



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106618560 A

(43)申请公布日 2017. 05. 10

(21)申请号 201611213418.6

(22)申请日 2016.12.23

(71)申请人 北京怡和嘉业医疗科技股份有限公司

地址 100043 北京市海淀区阜成路115号丰裕写字楼A座110号

(72)发明人 李杰 庄志

(74)专利代理机构 北京润泽恒知识产权代理有限公司 11319

代理人 苏培华

(51)Int.Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

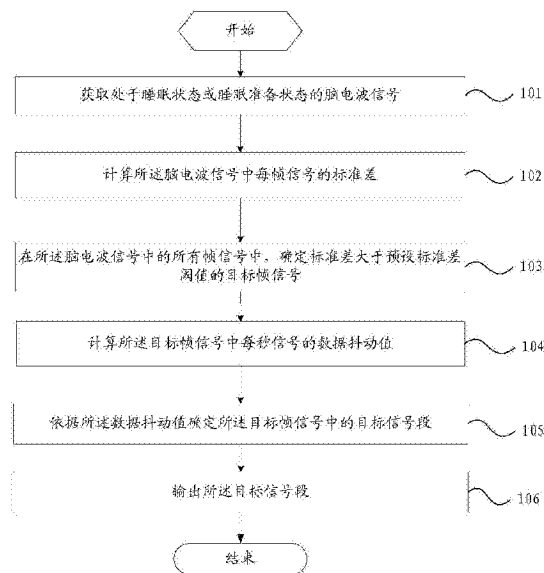
权利要求书2页 说明书12页 附图3页

(54)发明名称

脑电波信号的处理方法和装置

(57)摘要

本发明实施例提供了一种脑电波信号的处理方法和装置,该方法包括:获取处于睡眠状态或睡眠准备状态的脑电波信号;计算所述脑电波信号中每帧信号的标准差;在所述脑电波信号中的所有帧信号中,确定标准差大于预设标准差阈值的目标帧信号;计算所述目标帧信号中每秒信号的数据抖动值;依据所述数据抖动值确定所述目标帧信号中的目标信号段;输出所述目标信号段。本发明通过对处于睡眠状态或睡眠准备状态的脑电波信号直接进行分析,避免了对微觉醒事件的误判;并通过计算信号的标准差和数据抖动值来确定在脑电波信号中发生微觉醒事件的目标信号段,而不仅仅依赖于频率,从而提高了对微觉醒事件的判断准确性和稳定性。



1. 一种脑电波信号的处理方法,其特征在于,包括:
获取处于睡眠状态或睡眠准备状态的脑电波信号;
计算所述脑电波信号中每帧信号的标准差;
在所述脑电波信号中的所有帧信号中,确定标准差大于预设标准差阈值的目标帧信号;
计算所述目标帧信号中每秒信号的数据抖动值;
依据所述数据抖动值确定所述目标帧信号中的目标信号段;
输出所述目标信号段。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述计算获取的脑电波信号中每帧信号的标准差的步骤之前,所述方法还包括:
对获取的脑电波信号进行预处理操作;
其中,所述预处理操作包括:
去直流处理、中值滤波处理、带通滤波处理、归一化处理。
3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述预设标准差阈值为所述脑电波信号中所有帧信号的标准差的平均值的第一预定倍数。
4. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述计算所述目标帧信号中每秒信号的数据抖动值的步骤,包括:
计算所述目标帧信号中每秒信号的各采样点的各个抖动值;
计算每秒信号的各个采样点的所述各个抖动值的最大值,得到所述每秒信号的数据抖动值。
5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述依据所述数据抖动值确定所述目标帧信号中的目标信号段的步骤,包括:
将所述目标帧信号中每秒信号的数据抖动值分别与预设抖动阈值进行比较,在所述目标帧信号中,确定数据抖动值大于所述预设抖动阈值的多个秒信号;
在所述多个秒信号中,确定时间连续的多组秒信号;
在所述多组秒信号中,确定持续时间在预设时间段范围内的目标组秒信号以得到目标信号段。
6. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于,所述预设抖动阈值为所述目标帧信号中所有秒信号的各采样点的各个抖动值的平均值的第二预定倍数。
7. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于,若所述目标信号段的数量为多个,则所述输出所述目标信号段的步骤之前,所述方法还包括:
计算时间相邻的两个目标信号段之间的时间间隔;
判断所述时间间隔是否小于或等于预设时间间隔阈值;
若是,则按照时间顺序将所述时间相邻的两个目标信号段依次连接;
计算连接后的目标信号段的持续时间;
判断连接后的目标信号段的持续时间是否在所述预设时间段范围内。
8. 根据权利要求7所述的方法,其特征在于,所述输出所述目标信号段的步骤,包括:
若连接后的目标信号段的持续时间在所述预设时间段范围内,则输出所述连接后的目标信号段。

9. 一种脑电波信号的处理装置,其特征在于,包括:
获取模块,用于获取处于睡眠状态或睡眠准备状态的脑电波信号;
计算标准差模块,用于计算所述脑电波信号中每帧信号的标准差;
确定目标帧信号模块,用于在所述脑电波信号中的所有帧信号中,确定标准差大于预设标准差阈值的目标帧信号;
计算抖动值模块,用于计算所述目标帧信号中每秒信号的数据抖动值;
确定目标信号段模块,用于依据所述数据抖动值确定所述目标帧信号中的目标信号段;
输出模块,用于输出所述目标信号段。
10. 根据权利要求9所述的装置,其特征在于,所述计算抖动值模块包括:
第一计算子模块,用于计算所述目标帧信号中每秒信号的各采样点的各个抖动值;
第二计算子模块,用于计算每秒信号的各个采样点的所述各个抖动值的最大值,得到所述每秒信号的数据抖动值。
11. 根据权利要求10所述的装置,其特征在于,所述确定目标信号段模块包括:
比较子模块,用于将所述目标帧信号中每秒信号的数据抖动值分别与预设抖动阈值进行比较,在所述目标帧信号中,确定数据抖动值大于所述预设抖动阈值的多个秒信号;
第一确定子模块,用于在所述多个秒信号中,确定时间连续的多组秒信号;
第二确定子模块,用于在所述多组秒信号中,确定持续时间在预设时间段范围内的目标组秒信号以得到目标信号段。
12. 根据权利要求11所述的装置,其特征在于,若所述目标信号段的数量为多个,则所述装置还包括:
计算时间间隔模块,用于计算时间相邻的两个目标信号段之间的时间间隔;
第一判断模块,用于判断所述时间间隔是否小于或等于预设时间间隔阈值;
连接模块,用于若所述判断模块判断所述时间间隔小于或等于预设时间间隔阈值,则按照时间顺序将所述时间相邻的两个目标信号段依次连接;
计算持续时间模块,用于计算连接后的目标信号段的持续时间;
第二判断模块,用于判断连接后的目标信号段的持续时间是否在所述预设时间段范围内。
13. 根据权利要求12所述的装置,其特征在于,所述输出模块包括:
输出子模块,用于若连接后的目标信号段的持续时间在所述预设时间段范围内,则输出所述连接后的目标信号段。

