



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106333679 A

(43)申请公布日 2017.01.18

(21)申请号 201610840503.9

(22)申请日 2016.09.21

(71)申请人 广州视源电子科技股份有限公司  
地址 510530 广东省广州市广州黄埔区云埔四路6号

(72)发明人 赵巍 胡静 韩志

(74)专利代理机构 广州华进联合专利商标代理有限公司 44224

代理人 潘桂生

(51) Int. Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

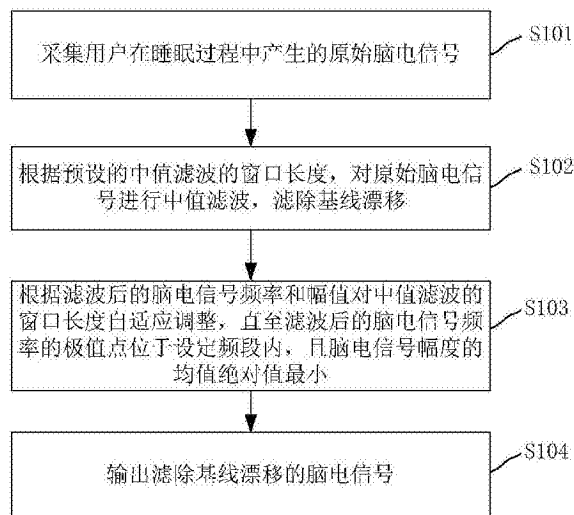
权利要求书2页 说明书4页 附图3页

## (54)发明名称

睡眠状态分析中的脑电信号预处理方法和系统

## (57)摘要

本发明涉及一种睡眠状态分析中的脑电信号预处理方法和系统,其中所述方法包括:采集用户在睡眠过程中产生的原始脑电信号;根据预设的中值滤波的窗口长度,对原始脑电信号进行中值滤波,滤除基线漂移;根据滤波后的脑电信号频率和幅值对中值滤波的窗口长度自适应调整,直至滤波后的脑电信号频率的极值点位于设定频段内,且脑电信号幅度的均值绝对值最小;输出滤除基线漂移的脑电信号。本发明的技术,在中值滤波滤除基线漂移、保留脑电信号的有用信息的基础上,通过自适应调整的中值滤波的窗口长度,使得滤波后的信号频率更加符合临床需要,且均值最小。



1. 一种睡眠状态分析中的脑电信号预处理方法,其特征在于,包括:

采集用户在睡眠过程中产生的原始脑电信号;

根据预设的中值滤波的窗口长度,对原始脑电信号进行中值滤波,滤除基线漂移;

根据滤波后的脑电信号频率和幅值对中值滤波的窗口长度自适应调整,直至滤波后的脑电信号频率的极值点位于设定频段内,且脑电信号幅度的均值绝对值最小;

输出滤除基线漂移的脑电信号。

2. 根据权利要求1所述的睡眠状态分析中的脑电信号预处理方法,其特征在于,所述设定频段 $\alpha$ 波频段。

3. 根据权利要求2所述的睡眠状态分析中的脑电信号预处理方法,其特征在于,根据滤波后的脑电信号频率和幅值对中值滤波的窗口长度自适应调整,直至滤波后的脑电信号频率的极值点位于设定频段内,且脑电信号幅度的均值绝对值最小的步骤包括:

建立寻优目标函数:

$$n = \min \left[ \frac{1}{m} \sum_m y_i \right], \quad i = 0, 1, 2, \dots$$

$$\text{s. t. } \max \text{ psd}(y) \in [f_L, f_H]$$

式中, $n$ 表示窗口长度, $\min$ 表示求最小值, $y$ 表示采样点幅值, $i$ 表示采样点序号, $m$ 表示表示脑电信号的长度, $\text{psd}$ 为脑电信号的功率谱, $f_L$ 表示频率下限, $f_H$ 表示频率上限, $\max$ 表示求最大值;

