中对应的预测信号特征进行匹配;

[0019] 根据所述匹配结果确定脑电信号对应的模拟信号特征,并根据所述模拟信号特征生成所述模拟脑电信号。

[0020] 所述麻醉深度的测量方法,其中,所述根据所述匹配结果确定脑电信号对应的模拟信号特征具体包括:

[0021] 对于匹配结果为相同的子信号特征,将该子信号特征作为该子信号特征对应的子模拟信号特征;

[0022] 对于匹配结果为不相同的子信号特征,将该子信号特征进行处理,并将处理后的子信号特征作为该子信号特征对应的子模拟信号特征;

[0023] 根据确定所有子模拟信号特征生成所述脑电信号对应的模拟信号特征。

[0024] 所述麻醉深度的测量方法,其中,所述对于匹配结果为不相同的子信号特征,将该子信号特征进行处理,并将处理后的子信号特征作为该子信号特征对应的子模拟信号特征具体包括:

[0025] 对于匹配结果为不相同的子信号特征,判断是否通过线性插值方式将该子信号特征匹配至其对应的子预测信号特征;

[0026] 若是,则将该子信号特征进行线性插值处理以得到该子信号特征对应的子模拟信号特征。

[0027] 所述麻醉深度的测量方法,其中,所述对于匹配结果为不相同的子信号特征,将该子信号特征进行处理,并将处理后的子信号特征作为该子信号特征对应的子模拟信号特征包括:

[0028] 若否,则获取所述脑电信号的信噪比;

[0029] 当所述信噪比满足预设条件时,采用移动窗平移算法确定该子信号特征对应的子模拟信号特征;

[0030] 当所述信噪比未满足预设条件时,将该子信号特征对应的子预测信号特征作为该子信号特征对应的子模拟信号特征;

[0031] 当未检测到信噪比时,将该子信号特征与该子信号特征对应的子预测信号特征进行加权处理,以得到该子信号特征对应的子模拟信号特征。

[0032] 一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质存储有一个或者多个程序,所述一个或者多个程序可被一个或者多个处理器执行,以实现如上任一所述的麻醉深度的测量方法中的步骤。

[0033] 一种电子设备,其包括:处理器、存储器及通信总线;所述存储器上存储有可被所述处理器执行的计算机可读程序;

[0034] 所述通信总线实现处理器和存储器之间的连接通信；

[0035] 所述处理器执行所述计算机可读程序时实现如上任一所述的麻醉深度的测量方法中的步骤。

[0036] 有益效果：与现有技术相比，本发明提供了一种麻醉深度的测量方法、存储介质及电子设备，所述方法包括获取脑电信号，并提取所述脑电信号的信号特征；获取所述脑电信号对应的预测脑电信号，并提取所述预测脑电信号的预测信号特征；根据所述信号特征以及预测信号特性生成所述脑电信号对应的模拟脑电信号，并根据所述模拟脑电信号确定麻醉深度值。本发明通过将通过网络脑模型生成的预测脑电信号与实际测量得到的脑电信号相结合得到模拟脑电信号，再根据该模拟脑电信号计算麻醉深度，这样可以通过预测脑电信号对实际测量脑电信号进行验证，可以提高测量得到的麻醉深度的准确性，提高麻醉深度的可靠性，并且提高麻醉深度测量的动态实时跟踪能力和抗干扰能力。

附图说明

[0037] 图1为本发明提供的麻醉深度的测量方法的流程图。

[0038] 图2为本发明提供的麻醉深度的测量方法中神经元群模块的示意图。

[0039] 图3为本发明提供的麻醉深度的测量方法中人脑模型的一个角度的示意图。

[0040] 图4为本发明提供的麻醉深度的测量方法中人脑模型的另一个角度的示意图。

[0041] 图5为本发明提供的电子设备的结构原理图。

具体实施方式

[0042] 本发明提供一种麻醉深度的测量方法、存储介质及电子设备，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。

[0043] 本技术领域技术人员可以理解，除非特意声明，这里使用的单数形式“一”、“一个”、“所述”和“该”也可包括复数形式。应该进一步理解的是，本发明的说明书中使用的措辞“包括”是指存在所述特征、整数、步骤、操作、元件和/或组件，但是并不排除存在或添加一个或多个其他特征、整数、步骤、操作、元件、组件和/或它们的组。应该理解，当我们称元件被“连接”或“耦接”到另一元件时，它可以直接连接或耦接到其他元件，或者也可以存在中间元件。此外，这里使用的“连接”或“耦接”可以包括无线连接或无线耦接。这里使用的措辞“和/或”包括一个或多个相关联的列出项的全部或任一单元和全部组合。