脑电波信号的处理方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及脑电波信号处理技术领域,特别是涉及一种脑电波信号的处理方法和装置。

背景技术

[0002] 人体大约1/3的时间处于睡眠状态,好的睡眠不仅可以提高工作效率,还可以提高生活质量。微觉醒是睡眠过程中的短暂清醒,在多导睡眠图中表现为脑电波频率的短时变化。对于睡眠障碍患者来说,微觉醒具有双重作用。一方面,觉醒是对外界刺激的反应,能够及时调整机体运行机制,特别是呼吸性微觉醒,具有挽救生命的意义;另一方面,微觉醒会将整个睡眠过程划分成了零碎的片段,不仅打乱了睡眠结构还使得睡眠质量下降。

[0003] 因此,微觉醒在睡眠质量评估以及睡眠类疾病的诊断中成为一项研究热点。那么为了判读睡眠状态中的微觉醒事件,目前主流的方式是通过监测生理信号,并对其进行频域、时域等分析,从而判出生理信号中哪部分信号段发生了微觉醒,即,构成微觉醒事件。

[0004] 现有技术中主要包括如下三种判读微觉醒事件的方案:

[0005] 方式一、基于脑电波信号:首先通过对脑电波信号进行频率分析,并根据频谱图将其划分为清醒期和睡眠期,然后再对睡眠期的脑电波信号从频率和功率两方面分析,从而判出脑电波信号中哪部分信号段发生了微觉醒事件。

[0006] 但是,方式一的这种方案在判读微觉醒事件之前,需要首先对脑电波信号进行睡眠状态的判断,即,判断其是处于清醒期还是睡眠期,而如果一旦判断错误(即判断为清醒期),则将直接导致微觉醒事件的判读错误,误判率高、准确率低。而且,这种方案采用的是基于频率的判读方式,而由于脑电波信号中各特征波形之间存在频率成分的交叉,因此,这将会给微觉醒事件的误判,稳定性差。

[0007] 方式二、基于脉搏波信号:利用脉搏波信号判断微觉醒事件时,主要是基于脉搏波的脉率。在判读时,先计算脉率差值与基准脉率的比值,再根据该比值的大小来判断睡眠是否处于微觉醒状态。

[0008] 方式三、基于呼吸波:通过呼吸波的大小来判断微觉醒事件的存在,并可以辅以如心率、哈欠等参数来辅助提高判断的准确率。

[0009] 但是,方式二和方式三所提供的方案是基于脉搏波信号和呼吸波的,而脉搏波信号和呼吸波信号较低的频率容易淹没短时的微觉醒事件所对应的信号,而且波形较长的周期也不利于微觉醒事件所对应的信号起始时间和终止时间的判定,判读准确性低。

[0010] 由此可见,现有技术普遍存在着对处于微觉醒状态的信号的判断准确性低、稳定性差的问题。

发明内容

[0011] 本发明实施例所要解决的技术问题是提供一种脑电波信号的处理方法和装置,以解决现有技术对处于微觉醒状态的信号的判断准确性低、稳定性差的问题。

[0012] 为了解决上述问题,根据本发明的一个方面,本发明公开了一种脑电波信号的处理方法,包括:

[0013] 获取处于睡眠状态或睡眠准备状态的脑电波信号;

[0014] 计算所述脑电波信号中每帧信号的标准差;

[0015] 在所述脑电波信号中的所有帧信号中,确定标准差大于预设标准差阈值的目标帧信号;

[0016] 计算所述目标帧信号中每秒信号的数据抖动值;

[0017] 依据所述数据抖动值确定所述目标帧信号中的目标信号段;

[0018] 输出所述目标信号段。

[0019] 可选地,所述计算获取的脑电波信号中每帧信号的标准差的步骤之前,该方法还包括:

[0020] 对获取的脑电波信号进行预处理操作;

[0021] 其中,所述预处理操作包括:

[0022] 去直流处理、中值滤波处理、带通滤波处理、归一化处理。

[0023] 优选地,所述预设标准差阈值为所述脑电波信号中所有帧信号的标准差的平均值的第一预定倍数。

[0024] 可选地,所述计算所述目标帧信号中每秒信号的数据抖动值的步骤,包括:

[0025] 计算所述目标帧信号中每秒信号的各采样点的各个抖动值;

[0026] 计算每秒信号的各个采样点的所述各个抖动值的最大值,得到所述每秒信号的数据抖动值。

[0027] 可选地,所述依据所述数据抖动值确定所述目标帧信号中的目标信号段的步骤,包括:

[0028] 将所述目标帧信号中每秒信号的数据抖动值分别与预设抖动阈值进行比较,在所述目标帧信号中,确定数据抖动值大于所述预设抖动阈值的多个秒信号;

[0029] 在所述多个秒信号中,确定时间连续的多组秒信号;

[0030] 在所述多组秒信号中,确定持续时间在预设时间段范围内的目标组秒信号以得到目标信号段。

[0031] 优选地,所述预设抖动阈值为所述目标帧信号中所有秒信号的各采样点的各个抖动值的平均值的第二预定倍数。

[0032] 可选地,若所述目标信号段的数量为多个,则所述输出所述目标信号段的步骤之前,该方法还包括:

[0033] 计算时间相邻的两个目标信号段之间的时间间隔;

[0034] 判断所述时间间隔是否小于或等于预设时间间隔阈值;

[0035] 若是,则按照时间顺序将所述时间相邻的两个目标信号段依次连接;

[0036] 计算连接后的目标信号段的持续时间;

[0037] 判断连接后的目标信号段的持续时间是否在所述预设时间段范围内。

[0038] 可选地,所述输出所述目标信号段的步骤,包括:

[0039] 若连接后的目标信号段的持续时间在所述预设时间段范围内,则输出所述连接后的目标信号段。

- [0040] 根据本发明的另一方面,本发明还公开了一种脑电波信号的处理装置,包括:
- [0041] 获取模块,用于获取处于睡眠状态或睡眠准备状态的脑电波信号;
- [0042] 计算标准差模块,用于计算所述脑电波信号中每帧信号的标准差;
- [0043] 确定目标帧信号模块,用于在所述脑电波信号中的所有帧信号中,确定标准差大于预设标准差阈值的目标帧信号;
- [0044] 计算抖动值模块,用于计算所述目标帧信号中每秒信号的数据抖动值;
- [0045] 确定目标信号段模块,用于依据所述数据抖动值确定所述目标帧信号中的目标信号段;
- [0046] 输出模块,用于输出所述目标信号段。
- [0047] 可选地,所述计算抖动值模块包括:
- [0048] 第一计算子模块,用于计算所述目标帧信号中每秒信号的各采样点的各个抖动值;
- [0049] 第二计算子模块,用于计算每秒信号的各个采样点的所述各个抖动值的最大值,得到所述每秒信号的数据抖动值。
- [0050] 可选地,所述确定目标信号段模块包括:
- [0051] 比较子模块,用于将所述目标帧信号中每秒信号的数据抖动值分别与预设抖动阈值进行比较,在所述目标帧信号中,确定数据抖动值大于所述预设抖动阈值的多个秒信号;
- [0052] 第一确定子模块,用于在所述多个秒信号中,确定时间连续的多组秒信号;
- [0053] 第二确定子模块,用于在所述多组秒信号中,确定持续时间在预设时间段范围内的目标组秒信号以得到目标信号段。
- [0054] 可选地,若所述目标信号段的数量为多个,则所述装置还包括:
- [0055] 计算时间间隔模块,用于计算时间相邻的两个目标信号段之间的时间间隔;
- [0056] 第一判断模块,用于判断所述时间间隔是否小于或等于预设时间间隔阈值;
- [0057] 连接模块,用于若所述判断模块判断所述时间间隔小于或等于预设时间间隔阈值,则按照时间顺序将所述时间相邻的两个目标信号段依次连接;
- [0058] 计算持续时间模块,用于计算连接后的目标信号段的持续时间;
- [0059] 第二判断模块,用于判断连接后的目标信号段的持续时间是否在所述预设时间段范围内。
- [0060] 可选地,所述输出模块包括:
- [0061] 输出子模块,用于若连接后的目标信号段的持续时间在所述预设时间段范围内,则输出所述连接后的目标信号段。
- [0062] 与现有技术相比,本发明实施例包括以下优点:
- [0063] 本发明实施例通过对处于睡眠状态或睡眠准备状态的脑电波信号直接进行分析,避免了对微觉醒事件的误判;并通过计算信号的标准差和数据抖动值来确定在脑电波信号中发生微觉醒事件的目标信号段,而不仅仅依赖于频率,从而提高了对微觉醒事件的判断准确性和稳定性。

附图说明

- [0064] 图1是本发明一个实施例的脑电波信号的处理方法的步骤流程图;

- [0065] 图2是本发明另一个实施例的脑电波信号的处理方法的步骤流程图；
- [0066] 图3A是本发明图2所示实施例输入的脑电波信号的波形示意图；
- [0067] 图3B是本发明图2所示实施例经过预处理操作后的脑电波信号的波形示意图；
- [0068] 图3C是本发明经过图2和图4所示实施例的处理方法处理后输出的信号段的波形示意图；
- [0069] 图4是本发明的又一种脑电波信号的处理方法实施例的步骤流程图；
- [0070] 图5是本发明的一种脑电波信号的处理装置实施例的结构框图。

具体实施方式

[0071] 为使本发明的上述目的、特征和优点能够更加明显易懂，下面结合附图和具体实施方式对本发明作进一步详细的说明。

[0072] 参照图1，示出了本发明的一种脑电波信号的处理方法实施例的步骤流程图，具体可以包括如下步骤：

[0073] 步骤101，获取处于睡眠状态或睡眠准备状态的脑电波信号；

[0074] 其中，由于现有技术中的在判读微觉醒事件之前，首先对脑电信号进行睡眠状态的判断，这样容易将属于完全觉醒状态的脑电波信号判读为处于睡眠状态的脑电波信号，从而导致微觉醒事件的判读错误，增加了误判率。

[0075] 因此，在本实施例中，会直接获取处于睡眠状态或者处于睡眠准备状态（即处于睡眠潜伏期，其中，睡眠潜伏期指从人闭眼开始到人睡着处于睡眠状态之间的这段时间）的脑电波信号，避免了睡眠状态的判断错误所导致的微觉醒事件的判断不准确。

[0076] 步骤102，计算所述脑电波信号中每帧信号的标准差；

[0077] 其中，脑电波信号是分帧的，即脑电波信号由多帧信号构成，因此，可以计算每信号的标准差。

[0078] 步骤103，在所述脑电波信号中的所有帧信号中，确定标准差大于预设标准差阈值的目标帧信号；

[0079] 然后，确定所有帧信号中标准差大于预设标准差阈值的目标帧信号。

[0080] 步骤104，计算所述目标帧信号中每秒信号的数据抖动值；

[0081] 其中，一个帧信号对应一段时间（例如30秒），那么可以对目标帧信号中每秒信号的数据抖动值。

[0082] 步骤105，依据所述数据抖动值确定所述目标帧信号中的目标信号段；

[0083] 其中，可以依据每秒信号的数据抖动值来确定目标帧信号中的发生了微觉醒事件的目标信号段。

[0084] 步骤106，输出所述目标信号段。

[0085] 最后，将发生了微觉醒事件的目标信号段输出。

[0086] 借助于本发明上述实施例的技术方案，本发明实施例通过对处于睡眠状态或睡眠准备状态的脑电波信号直接进行分析，避免了对微觉醒事件的误判；并通过计算信号的标准差和数据抖动值来确定在脑电波信号中发生微觉醒事件的目标信号段，而不仅仅依赖于频率，从而提高了对微觉醒事件的判断准确性和稳定性。

[0087] 针对相关技术中对脑电波信号中的微觉醒事件判读方法所存在的判断准确性低、

稳定性差的问题,参照图2,在上述实施例的基础上,本实施例提供了另一种脑电波信号的处理方法。

[0088] 首先,拾取处于睡眠状态或睡眠准备状态的脑电波信号(Electroencephalogram, EEG);

[0089] 其中,由于微觉醒事件的判读是直接睡眠状态的脑电波信号的基础上,因此,可以避免睡眠状态的判断错误所导致的微觉醒事件的判断不准确,并方便直接观察;

[0090] 另外,本发明实施例采用脑电波信号来判读微觉醒事件,相比于脉搏波和呼吸波,脑电波信号拥有偏高的频率成分,因此更有利于微觉醒事件的识别和定位。

[0091] 然后,对拾取的EEG信号进行预处理操作;

[0092] 其中,这里的预处理操作包括:去直流处理、中值滤波处理、带通滤波处理、归一化处理。

[0093] 具体的预处理操作的流程如图2所示:

[0094] 首先对输入的每帧EEG信号(这里以一帧信号为例进行说明)分别进行如公式1所示的去直流处理;

[0095]
$$y_t = x_t - \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad \text{公式(1)}$$

[0096] 其中,由于EEG信号是分帧处理的,N为一帧的EEG信号的总采样点个数。

[0097] 这里进行的各个预处理操作都是针对输入的一帧EEG信号进行的。

[0098] 其中, x_t 表示输入的该帧EEG信号的第t个采样点,t为大于等于1且小于等于N的正整数;

[0099] 而一帧信号对应了一段时间(这里为30s),并且一帧信号由多个采样点构成,其中,每秒信号对应250个采样点。因此,这里的 x_i 表示该帧ECG信号中第i个采样点的数值;

[0100] 其中, y_t 为经过去直流处理后的输出结果。

[0101] 然后,对去直流处理后的EEG信号进行如公式2所示的中值滤波处理;