求解所述寻优目标函数获得最优解,根据最优解确定中值滤波的窗口长度。

4. 根据权利要求3所述的睡眠状态分析中的脑电信号预处理方法,其特征在于,采用网格测试算法求解所述寻优目标函数。

5. 根据权利要求3所述的睡眠状态分析中的脑电信号预处理方法,其特征在于,所述中值滤波的窗口长度的自适应调整区间为 $k \cdot f_s$ ;其中, $k$ 表示常数, $f_s$ 表示采样频率。

6. 根据权利要求5所述的睡眠状态分析中的脑电信号预处理方法,其特征在于,所述 $k$ 的取值范围为 $[0.01, 0.5]$ 。

7. 根据权利要求3所述的睡眠状态分析中的脑电信号预处理方法,其特征在于,其特征在于,所述 $f_L = 8\text{Hz}$ ,  $f_H = 13\text{Hz}$ 。

8. 根据权利要求1所述的睡眠状态分析中的脑电信号预处理方法,其特征在于,采集所述脑电信号的长度大于 $30\text{s}$ 。

9. 根据权利要求1所述的睡眠状态分析中的脑电信号预处理方法,其特征在于,所述中值滤波的公式如下:

$$x'_i = x_i - b_i, \quad b_i = \text{med} \{x_{i-n}, x_{i-n+1}, \dots, x_i, x_{i+n-1}, x_{i+n}\}, \quad i = 1, \dots, m$$

式中, $x$ 表示原始脑电信号, $x'$ 表示去除基线漂移后的脑电信号, $b_i$ 表示由中值滤波提取出的基线, $m$ 表示脑电信号的长度, $\text{med}$ 表示将窗口内的元素按大小排序后取中值的运算, $n$ 表示中值滤波的窗口长度。

10. 一种睡眠状态分析中的脑电信号预处理系统,其特征在于,包括:

脑电信号采集模块,用于采集用户在睡眠过程中产生的原始脑电信号;

中值滤波模块,根据预设的中值滤波的窗口长度,对原始脑电信号进行中值滤波,滤除

基线漂移；

窗口长度调整模块,用于根据滤波后的脑电信号频率和幅值对中值滤波的窗口长度自适应调整,直至滤波后的脑电信号频率的极值点位于设定频段内,且脑电信号幅度的均值绝对值最小；

信号输出模块,用于输出滤除基线漂移的脑电信号。

## 睡眠状态分析中的脑电信号预处理方法和系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及辅助睡眠技术领域,特别是涉及一种睡眠状态分析中的脑电信号预处理方法和系统。

### 背景技术

[0002] 在睡眠中,人体进行了自我放松及恢复的过程,因此良好的睡眠是保持身体健康的一项基本条件;但是由于工作压力大、生活作息不规律等原因,导致了部分人群的睡眠质量欠佳,表现为失眠、半夜惊醒等。

[0003] 目前市面上已经有一些设备来帮助人们入睡,提高睡眠质量。例如在某一特定睡眠状态下通过声音、光信号等人工干预,避免在熟睡状态下叫醒用户等。对于辅助睡眠的设备而言,为了真正达到提高用户睡眠质量的目的,正确的识别用户的睡眠状态是非常重要的。

[0004] 而要识别用户的睡眠状态,目前主要是利用多导睡眠图 (Polysomnography, PSG), 又称睡眠脑电图,多导睡眠图利用多种生命体征对睡眠进行分析,在这些体征信号中,脑电处于核心地位;利用脑电波4种节律: $\delta$ 波 (1-3Hz),  $\theta$ 波 (4-7Hz),  $\alpha$ 波 (8-12Hz),  $\beta$ 波 (14-30Hz) 进行相关分析,由于存在基线漂移的情况,脑电信号能量最大的频段与其1秒钟内震荡的次数并不完全一致,基线漂移导致了脑电信号低频段的能量远高于正常水平,对计算机分析睡眠脑电信号的频谱造成干扰。所以在计算脑电信号的频谱之前,需要对脑电信号进行预处理,以排除基线漂移带来的干扰,而由于脑电信号属于随机信号,心电信号为周期信号,所以,适用于心电信号的信号处理方法难以用于脑电信号的处理过程中。