[0044] 本技术领域技术人员可以理解，除非另外定义，这里使用的所有术语（包括技术术语和科学术语），具有与本发明所属领域中的普通技术人员的一般理解相同的意义。还应该理解的是，诸如通用字典中定义的那些术语，应该被理解为具有与现有技术的上下文中的意义一致的意义，并且除非像这里一样被特定定义，否则不会用理想化或过于正式的含义来解释。

[0045] 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。

[0046] 本实施提供了一种麻醉深度的测量方法，如图1和图2所示，所述方法包括：

[0047] S10、获取脑电信号，并提取所述脑电信号的信号特征。

[0048] 具体地，所述脑电信号可以通过EEG采集设备采集得到，也可以通过电极片获取得

到,还可以通过传感器采集得到,并且通过传感器采集到所述脑电信号可以是模拟脑电信号,并且在采集到所述模拟脑电信号可以将模拟脑电信号转换为数字脑电信号,并将所述数字脑电信号作为所述脑电信号,这样可以便于脑电信号的存储。当然,值得说明的,EEG采集设备可以为本领域技术人员所公知的各种采集脑电信号的设备。此外,所述脑电信号所述脑电信号可以是患者在麻醉全程中各段脑电信号,例如,每段脑电信号的信号长度为10秒,并通过滑动窗口技术,通过步长控制每秒脑电信号数据的更新。

[0049] 所述信号特征可以包括时域特征、频域特征和非频域特征中的至少一种。在本实施例的一个实现方式中,所述信号特征包括时域特征或频域特征,即在获取到脑电信号后,提取该脑电信号的时域特征或频域特征。

[0050] 进一步,在本实施例的一个实现方式中,所述获取脑电信号,并提取所述脑电信号的信号特征具体包括:

[0051] S11、获取脑电信号,并对所述脑电信号进行去噪处理;

[0052] S12、提取去噪处理后的脑电信号的信号特征。

[0053] 具体地,所述去噪处理为对生理干扰信号和非生理干扰信号进行识别和处理。对脑电信号进行去噪处理,可以提高脑电信号的指令,由此,去除干扰信号能够更加准确的麻醉深度值。在本实施例的一个实现方式中,所述生理干扰信号可以包括眼动干扰信号和肌电干扰信号,所述非生理干扰信号可以包括信号幅度异常、信号斜率异常以及电刀干扰等。由此,为了去除生理干扰信号和非生理干扰信号,可以对所述脑电信号进行数字滤波,其中,所述数字滤波可以包括低通滤波,高通滤波以及特征波删除等方式。

[0054] S20、获取所述脑电信息对应的预测脑电信息,并提取所述预测脑电信号的预测信号特征,其中,所述预测脑电信息为通过预设矩阵型脑网络生成。

[0055] 具体地,所述预设矩阵型脑网络为预先建立,并通过矩阵型脑网络可以生成预测脑电信号。所述预测脑电信号可以根据预设麻醉方案确定脑电信号对应的麻醉数据,并根据所述麻醉数据实时改变模型参数动态地获取脑电信号对应的预测脑电信号。所述预测脑电信号可以根据预设麻醉方案中麻醉数据,通过改变模型参数提前离线地获取并存储备用麻醉过程中的预测脑电信号。在本实施例的一个可能实现方式中,所述预测脑电信号的获取过程为:在确定麻醉方案后,根据麻醉方案确定各时刻对应的模型参数,之后通过各时刻对应的模型参数按照时间顺序输入至矩阵型脑网,可以得到麻醉过程中的预测脑电信号,在得到预测脑电信号后,可以存储该麻醉过程对应的预测脑电信号。而所述脑电信号对应的预测脑电信号,可以根据所述脑电信号对应的时间段在预设矩阵型脑网络生成的预测脑电信号中选取该时间段对应的预测脑电信号,以得到所述脑电信号对应的预测脑电信号,这样可以减少预测脑电信号的获取时间,提高麻醉深度获取的实时性。此外,所述麻醉数据可以包括麻醉时间以及进入麻醉状态的速度等。

[0056] 进一步,在本实施例的一个实现方式中,所述预测脑电信息的生成过程具体包括:

[0057] M10、以预先建立的神经元群模块为元素建立矩阵型脑网络;

[0058] M20、根据预设联通参数驱动所述矩阵型脑网络产生脑电信号,其中,所述预设联通参数用于控制所述矩阵型脑网络中各神经元群模块状态。

[0059] 具体地,所述神经元群模块为预选建立的,每个神经元群模块表示一脑皮层区域,所述矩阵脑网络包括多个神经元群模块,并且各神经元群模块对应的脑皮层区域构成脑皮