[0102]
$$y_t = x_{t-M} \quad \text{公式(2)}$$

[0103] 其中,公式2中的 x_t 表示输入该中值滤波处理操作中的该帧EEG信号的第t个采样点经过公式1处理后的结果(即公式1中的输出结果 y_t),公式2中的 y_t 则表示经过中值滤波处理后的输出结果,M为该帧EEG信号中按照处理窗规则取得的中间采样点的数值。

[0104] 具体处理窗规则为:在对一帧信号进行中值滤波时,会使用处理窗来对该帧EEG信号进行多次处理,其中,处理窗的长度一般小于一帧信号的长度,例如处理窗的长度为50个采样点所在的信号长度。那么在进行中值滤波处理时,会采用处理窗平移的方式,一次处理该帧EEG信号中50个采样点长度的部分帧信号。

[0105] 例如,处理窗所处理的处理窗长度为k(k为包含的采样点的个数),那么在该帧EEG信号中所取得k长度的部分帧信号的中间采样点的值为M。

[0106] 其中,如果处理窗长度k为奇数个采样点,则M为k长度的部分帧信号中位于中间位置的采样点的数值;而如果处理窗长度k为偶数个采样点,则M为中间两个采样点的数值的平均值。

[0107] 接着,对经过中值滤波处理后的该帧EEG信号进行带通滤波处理;

[0108] 其中,通过进行带通滤波处理,可以减小其他频率成分(如4Hz以下的慢波成分)的

干扰,滤波器可以选择FIR滤波器、IIR滤波器等。

[0109] 最后,对经过带通滤波处理后的每帧EEG信号分别进行如公式3所示的归一化处理。

$$[0110] \quad y_t = \frac{x_t - x_{\min}}{x_{\max} - x_{\min}} \quad \text{公式 (3)}$$

[0111] 其中,公式(3)中的 x_t 表示输入该归一化处理操作中的该帧EEG信号的第 t 个采样点的带通处理后的结果,公式3中的 y_t 表示该帧EEG信号经过归一化处理后的输出结果。

[0112] 而 x_{\min} 和 x_{\max} 则分别表示输入的该帧EEG信号中各个采样点的各个数值中的最小值和最大值。

[0113] 这里需要注意的是,本发明对于上述各个预处理操作之间的执行顺序并不限制为图2所示的顺序,它们可以以任意组合的顺序来实现对EEG信号的预处理操作。

[0114] 那么经过上述各个预处理操作后,EEG信号的波形图就从图3A所示原始输入状态变化为如图3B所示的状态。如图3B所示,通过上述预处理操作,可以使脑电波信号中的发生微觉醒事件的信号段的特征得到显著突显,从而利于对EEG信号中发生微觉醒事件的目标信号段的确定(具体为利于对信号的特征提取)。

[0115] 另外,需要注意的是,虽然在上述预处理操作的具体实例中是以帧为单位进行信号的预处理操作的,但是本发明对于预处理操作的对象并不做信号长度的限制,即,在其他实施例中,还可以以整个EEG信号,即所有帧EEG信号为单位进行上述预处理操作,具体预处理操作的方法流程类似,在此不再赘述。

[0116] 下面则可以继续参照图2来对经过预处理操作后的EEG信号进行特征提取和阈值判断步骤,从而初步确定EEG信号中发生微觉醒事件的目标信号段。

[0117] 具体而言,如图2所示,在经过上述预处理操作后,可以计算预处理操作后的所述脑电波信号中每帧信号的标准差 s_q ,标准差是以帧为单位进行计算的;

[0118] 具体而言,可以以帧为单位提取每帧信号的标准差,从而确定发生微觉醒事件所在的帧信号,即目标帧信号。

[0119] 其中,第 q 帧的EEG信号的标准差 s_q 的计算公式可以为公式4a或公式4b:

$$[0120] \quad s_q = \sqrt{\frac{\sum_1^M (x_i - \bar{x})^2}{M-1}} \quad (4a)$$

$$[0121] \quad s_q = \sqrt{\frac{\sum_1^M (x_i - \bar{x})^2}{M}} \quad (4b)$$

[0122] 其中,公式4a和公式4b中的 M 表示所计算的第 q 帧信号所包含的采样点的总个数;而每帧信号包含多个采样点,每个采样点都有一个数值, \bar{x} 为第 q 帧信号中所有采样点的数值的平均值; x_i 表示第 q 帧信号中第 i 个采样点的数值;这里计算得到的是第 q 帧信号的标准差 s_q 。

[0123] 那么对于经过预处理后的每帧脑电波信号,都可以计算出一个标准差。

[0124] 继续参照图2,如果该帧信号的标准差 s_q 大于预设标准差阈值 α ,则说明该帧信号为发生微觉醒事件的帧信号;

[0125] 而如果该帧信号的标准差 s_q 小于或等于 α ,则说明该帧信号没有发生微觉醒事件,

舍弃该帧信号,继续判断下一帧信号是否满足标准差大于 α ,直到将获取的EEG信号中每帧信号都判断完成。

[0126] 那么经过上述判断,就可以在所述脑电波信号中的所有帧信号中,确定标准差大于预设标准差阈值 α 的目标帧信号;

[0127] 其中,所述预设标准差阈值为所述脑电波信号中所有帧信号的标准差的平均值的第二预定倍数(这里为1.5倍)。

[0128] 其中,所确定的目标帧信号都是EEG信号中可能存在微觉醒事件的信号。

[0129] 接着,对于标准差满足上述图2所示判断条件的目标帧信号继续计算目标帧信号中每秒信号的数据抖动值;

[0130] 其中,在计算所述目标帧信号中每秒信号的数据抖动值时,可以通过如下步骤来实现:计算所述目标帧信号中每秒信号的各采样点的各个抖动值;计算每秒信号的各个采样点的所述各个抖动值的最大值,得到所述每秒信号的数据抖动值。

[0131] 具体而言,一个帧信号对应一个时间段,这里为30s,而每秒的信号都包含多个采样点(这里为250个采样点),这里对于一个目标帧信号,可以逐秒提取每秒信号中各采样点的各个抖动值 P_i (计算公式如公式5所示),其中,该秒信号中各个抖动值 P_i 的最大值 P_{\max} ,即为该秒信号的数据抖动值。

[0132]
$$p_i = s_i - x_{\text{avg}} \quad \text{公式(5)}$$

[0133] 其中, s_i 为计算的秒信号中(即1秒内)第 i 个采样点的数值, x_{avg} 为该目标帧信号所包含的所有采样点的数值的平均值, i 大于等于1小于等于250。

[0134] 那么经过公式5就可以确定所针对的目标帧信号中各个秒信号的数据抖动值 $P_{\max j}$,其中, j 大于等于1且小于等于30, $P_{\max j}$ 表示目标帧信号中第 j 秒信号的数据抖动值。

[0135] 然后,就可以依据该目标帧信号中各个秒信号的数据抖动值来确定所述目标帧信号中发生了微觉醒事件的目标信号段;

[0136] 其中,在依据该目标帧信号中各个秒信号的数据抖动值来确定所述目标帧信号中发生了微觉醒事件的目标信号段时,可以通过如下步骤来实现:如图2所示,将所述目标帧信号中每秒信号的数据抖动值 $P_{\max j}$ 分别与预设抖动阈值 β 进行比较;