[0005] 传统的脑电信号预处理方法,一般采用去趋势/去均值方法或基于频域的方法(如FFT,小波变换等),去除基线抬升。但是去趋势/去均值方法这种方法对脑电信号的处理效果并不明显;基于频域的方法,由于基线的频率通常很低,与脑电波的频段有重叠的部分,处理后信号容易出现失真,不符合临床需要。

### 发明内容

[0006] 基于此,有必要针对上述问题,提供一种睡眠状态分析中的脑电信号预处理方法和系统,有效地提升了对信号特征的提取效率。

[0007] 一种睡眠状态分析中的脑电信号预处理方法,包括:

[0008] 采集用户在睡眠过程中产生的原始脑电信号;

[0009] 根据预设的中值滤波的窗口长度,对原始脑电信号进行中值滤波,滤除基线漂移;

[0010] 根据滤波后的脑电信号频率和幅值对中值滤波的窗口长度自适应调整,直至滤波后的脑电信号频率的极值点位于设定频段内,且脑电信号幅度的均值绝对值最小;

[0011] 输出滤除基线漂移的脑电信号。

[0012] 一种睡眠状态分析中的脑电信号预处理系统,包括:

[0013] 脑电信号采集模块,用于采集用户在睡眠过程中产生的原始脑电信号;

[0014] 中值滤波模块,根据预设的中值滤波的窗口长度,对原始脑电信号进行中值滤波,滤除基线漂移;

[0015] 窗口长度调整模块,用于根据滤波后的脑电信号频率和幅值对中值滤波的窗口长度自适应调整,直至滤波后的脑电信号频率的极值点位于设定频段内,且脑电信号幅度的均值绝对值最小;

[0016] 信号输出模块,用于输出滤除基线漂移的脑电信号。

[0017] 上述睡眠状态分析中的脑电信号预处理方法和系统,采集用户的原始脑电信号进行中值滤波,滤除基线漂移,根据得到的脑电信号频率和幅值对中值滤波的窗口长度自适应调整,直至滤波后的脑电信号频率的极值点位于设定频段内,且脑电信号幅度的均值绝对值最小时,输出脑电信号;在中值滤波滤除基线漂移、保留脑电信号的有用信息的基础上,通过自适应调整的中值滤波的窗口长度,使得滤波后的信号频率更加符合临床需要,且均值最小。

### 附图说明

[0018] 图1为一个实施例的睡眠状态分析中的脑电信号预处理方法的流程图;

[0019] 图2为自适应调整的中值滤波的框架图;

[0020] 图3为一个实例的滤除基线漂移前后的脑电信号效果对比图;

[0021] 图4为一个实例的滤除基线漂移后的脑电信号的频谱图;

[0022] 图5为一个实施例的睡眠状态分析中的脑电信号预处理系统结构示意图。

### 具体实施方式

[0023] 下面结合附图阐述本发明的睡眠状态分析中的脑电信号预处理方法和系统的实施例。

[0024] 参考图1所示,图1为本发明的睡眠状态分析中的脑电信号预处理方法的流程图,包括:

[0025] S101,采集用户在睡眠过程中产生的原始脑电信号;

[0026] 在本步骤中,如在对用户进行辅助睡眠时,通过用户佩戴相关传感设备,检测用户的脑电信号,一般情况下,可以在接收脑电信号30s后,开始对脑电信号进行预处理。

[0027] S102,根据预设的中值滤波的窗口长度,对原始脑电信号进行中值滤波,滤除基线漂移;

[0028] 由于中值滤波算法的关键点在于选择合适的窗口长度,窗口长度过长,达不到抑制基线漂移的目标,且计算量过大;窗口长度太短,则脑电信号会严重变形;在此,先利用预设的窗口长度对脑电信号进行中值滤波。

[0029] S103,根据滤波后的脑电信号频率和幅值对中值滤波的窗口长度自适应调整,直至滤波后的脑电信号频率的极值点位于设定频段内,且脑电信号幅度的均值绝对值最小;