层,即脑皮层可以划分为多个脑皮层区域,每个脑皮层对于一个神经元群模块,并且该神经元群模块包含于形成所述矩阵型脑网络的多个神经元群模块中。同时所述多个脑皮层区域中的每个脑皮层区域负责不同的功能,例如,枕叶区负责视觉功能;顶叶区负责触觉和空间;颞叶区负责听觉和综合感知;额叶运动皮层负责协调肢体运动;前额皮层区负责理解、记忆和判断等。在本实施例的一个可能实现方式中,所述神经元群模块包括76个,即将左右脑皮层共划分为76个区域,相应的,所述矩阵型脑网络具有76个元素,目前76个元素是我们能够达到的最好结果,当然更多元素会使模型更加准确。理论上越多的JR模型能模拟出来的脑电信号越接近真实脑电信号,但会带来系统效率低下。目前选择76这个值只是在保证模拟的脑电信号有效的前提下在系统运行性能与结果复杂度之间平衡的结果。

[0060] 进一步,脑电信号EEG是大量神经元活动的反映,特别是在麻醉过程中,脑电信号EEG变化具有很强的非线性特征。其中,麻醉过程中脑电信号EEG是根据丘脑和脑皮层间的大量神经元会产生振荡耦合形成,并且随着麻醉深度的变化,耦合强度会有明显不同,以使得脑电信号EEG变化具有很强的非线性特征,此外,在丘脑和脑皮层间的振荡耦合过程中,丘脑的功能很像是一个知觉“开关”或整体脑活动的显示器,并且丘脑和脑皮层神经网络的规则性活动是麻醉和知觉的关键。例如,在开始进入睡眠状态和维持睡眠的过程中,有一个正向的抑制过程,该抑制过程是由前脑底部和丘脑下部经由GaBa⁺离子传递到觉醒核心,同时觉醒核心同时向失觉核心发出以反馈过程,这说明当觉醒核心受到抑制时,该反馈正过程加强了失觉核心的神经活动,从而引发一个类似于单稳触发电路一样的有知觉和无知觉状态,并且人脑始终处于一个有知觉或无知觉的状态。由此,基于预设神经元群模块构建一个分部平滑的过程模型,即矩阵型脑网络,所述矩阵型脑网络是以预设建立的神经元群模块为元素,并按照各神经元群模块之间的耦合强度建立矩阵型脑网络,同时所述矩阵型脑网络可以把微观的脑细胞活动,同介观的脑皮层区活动和宏观的脑电图信号号结合起来,以使得通过所述矩阵型脑网络可以模拟脑电信号。

[0061] 进一步,在本实施例的一个实现方式中,所述神经元群模块为JANSEN-RIT(J-R)模块,所述JANSEN-RIT模块包括激励神经细胞网络、锥体细胞网络以及抑制神经细胞网络;所述激励神经细胞网络的激励信号、抑制神经细胞网络的抑制信号、以及锥体细胞网络的外部激励信号形成脑电波,并将所述脑电信号输出至外部的神经元群模块。如图2所示,所述激励神经细胞网络、锥体细胞网络以及抑制神经细胞网络均可以表示为神经环路。所述激励神经细胞网络包括第一脉冲支路以及第一反馈支路,第一脉冲支路的电压信号与第一反馈支路的电压信号相加后,通过电压-脉冲编码器将相加后的电压信号转换为脉冲信号后传输至锥体细胞网络;所述抑制神经细胞网络包括第二脉冲支路以及第二反馈支路,第二脉冲支路的电压信号与第二反馈支路的电压信号相加后,通过电压-脉冲编码器将相加后的电压信号转换为脉冲信号后传输至锥体细胞网络;锥体细胞网络包括局部激励支路、局部抑制支路以及外部激励支路,局部激励支路接收激励神经细胞网络传输的脉冲信号,局部抑制支路接收抑制神经网络传输的脉冲信号,外部激励支路接收输入脉冲,并且所述局部激励支路的、局部抑制支路以及外部激励支路汇合后形成脑电波信号,所述脑电波信号通过电压-脉冲编码器后输出至其他神经元群模块,通过分别反馈至该JANSEN-RIT模块的激励神经细胞网络以及抑制神经细胞网络。此外,如图2所示,在所述 S_i , $i=1,2,3$ 为电压-脉冲编码器,用于将细胞内的电压信号转换成轴突丘上的脉冲信号;