[0137] 如果该秒信号的数据抖动值 $P_{\max j}$ 大于 β ,则依据该秒信号的时间可以确定该秒信号在相应的目标帧信号中所在的位置;

[0138] 而如果该秒信号的数据抖动值 $P_{\max j}$ 小于或等于 β ,则舍弃该秒信号,获取(或计算,其中,如果计算了一个秒信号的数据抖动值就进行和 β 的判断,则在完成一次判断后,需要继续计算下一秒信号的数据的抖动值)下一秒信号的数据抖动值 $P_{\max (j+1)}$ 继续和 β 进行比较判断。

[0139] 这样,就可以在标准差满足大于 α 目标帧信号中,确定数据抖动值大于所述 β 的多个秒信号。

[0140] 其中,所述预设抖动阈值 β 为所述目标帧信号中所有秒信号的各采样点的各个抖动值的平均值的第二预定倍数(这里为1.4倍)。

[0141] 继续参照图2,需要计算满足数据抖动值大于 β 的秒信号的持续时间;具体而言:

[0142] 针对一个目标帧信号,在满足数据抖动值大于 β 的多个秒信号中,确定时间连续的多组秒信号;

[0143] 其中,由于微觉醒事件的持续时间至少在3秒以上,因此,对于一个满足上述判断条件的孤立(时间不连续)的秒信号是不需要的。这里可以确定出时间连续的秒信号,例如满足上述判断条件的秒信号分别为第1、2、3、10、13和14秒。那么时间连续的为第1~3秒信号(为一组连续秒信号),第10秒的秒信号没有与其相邻的秒信号,因此,需要剔除;另外,第13~14秒的秒信号也是一组连续秒信号。

[0144] 此步骤可以直接将不存在持续时间的第10秒的秒信号筛选掉。

[0145] 其中,在正常情况下,该预设时间段范围为3s~14s,那么这将导致第13~14s的连续秒信号被剔除。但是由于在上述实施例中对EEG信号进行了预处理操作,而在预处理操作中EEG所经的滤波、中值滤波等处理,会对EEG信号产生一定的下降延迟,例如原本持续时间为3s的信号可能缩成2s,从而导致一部分微觉醒信号被漏判,所以本发明实施例中,在对预处理后信号进行初步筛选时,会对预设时间段范围进行调整,从3s~14s调整为2~13s。这样,就可以将预处理后缩减的发生了微觉醒事件的秒信号筛选出来。

[0146] 具体而言,在将预设时间段范围从3s~14s调整为2~13s后,就可以对时间连续的所述多组秒信号进行筛选,确定持续时间在预设时间段范围内(即2s~13s)的目标组秒信号以得到目标信号段。

[0147] 其中,只觉醒了1秒或者1.5秒显然并不能称之为微觉醒,因此,微觉醒事件必须满足一定的持续时间,那么上述两组秒信号,即第1~3秒信号和第13~14秒的秒信号的持续时间分别为3s和2s,因此,两组秒信号都没有被筛选掉。

[0148] 此外,由于上述预处理操作会使秒信号比实际信号缩减一点,例如原本持续时间为3s的微觉醒信号可能被缩成2s,所以,还需要对筛选出来的信号要进行时间扩充,每组秒信号都扩充1s,例如将第1~3秒信号和第13~14秒的秒信号的持续时间分别扩充为4s和3s。这样,输出的连续秒信号才是符合实际信号长度的最后,就可以输出发生微觉醒事件的所述目标信号段(即持续时间为4s的第1s~3s信号所在信号段以及持续时间为3s的第13s~14s信号所在信号段)。

[0149] 此外,如果目标信号段的数量为多个(可能属于同一帧信号或者不同帧信号),那么在输出所述目标信号段之前,根据本发明实施例的方法还需要对初步判断发生微觉醒事件的目标信号段进行结果修正。

[0150] 具体理由为:首先,由于预处理操作会给EEG信号带来一定的时间差,这里的修正步骤可以对初判为微觉醒事件的持续时间进行修正。另外,在微觉醒事件判读时可能会由于波形的不连续性造成微觉醒事件的分割,所以,这里需要对初判的微觉醒事件进行整合,以保证微觉醒事件的连续性。

[0151] 需要说明的是,如果在上述实施例中没有进行预处理操作那么上述实施例中的预设时间段范围则不需要调整,仍旧是3s~14s,相应的,初步筛选得到的多组连续秒信号也不需要持续时间的扩充。

[0152] 此外,为了避免由于波形的不连续性造成微觉醒事件的分割,造成微觉醒事件的不连续。下面,参照图4来对本发明实施例的微觉醒事件的修正流程进行详细阐述。

[0153] 首先,可以接收上述实施例得到的微觉醒事件的初步判断结果,即多个目标信号段;

[0154] 然后,可以计算时间相邻的两个目标信号段之间的时间间隔;

[0155] 即,这里通过判断两个微觉醒事件的间隔时间来决定微觉醒事件是否需要合并。

[0156] 接着,进行阈值判断,即判断所述时间间隔是否小于或等于预设时间间隔阈值;

[0157] 其中,在微觉醒事件之前必须有一段时间(即预设时间间隔阈值,10s)的稳定睡眠,因此可以判断两个事件之间的时间间隔是否大于10s,如果大于,则说明这两个相邻的目标信号段是独立的微觉醒事件。

[0158] 而如果发现间隔时间小于或等于10s,则说明相邻的目标信号段可能属于同一个微觉醒事件,因此,可以按照时间顺序将所述时间相邻的两个目标信号段依次连接(即事件合并);

[0159] 接着,计算连接后的新目标信号段的持续时间;

[0160] 判断连接后的新目标信号段的持续时间是否在预设时间段范围(即3s~14s)内。

[0161] 其中,由于微觉醒事件的持续时间都是在3s以上,因此,这里在修正事件的连续性时,所用的预设时间段范围仍旧是标准值:3s~14s。从而保证微觉醒事件的判断准确性和连续性。

[0162] 若连接后的新目标信号段的持续时间在所述预设时间段范围(3s~14s)内,则说明确实是一个微觉醒事件发生了分割,直接输出所述连接后的新目标信号段。

[0163] 而如果连接后的新目标信号段的持续时间不在3s~14s内,则继续判断下一组时间相邻的两个目标信号段的间隔时间是否大于10s。

[0164] 最后,图4所输出的修正后的目标信号段就是EEG信号中发生了微觉醒事件的信号段。

[0165] 图3C示出了经过图2和图4的流程判读出的发生了微觉醒事件的信号段的波形图。

[0166] 借助于本发明上述实施例的技术方案,本发明实施例通过获取处于睡眠状态或睡眠准备状态的脑电波信号,然后进行信号预处理,接着进行信号特征提取、阈值判断以及事件修正实现了对脑电波信号中微觉醒事件的准确和可靠的判读。其中,通过直接对睡眠状态的脑电波信号进行获取,避免了额外对是否睡眠进行判读所导致的事件误判;并通过对信号预处理可以使发生微觉醒事件的信号特征更加明显,增加后续事件的判断准确性和可靠性;另外,通过提取信号的帧标准差以及每秒中各采样点的抖动值来判读微觉醒事件,从而能够避免现有技术中局限于波形的频率来进行判读时所存在的由波形频率成分交叉带来的误判,使算法的稳定性更高;另外在事件初步判读结束后,还对判读得到的信号段进行修正,从而保证了对发生微觉醒事件的信号段的判断精确性。