[0030] 由于使用了中值滤波,而脑电信号是非周期性、非平稳的随机信号,针对于脑电信号的不同频率段滤波时,寻找最优窗口长度,以得到更好的滤波效果。

[0031] 为此,本发明采取自适应的方法寻找最优的窗口长度,根据滤波后的脑电信号频率和幅值对中值滤波的窗口长度,设置了最优的窗口长度的条件:

[0032] 条件一:滤除基线漂移后的脑电信号的频率的极大值点位于设定频段;

[0033] 条件二:滤除基线漂移后的脑电信号的幅值均值的绝对值最小。

[0034] 例如,考虑到在准备睡眠阶段时的脑电多波为 $\alpha$ 波,且理想信号的均值接近于0,因此,滤除基线漂移后的脑电信号的频率的极大值点位于 $\alpha$ 波频段(8~13Hz),脑电信号的幅值均值的绝对值接近于0uV。

[0035] 在一个实施例中,步骤S103的自适应调整过程,包括如下步骤:

[0036] (1) 建立寻优目标函数:

$$[0037] \quad n = \min \left| \frac{1}{m} \sum_m y_i \right|, \quad i = 0, 1, 2, \dots$$

[0038] 约束条件:

$$[0039] \quad \text{s. t. } \max \text{ psd}(y) \in [f_L, f_H]$$

[0040] 式中, $n$ 表示窗口长度, $\min$ 表示求最小值, $y$ 表示采样点幅值, $i$ 表示采样点序号, $m$ 表示表示脑电信号的长度, $\text{psd}$ 为脑电信号的功率谱, $f_L$ 表示频率下限, $f_H$ 表示频率上限, $\max$ 表示求最大值;

[0041] 作为一个实施例,自适应调整过程中,中值滤波的窗口长度的自适应调整区间可以设置为 $k \cdot f_s$ ;其中, $k$ 表示常数, $f_s$ 表示采样频率;一般情况下,所述 $k$ 的取值范围可以为 $[0.01, 0.5]$ ,即在该区间内调整窗口长度。

[0042] 如上述实施例中,在准备睡眠阶段时的 $\alpha$ 波波段,所述 $f_L = 8\text{Hz}$ , $f_H = 13\text{Hz}$ 。

[0043] (2) 求解所述寻优目标函数获得最优解,根据最优解确定中值滤波的窗口长度;在实际应用中,可以采用网格测试算法求解所述寻优目标函数。

[0044] 对于中值滤波的公式,可以表示如下:

$$[0045] \quad x_i' = x_i - b_i, \quad b_i = \text{med} \{x_{i-n}, x_{i-n+1}, \dots, x_i, x_{i+n-1}, x_{i+n}\}, \quad i = 1, \dots, m$$

[0046] 式中, $x$ 表示原始脑电信号, $x'$ 表示去除基线漂移后的脑电信号, $b_i$ 表示由中值滤波提取出的基线, $m$ 表示脑电信号的长度, $\text{med}$ 表示将窗口内的元素按大小排序后取中值的运算, $n$ 表示中值滤波的窗口长度。

[0047] S104,输出滤除基线漂移的脑电信号。

[0048] 在此步骤中,将通过自适应调整的窗口长度后中值滤波的信号进行输出,在中值滤波滤除基线漂移、保留脑电信号的有用信息的基础上,通过自适应调整的中值滤波的窗口长度,使得滤波后的信号频率更加符合临床需要,且均值最小。

[0049] 参考图2所示,图2为自适应调整的中值滤波的框架图,通过采集用户的原始脑电信号,输入中值滤波器进行滤波,开始滤波时采用预设的窗口长度,滤除基线漂移,然后自适应调整窗口长度,通过测试滤除基线漂移后的脑电信号,在符合上述条件一和条件二的条件下,搜索到最优的窗口长度,并将相应脑电信号输出,完成脑电信号预处理,脑电信号用于睡眠状态分析中。