$\otimes h_{1T}(t)$, $\otimes h_{13}(t)$, $\otimes h_{2T}(t)$, $\otimes h_{23}(t)$, $\otimes h_{31}(t)$, $\otimes h_{32}(t)$ 以及 $\otimes h_{3T}(t)$ 均为是脉冲-电压译码器,用于把收到的脉冲信号进行加权卷积后转换成突触后的电压,其中,其中,1T、2T以及3T均为外部输出信号的神经元群模块的编号; \oplus 为加法器,用于把突触后的树突电压进行整合转换成细胞内的电压信号; $C_{1T}, C_{13}, C_{2T}, C_{23}, C_{31}, C_{32}$ 以及 C_{3T} 均为神经网络群之间平均突触数; $m_{1T}(t), m_1(t), m_{2T}(t), m_2(t), m_3(t)$ 以及 $m_{3T}(t)$ 均为脉冲信号, $v_{1T}(t), v_{13}(t), v_1(t), v_{2T}(t), v_{23}(t), v_2(t), v_{3T}(t), v_{31}(t), v_{32}(t)$ 以及 $v_3(t)$ 均为电压信号,其中, $v_3(t)$ 为可被检测到的脑电信号。

[0062] 进一步,在本实施例的一个实现方式中,所述以预先建立的神经元群模块为元素建议具有空间特性的矩阵型脑网络具体包括:

[0063] S11、获取用户的脑部数据,并根据所述脑部数据生成结构型脑网络;

[0064] S12、获取该结构型脑网络中神经网络节点的耦合强度系数,并根据获取到的耦合强度系数形成矩阵序列,以得到矩阵型脑网络。

[0065] 具体地,所述脑部数据为根据解剖学获取得到,根据所述脑部数据可以建议一个结构脑网络,例如,所述结构脑网络包括76个区域。在建立所述结构脑网络后,对于结构脑网络的每个区域,获取该区域中各神经网络节点之间的耦合强度系数,并根据获取到所有耦合强度系数确定该区域的矩阵,这样结构型脑网络的动态演变就会产生一系列脑网络矩阵,而在不同时间点的动态脑网络矩阵形成矩阵型脑网络。此外,所述脑部数据包括脑皮层区域和各脑皮层区域的关联性,其中,各脑皮层区域的关联强度可以用0,1和-1表示,也可以是归一化后从-1到+1的任何值,而各种脑活动则可以用一组描述大规模脑神经网络的动态时域方程表示,这些方程可以根据研究的目的进行选择,例如,我们可以选择如下的方程组对常规的脑电信号进行模拟:

$$[0066] \quad \dot{\Psi}(x_i, t) = f(x_i(t)) + g \sum_{j=1}^N w_{ij} x_j(t - \Delta t_{ij}), \quad (1)$$

[0067] 其中, $\dot{\Psi}(x_i, t)$ 代表节点i在时间t时基于局部动态函数 $f(x_i(t))$ 的平均电场, w_{ij} 是连接节点i和j的各向同质电导矩阵, g 是全局耦合函数, $(t - \Delta t_{ij})$ 代表时间延迟。

[0068] 此外,上述动态时域方程中的参数可以由已知生理参数值,包括但不限于模型中各种脑组织的导电率等来确定。

[0069] 进一步,所述预设联通参数用于表示各J-R模块的连通状态,其中,所述联通参数包括未联通、弱联通、正常联通以及强联通,例如,分别采用0,1,2,和3表示。此外,所述J-R模块是由如图2所示的三个神经网络环路组成,并且能够根据预设参数而产生脑电波,其中,所述预设参数可以为脑组织导电系数等,所述脑组织导电系数可以包括头皮,头盖骨,脑组织液,白色组织,灰色组织以及血管等。

[0070] 进一步,每一个神经网络环路都是用其关键状态变量来表示,例如,平均膜电位,平均激活率和它们之间的相互转换(脉冲-波电位及波电位-脉冲)等,这样可以根据震荡频率和锥体的平均PSP基准线确定各J-R模块的连通状态,即根据预先选定用于控制状态转移的联通参数,可以使得各个脑皮区之间的相互作用将会产生诸如多稳、同步以及直至协同等状态,从而产生相应的脑电波信号。

[0071] 进一步,在本实施例的一个实现方式中,所述根据预设联通参数驱动所述矩阵型脑网络产生脑电信号具体包括:

[0072] M21、获取丘脑以及脑皮层的神经活动；

[0073] M22、根据所述连通参数驱动所述矩阵型脑网络，通过所述矩阵型脑网络确定所述神经活动对应的电位信息，并根据所述电位信息得到脑电信号。

[0074] 具体地，所述丘脑以及脑皮层的神经活动为已知的，可以通过CT或者磁共振等途径获取到，在获取到丘脑和脑皮层的神经活动后，根据丘脑和脑皮层的神经活动确定各神经元群模块的连通参数，并通过所述连通参数驱动所述矩阵型脑网络，以使得所述通过所述矩阵型脑网络确定所述神经活动对应的电位信息，并根据所述电位信息得到脑电信号。