[0167] 另外,脑电波信号是记录人体睡眠过程最直观、显著的信号。本发明实施例通过分析脑电信号定位出准确的微觉醒事件,在评估睡眠质量和相关疾病诊断中具有重要意义。通过实现微觉醒事件的自动判读,不仅可以大大提高医生的工作效率,还可以为脑电监测类设备的家电化打下基础(即用户可以不需要去医院直接使用能够利于本发明实施例的处理方法实现的脑电监测类设备进行脑电波信号的监测)。

[0168] 此外,在另一个实施例中,在对EEG信号预处理后,由于微觉醒事件的波形被很好的突显出来,因此,在预处理操作之后,还可以不进行帧标准差、抖动值等特征值的计算,直接用幅值比较的方法来对微觉醒事件进行初步判断,例如当某采样点的幅值大于该帧幅值均值的1.5倍时,则判断其属于微觉醒的范畴。另外,在判微觉醒事件时,还可结合肌电、眼电活动,对事件进行判断。

[0169] 需要说明的是,对于方法实施例,为了简单描述,故将其都表述为一系列的动作组合,但是本领域技术人员应该知悉,本发明实施例并不受所描述的动作顺序的限制,因为依据本发明实施例,某些步骤可以采用其他顺序或者同时进行。其次,本领域技术人员也应该知悉,说明书中所描述的实施例均属于优选实施例,所涉及的动作并不一定是本发明实施例所必须的。

[0170] 与上述本发明实施例所提供的方法相对应,参照图5,示出了本发明一种脑电波信号的处理装置实施例的结构框图,具体可以包括如下模块:

[0171] 获取模块51,用于获取处于睡眠状态或睡眠准备状态的脑电波信号;

[0172] 计算标准差模块52,用于计算所述脑电波信号中每帧信号的标准差;

[0173] 确定目标帧信号模块53,用于在所述脑电波信号中的所有帧信号中,确定标准差大于预设标准差阈值的目标帧信号;

[0174] 计算抖动值模块54,用于计算所述目标帧信号中每秒信号的数据抖动值;

[0175] 确定目标信号段模块55,用于依据所述数据抖动值确定所述目标帧信号中的目标信号段;

[0176] 输出模块56,用于输出所述目标信号段。

[0177] 可选地,所述装置还包括如下未示出的模块和子模块:

[0178] 预处理模块(未示出),用于对获取的脑电波信号进行预处理操作;

[0179] 其中,所述预处理操作包括:

[0180] 去直流处理、中值滤波处理、带通滤波处理、归一化处理。

[0181] 其中,所述预设标准差阈值为所述脑电波信号中所有帧信号的标准差的平均值的第二预定倍数。

[0182] 可选地,所述计算抖动值模块54包括:

[0183] 第一计算子模块(未示出),用于计算所述目标帧信号中每秒信号的各采样点的各个抖动值;

[0184] 第二计算子模块(未示出),用于计算每秒信号的各个采样点的所述各个抖动值的最大值,得到所述每秒信号的数据抖动值。

[0185] 可选地,所述确定目标信号段模块55包括:

[0186] 比较子模块(未示出),用于将所述目标帧信号中每秒信号的数据抖动值分别与预设抖动阈值进行比较,在所述目标帧信号中,确定数据抖动值大于所述预设抖动阈值的多个秒信号;

[0187] 第一确定子模块(未示出),用于在所述多个秒信号中,确定时间连续的多组秒信号;

[0188] 第二确定子模块(未示出),用于在所述多组秒信号中,确定持续时间在预设时间段范围内的目标组秒信号以得到目标信号段。

[0189] 其中,在一个实施例中,所述预设抖动阈值为所述目标帧信号中所有秒信号的各采样点的各个抖动值的平均值的第二预定倍数。

[0190] 可选地,若所述目标信号段的数量为多个,则根据本发明实施例的上述装置还包括:

[0191] 计算时间间隔模块(未示出),用于计算时间相邻的两个目标信号段之间的时间间

隔；

[0192] 第一判断模块(未示出),用于判断所述时间间隔是否小于或等于预设时间间隔阈值；

[0193] 连接模块(未示出),用于若所述判断模块判断所述时间间隔小于或等于预设时间间隔阈值,则按照时间顺序将所述时间相邻的两个目标信号段依次连接；

[0194] 计算持续时间模块(未示出),用于计算连接后的目标信号段的持续时间；

[0195] 第二判断模块(未示出),用于判断连接后的目标信号段的持续时间是否在所述预设时间段范围内。

[0196] 可选地,在另一个实施例中,所述输出模块包括:

[0197] 输出子模块(未示出),用于若连接后的目标信号段的持续时间在所述预设时间段范围内,则输出所述连接后的目标信号段。

[0198] 对于装置实施例而言,由于其与方法实施例基本相似,所以描述的比较简单,相关之处参见方法实施例的部分说明即可。

[0199] 本说明书中的各个实施例均采用递进的方式描述,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处,各个实施例之间相同相似的部分互相参见即可。

[0200] 本领域内的技术人员应明白,本发明实施例的实施例可提供为方法、装置、或计算机程序产品。因此,本发明实施例可采用完全硬件实施例、完全软件实施例、或结合软件和硬件方面的实施例的形式。而且,本发明实施例可采用在一个或多个其中包含有计算机可用程序代码的计算机可用存储介质(包括但不限于磁盘存储器、CD-ROM、光学存储器等)上实施的计算机程序产品的形式。

[0201] 本发明实施例是参照根据本发明实施例的方法、终端设备(系统)、和计算机程序产品的流程图和/或方框图来描述的。应理解可由计算机程序指令实现流程图和/或方框图中的每一流程和/或方框、以及流程图和/或方框图中的流程和/或方框的结合。可提供这些计算机程序指令到通用计算机、专用计算机、嵌入式处理机或其他可编程数据处理终端设备的处理器以产生一个机器,使得通过计算机或其他可编程数据处理终端设备的处理器执行的指令产生用于实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能的装置。

[0202] 这些计算机程序指令也可存储在能引导计算机或其他可编程数据处理终端设备以特定方式工作的计算机可读存储器中,使得存储在该计算机可读存储器中的指令产生包括指令装置的制造品,该指令装置实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能。

[0203] 这些计算机程序指令也可装载到计算机或其他可编程数据处理终端设备上,使得在计算机或其他可编程终端设备上执行一系列操作步骤以产生计算机实现的处理,从而在计算机或其他可编程终端设备上执行的指令提供用于实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能的步骤。