[0050] 在一个实例中,采样率为512Hz时,采用0.05倍采样率,根据公 $Q = F \times 0.05$ , $F$ 为采样频率, $Q$ 为窗口长度,可以计算得到窗口长度为25个点,通过中值滤波去除基线漂移,滤除基线漂移后,脑电信号的震荡中心均保持在0uV左右。参考图3所示,图3为一个实例的滤除基线漂移前后的脑电信号效果对比图,横轴是时间,纵轴是幅值,图中①是滤除基线漂移前

的原始图形,②是滤除基线漂移后的图形,可见滤除基线漂移后波形更加平稳,图4为一个实例的滤除基线漂移后的脑电信号的频谱图。

[0051] 在临床上,脑电节律的频率等于其在1秒钟内震荡的次数,由于存在基线漂移的情况,利用计算机将脑电信号从时域转变到频域后,脑电信号能量最大的频段与其1秒钟内震荡的次数并不完全一致,根据清醒状态时的一段脑电信号及其频谱关系可知,清醒状态时的脑电节律应以 $\alpha$ 波和 $\beta$ 波为主,即 $\alpha$ 波和 $\beta$ 波的能量较高。但基线漂移导致该频段脑电信号的低频段的能量远高于正常水平,对计算机分析睡眠脑电信号的频谱造成干扰。通过本发明提供的技术,在计算脑电信号的频谱之前,对脑电信号进行预处理,以排除基线漂移带来的干扰,识别脑电信号类型,便于后续分析处理。

[0052] 参考图5所示,图5为一个实施例的睡眠状态分析中的脑电信号预处理系统结构示意图,包括:

[0053] 脑电信号采集模块101,用于采集用户在睡眠过程中产生的原始脑电信号;

[0054] 中值滤波模块102,根据预设的中值滤波的窗口长度,对原始脑电信号进行中值滤波,滤除基线漂移;

[0055] 窗口长度调整模块103,用于根据滤波后的脑电信号频率和幅值对中值滤波的窗口长度自适应调整,直至滤波后的脑电信号频率的极值点位于设定频段内,且脑电信号幅度的均值绝对值最小;

[0056] 信号输出模块104,用于输出滤除基线漂移的脑电信号。

[0057] 本发明的睡眠状态分析中的脑电信号预处理系统与本发明的睡眠状态分析中的脑电信号预处理方法一一对应,在上述睡眠状态分析中的脑电信号预处理方法的实施例阐述的技术特征及其有益效果均适用于睡眠状态分析中的脑电信号预处理系统的实施例中,特此声明。

[0058] 以上所述实施例的各技术特征可以进行任意的组合,为使描述简洁,未对上述实施例中的各个技术特征所有可能的组合都进行描述,然而,只要这些技术特征的组合不存在矛盾,都应当认为是本说明书记载的范围。

[0059] 以上所述实施例仅表达了本发明的几种实施方式,其描述较为具体和详细,但并不能因此而理解为对发明专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本发明的保护范围。因此,本发明的保护范围应以所附权利要求为准。