[0075] 进一步，在本实施例的一个实现方式中，所述通过所述矩阵型脑网络确定所述神经活动对应的电位信息，并根据所述电位信息得到脑电信号；

[0076] 对丘脑以及脑皮层对应的脑部图像进行识别以区分脑部组分，并将各脑部组分与其对应的电质参数相结合，以得到人脑模型；

[0077] 根据所述人脑模型确定脑部头皮的各电极点单元的电位，并根据确定到的所有电位生成所述脑电信号。

[0078] 具体地，所述脑部图像可以是通过核磁共振获取到，并且所述脑部图像包括多张连续核磁共振图像，以便于可以获取到脑部各部位的图像。在获取到脑部图像后，对所述脑部图像进行识别以确定脑部组分，其中，所述脑部组分包括盖骨，脑液，脑灰色物质，脑白色物质等几十种人头组织。在识别到脑部组分后，可以将脑部组分与已知电质参数，例如，头皮，头盖骨，脑组织液，白色组织，灰色组织以及血管等，相结合而建立以数字人头模型，即得到人脑模型，如图3和4所示。此外，在建立人脑模型后，将该数字化的人脑模型抽象成几百万个小的单元，每一个单元代表人脑的不同部位和组织，并被赋予相应的电质参数，这样每一个单元不仅可以代表不同的人头组织，也可以代表同样组织的不同电质参数，之后确定数字化的人脑模型中各个小单元的点位，然后从中找出头皮上对应电极点的单元的点位，以得到脑电信号。

[0079] S30、根据所述信号特征以及预测信号特性生成所述脑电信号对应的模拟脑电信号，并根据所述模拟脑电信号确定麻醉深度值。

[0080] 具体地，所述根据所述信号特征以及预测信号特性生成所述脑电信号对应的模拟脑电信号指的是将所述信号特征与预测信号特征进行匹配，以将所述脑电信号进行划分，分别划分为匹配信号集、线性插值信号集以及完全不匹配信号。其中，所述匹配信号集中的脑电信号的信号特征与其对应的预测信号特征相匹配；所述线性插值信号集中的脑电信号的信号特征可以通过线性插值的方式匹配至其对应的预测信号特征；所述完全不匹配信号集中的脑电信号的信号特征与其对应的预测信号特征不匹配，并且无法通过线性插值的方式匹配至其对应的预测信号特征。此外，为了快速计算麻醉深度，匹配信号集、线性插值信号集以及完全不匹配信号集中的脑电信号可以配置不同的麻醉估算标识，例如，匹配信号集中脑电信号配置有自动标识，线性插值信号集中脑电信号配置有半自动标识，完全不匹配信号集中的脑电信号在根据预测脑电信号进行修正后，配置有半自动标识。这样在对信号特征与预测信号特征匹配后，可以根据麻醉估算标识确定麻醉深度。

[0081] 进一步，在本实施例的一个实现方式中，所述根据所述信号特征以及预测信号特性生成所述脑电信号对应的模拟脑电信号具体包括：

[0082] 将所述信号特征中各子信号特征分别与所述预测信号特征中对应的预测信号特

征进行匹配；

[0083] 根据所述匹配结果确定脑电信号对应的模拟信号特征,并根据所述模拟信号特征生成所述模拟脑电信号。

[0084] 具体地,所述匹配结果包括匹配、通过线性插值后匹配以及不匹配且通过线性插值也无法匹配。对于不同的匹配结果的脑电信号的处理方式不同,特征是对于不匹配且通过线性插值也无法匹配的脑电信号,可以通过预测脑电信号对所述脑电信号进行修正,并根据修正后的脑血信号生成模拟脑血信号,这样可以提高模拟脑电信号的准确性,从而提高麻醉深度测量的准确性,

[0085] 进一步,在本实施例的一个实现方式中,所述根据所述匹配结果确定脑电信号对应的模拟信号特征具体包括:

[0086] 对于匹配结果为相同的子信号特征,将该子信号特征作为该子信号特征对应的子模拟信号特征;

[0087] 对于匹配结果为不相同的子信号特征,将该子信号特征进行处理,并将处理后的子信号特征作为该子信号特征对应的子模拟信号特征;

[0088] 根据确定所有子模拟信号特征生成所述脑电信号对应的模拟信号特征。

[0089] 具体地,所述匹配结果为相同,说明信号特征与预测信号特征一样,由此,可以确定该信号特征对应的脑血信号为准确脑电信号,从而可以将该子信号特征作为该子信号特征对应的子模拟信号特征。而对于匹配结果为不相同的子信号特征,则需要对该子信号特征进行处理,以使得所述子信号特征与其对应的预测信号特征匹配,而当无法使得子信号特征与其对应的预测信号特征匹配是,根据所述预测信号特征对所述该子信号特征进行修正。相应的,在本实施例的一个实现方式中,所述对于匹配结果为不相同的子信号特征,将该子信号特征进行处理,并将处理后的子信号特征作为该子信号特征对应的子模拟信号特征具体包括:

[0090] 对于匹配结果为不相同的子信号特征,判断是否通过线性插值方式将该子信号特征匹配至其对应的子预测信号特征;

[0091] 若是,则将该子信号特征进行线性插值处理以得到该子信号特征对应的子模拟信号特征;

[0092] 若否,则获取所述脑电信号的信噪比;

[0093] 当所述信噪比满足预设条件时,采用移动窗平移算法确定该子信号特征对应的子模拟信号特征;

[0094] 当所述信噪比未满足预设条件时,将该子信号特征对应的子预测信号特征作为该子信号特征对应的子模拟信号特征;

[0095] 当未检测到信噪比时,将该子信号特征与该子信号特征对应的子预测信号特征进行加权处理,以得到该子信号特征对应的子模拟信号特征。

[0096] 具体地,所述对非吻合部分将用线性插值的方法进行数据整合后产生一个半自动的标识,对于不匹配的但又无法进行插值整合的部分,分以下三种情况进行处理:1)如果实测脑电信噪比在预设范围内,应用移动窗平滑算法将实测脑电信号的信号特征转化为子模拟信号特征,2)如果实测脑电信噪比在预设范围外,将预测脑电信号的预测信号特征转化为子模拟信号特征,3)如果得不到实测脑电信噪比,则用信号特征A和预测信号特征B两者

的加权值 ($\alpha A + (1-\alpha) B$), 以期得到子模拟信号特征。其中, 所述预测信噪比对应的预设范围可以随选取的麻醉特征而定, 例如, 在10%到50%之间。在此, 在匹配是一个过程, 由于麻醉是一个受控制的渐进的连续过程, 中间不可以有间断, 从而在不匹配时, 可以进行线性插值以使得信号特征匹配至预测信号特征。

[0097] 进一步, 在确定模拟脑电信号后, 可以根据模拟脑电信号确定麻醉深度, 其中, 所述麻醉深度可以经过一个类似百分比的归一化处理给出一个0到100的深度指数, 例如, 所述指数可以如下图表所示, 反映病人的麻醉深度。

麻醉深度指数	麻醉状态	生理/物理特征
100	清醒	各项反应正常
80	轻度麻醉	血压心律升高, 对强刺激有反应
60	全麻醉	血压稳定, 无知觉无反应
40	深度麻醉	血压高不稳, 心律不齐
20	爆发抑制	间歇性脑电活动
0	无脑电活动	无脑电活动

[0099] 基于上述麻醉深度的测量方法, 本实施例提供了一种计算机可读存储介质, 所述计算机可读存储介质存储有一个或者多个程序, 所述一个或者多个程序可被一个或者多个处理器执行, 以实现如上述实施例所述的麻醉深度的测量方法中的步骤。

[0100] 基于上述麻醉深度的测量方法, 本发明还提供了一种电子设备, 如图5所示, 其包括至少一个处理器 (processor) 20; 显示屏21; 以及存储器 (memory) 22, 还可以包括通信接口 (Communications Interface) 23和总线24。其中, 处理器20、显示屏21、存储器22和通信接口23可以通过总线24完成相互间的通信。显示屏21设置为显示初始设置模式中预设的用户引导界面。通信接口23可以传输信息。处理器20可以调用存储器22中的逻辑指令, 以执行上述实施例中的方法。

[0101] 此外, 上述的存储器22中的逻辑指令可以通过软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或使用, 可以存储在一个计算机可读存储介质中。

[0102] 存储器22作为一种计算机可读存储介质, 可设置为存储软件程序、计算机可执行程序, 如本公开实施例中的方法对应的程序指令或模块。处理器20通过运行存储在存储器22中的软件程序、指令或模块, 从而执行功能应用以及数据处理, 即实现上述实施例中的方法。

[0103] 存储器22可包括存储程序区和存储数据区, 其中, 存储程序区可存储操作系统、至少一个功能所需的应用程序; 存储数据区可存储根据电子设备的使用所创建的数据等。此外, 存储器22可以包括高速随机存取存储器, 还可以包括非易失性存储器。例如, 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)、磁碟或者光盘等多种可以存储程序代码的介质, 也可以是暂态存储介质。