[0204] 尽管已描述了本发明实施例的优选实施例,但本领域内的技术人员一旦得知了基本创造性概念,则可对这些实施例做出另外的变更和修改。所以,所附权利要求意欲解释为包括优选实施例以及落入本发明实施例范围的所有变更和修改。

[0205] 最后,还需要说明的是,在本文中,诸如第一和第二等之类的关系术语仅仅用来将

一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者终端设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者终端设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者终端设备中还存在另外的相同要素。

[0206] 以上对本发明所提供的一种脑电波信号的处理方法和一种脑电波信号的处理装置,进行了详细介绍,本文中应用了具体个例对本发明的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想;同时,对于本领域的一般技术人员,依据本发明的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处,综上所述,本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

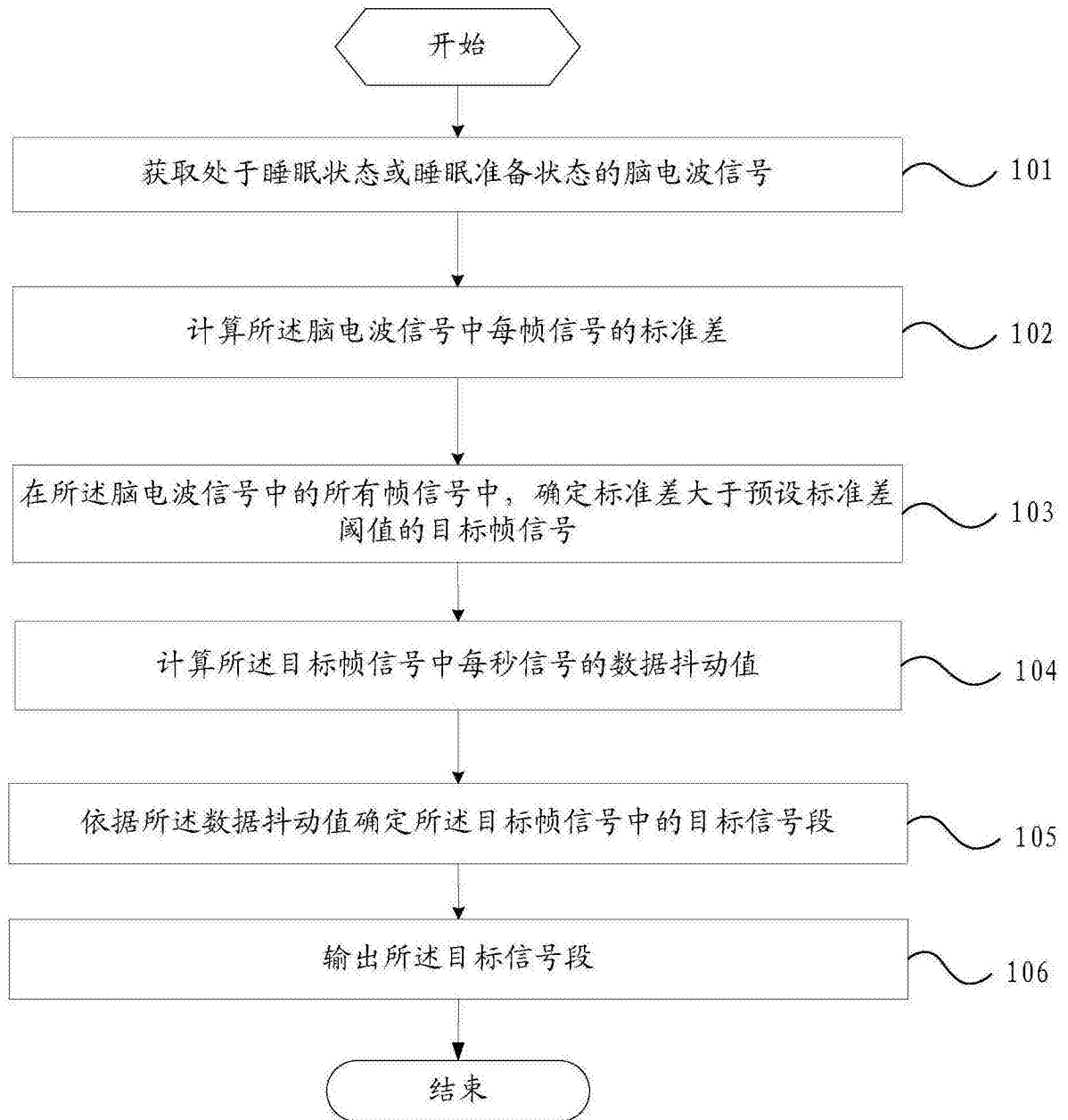


图1

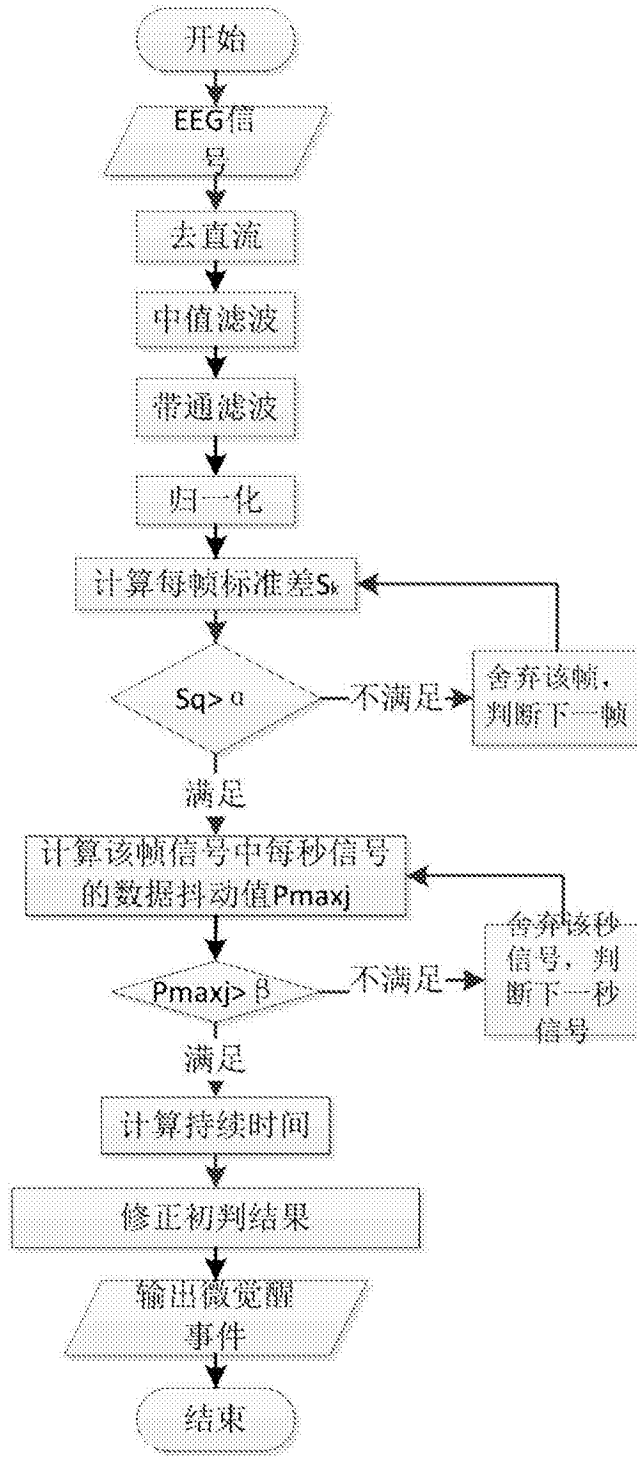


图2

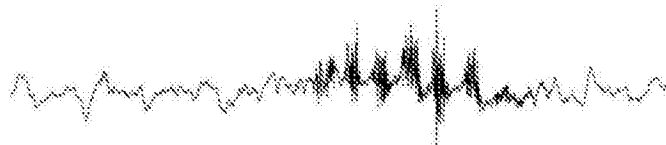


图3A



图3B

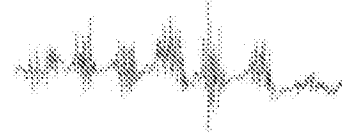


图3C

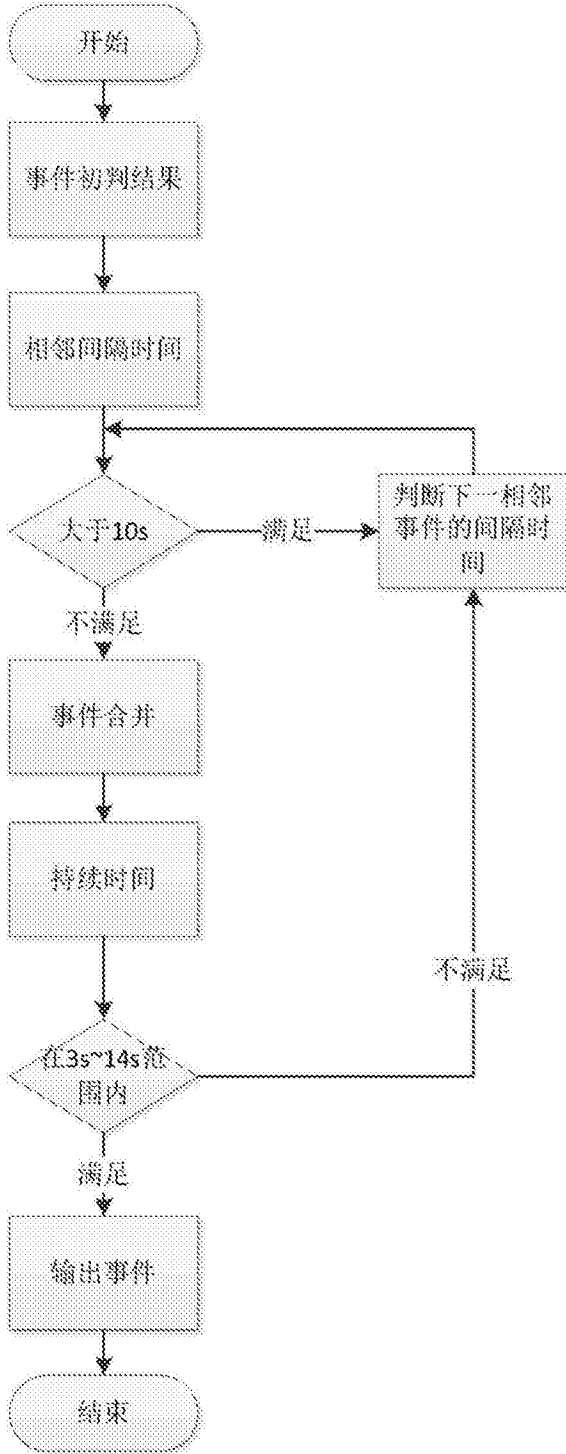


图4

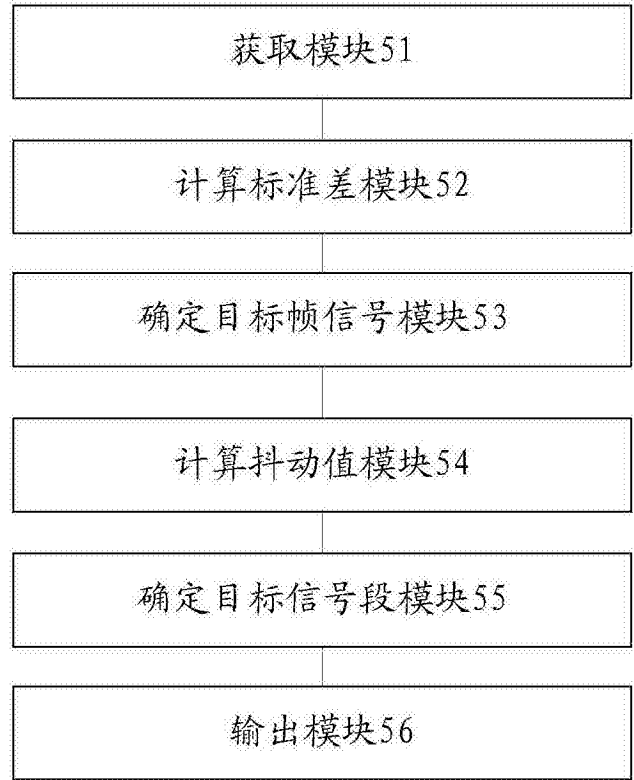


图5

专利名称(译)	脑电波信号的处理方法和装置		
公开(公告)号	CN106618560A	公开(公告)日	2017-05-10
申请号	CN201611213418.6	申请日	2016-12-23
[标]申请(专利权)人(译)	北京怡和嘉业医疗科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	北京怡和嘉业医疗科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	北京怡和嘉业医疗科技股份有限公司		
[标]发明人	李杰 庄志		
发明人	李杰 庄志		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0476 A61B5/4809 A61B5/4812 A61B5/72 A61B5/725		
代理人(译)	苏培华		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明实施例提供了一种脑电波信号的处理方法和装置，该方法包括：获取处于睡眠状态或睡眠准备状态的脑电波信号；计算所述脑电波信号中每帧信号的标准差；在所述脑电波信号中的所有帧信号中，确定标准差大于预设标准差阈值的目标帧信号；计算所述目标帧信号中每秒信号的数据抖动值；依据所述数据抖动值确定所述目标帧信号中的目标信号段；输出所述目标信号段。本发明通过对处于睡眠状态或睡眠准备状态的脑电波信号直接进行分析，避免了对微觉醒事件的误判；并通过计算信号的标准差和数据抖动值来确定在脑电波信号中发生微觉醒事件的目标信号段，而不仅仅依赖于频率，从而提高了对微觉醒事件的判断准确性和稳定性。