[0104] 此外, 上述存储介质以及移动终端中的多条指令处理器加载并执行的具体过程在上述方法中已经详细说明, 在这里就不再一一陈述。

[0105] 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。

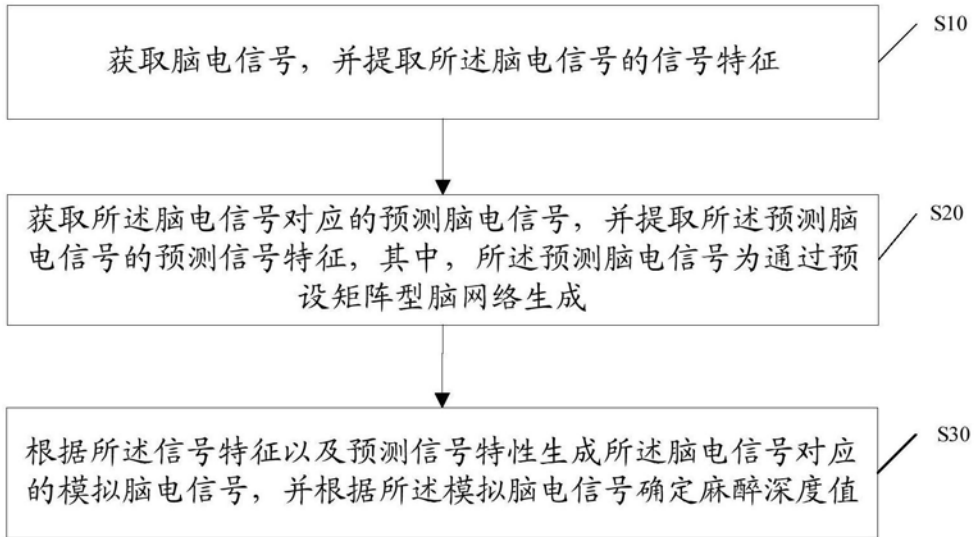


图1

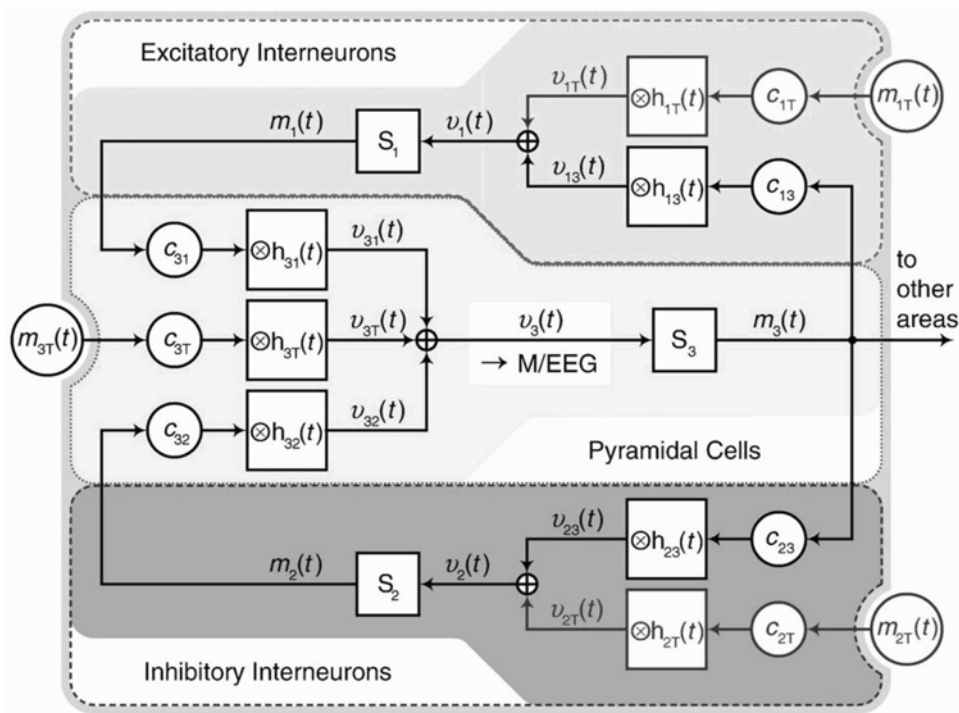


图2

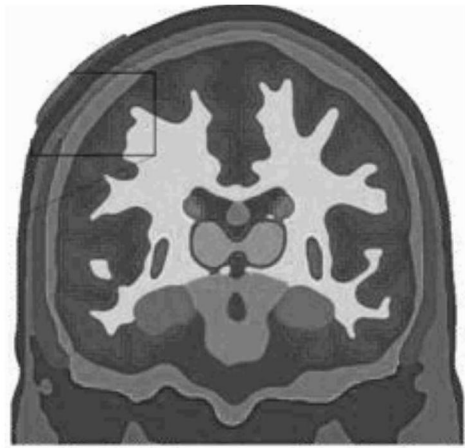


图3

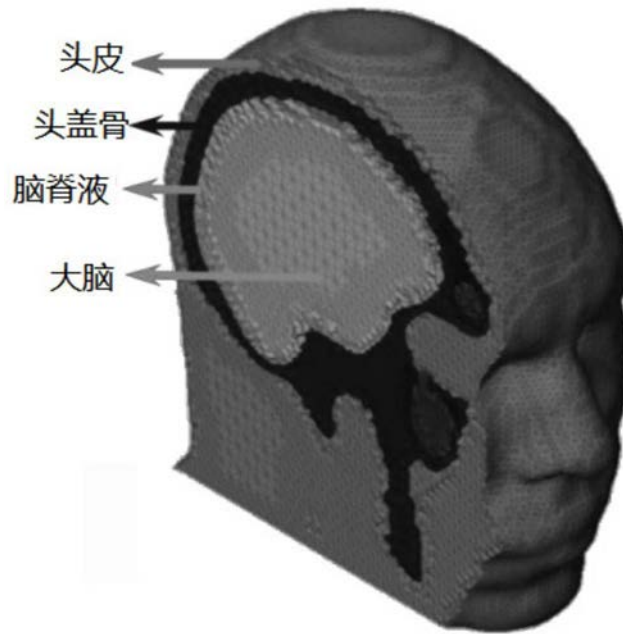


图4

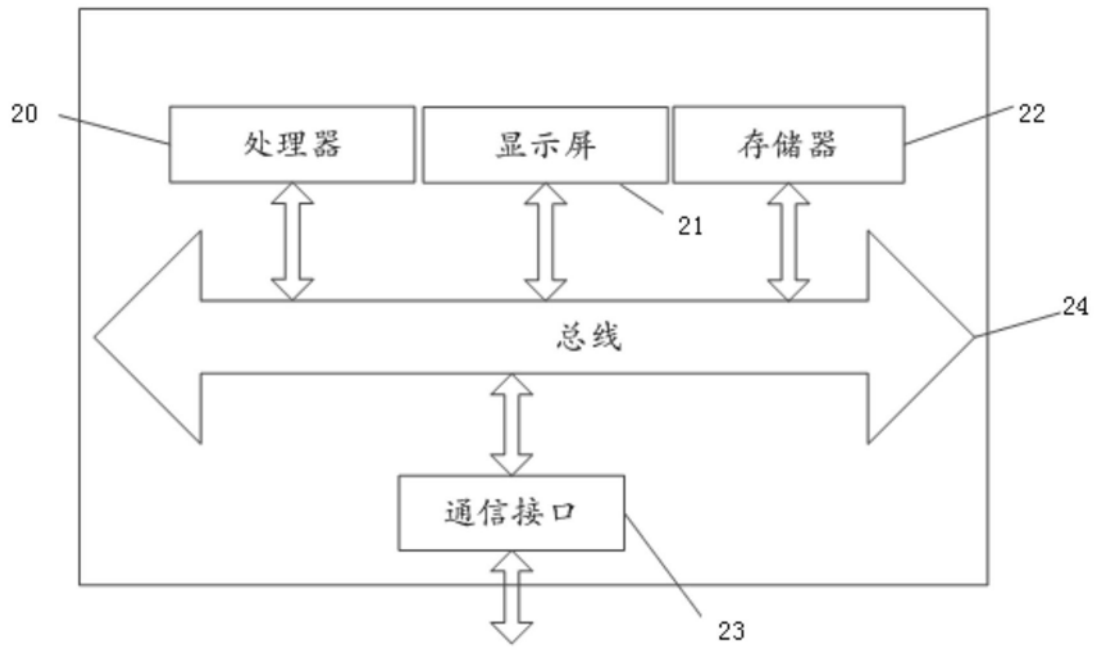


图5

专利名称(译)	一种麻醉深度的测量方法、存储介质及电子设备		
公开(公告)号	CN110840411A	公开(公告)日	2020-02-28
申请号	CN201911245011.5	申请日	2019-12-06
[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 温鹏 熊飞 任冠清 李兴 周赤宜 戴仁泉 王筱毅 李明		
发明人	韩如泉 温鹏 熊飞 任冠清 李兴 周赤宜 戴仁泉 王筱毅 李明		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/04 A61B5/0476		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0476 A61B5/4821 A61B5/72 A61B5/7203 A61B5/7246 A61B5/7275		
代理人(译)	王永文		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种麻醉深度的测量方法、存储介质及电子设备，所述方法包括获取脑电信号，并提取所述脑电信号的信号特征；获取所述脑电信号对应的预测脑电信号，并提取所述预测脑电信号的预测信号特征；根据所述信号特征以及预测信号特性生成所述脑电信号对应的模拟脑电信号，并根据所述模拟脑电信号确定麻醉深度值。本发明通过将通过网络脑模型生成的预测脑电信号与实际测量得到的脑电信号相结合得到模拟脑电信号，再根据该模拟脑电信号计算麻醉深度，这样可以通过预测脑电信号对实际测量脑电信号进行验证，可以提高测量得到的麻醉深度的准确性，提高麻醉深度的可靠性，并且提高麻醉深度测量的动态实时跟踪能力和抗干扰能力。