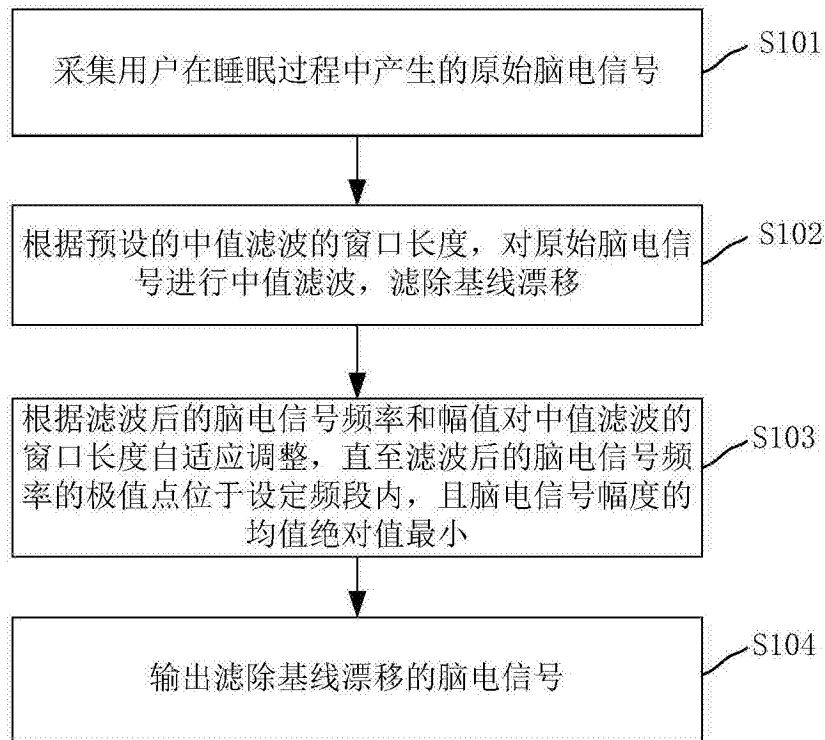


图1

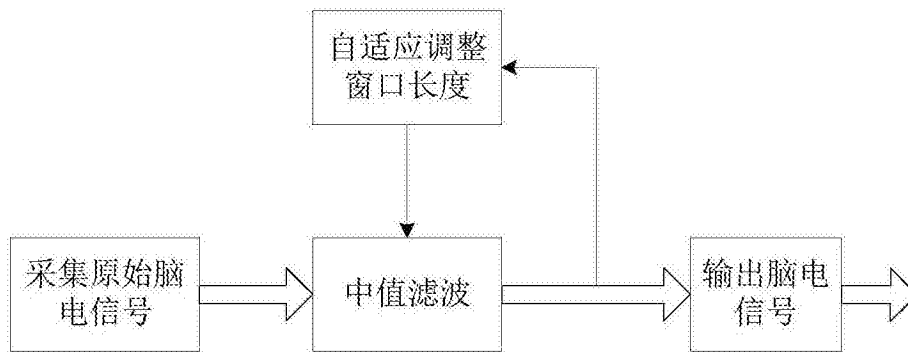


图2

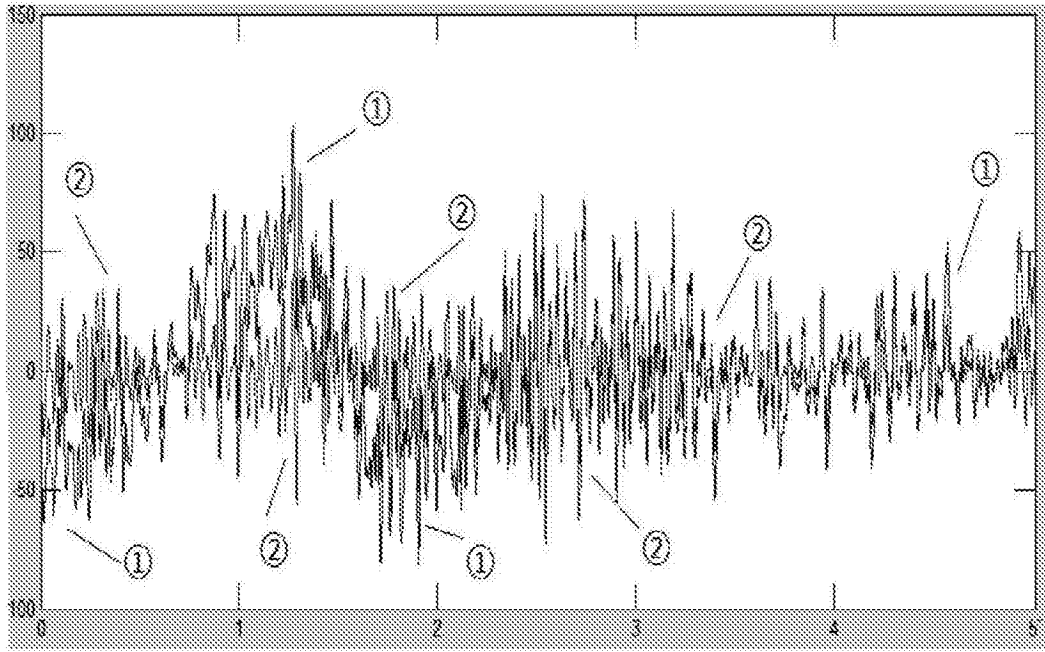


图3

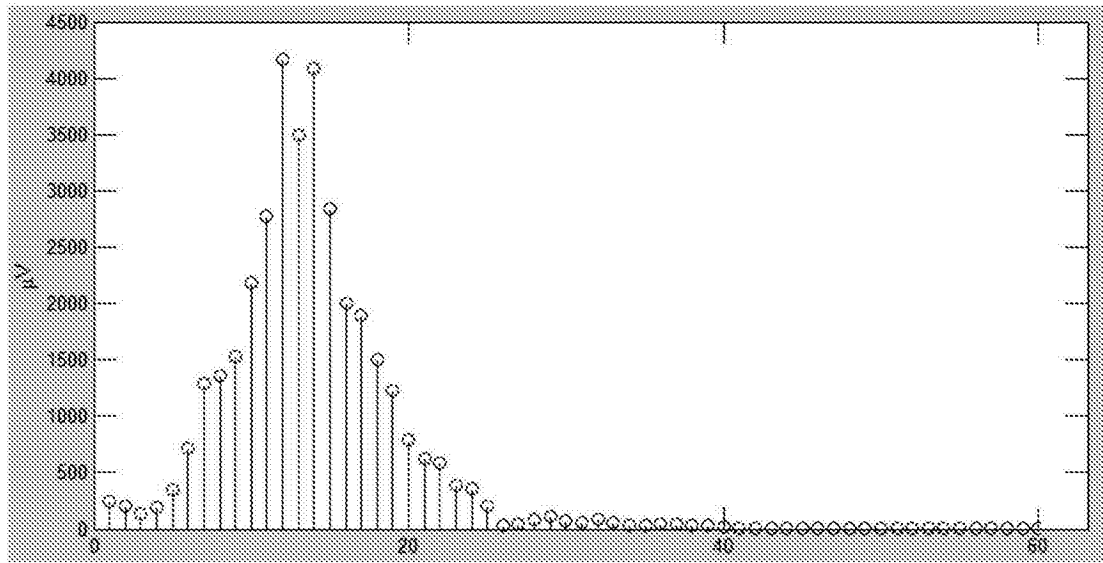


图4

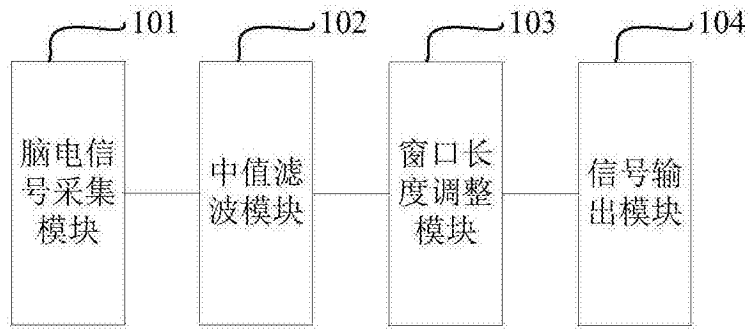


图5

专利名称(译)	睡眠状态分析中的脑电信号预处理方法和系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN106333679A</a>	公开(公告)日	2017-01-18
申请号	CN201610840503.9	申请日	2016-09-21
[标]申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
[标]发明人	赵巍 胡静 韩志		
发明人	赵巍 胡静 韩志		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0476 A61B5/4809 A61B5/4812 A61B5/4815 A61B5/72 A61B5/7225 A61B5/725		
代理人(译)	潘桂生		
其他公开文献	CN106333679B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种睡眠状态分析中的脑电信号预处理方法和系统，其中所述方法包括：采集用户在睡眠过程中产生的原始脑电信号；根据预设的中值滤波的窗口长度，对原始脑电信号进行中值滤波，滤除基线漂移；根据滤波后的脑电信号频率和幅值对中值滤波的窗口长度自适应调整，直至滤波后的脑电信号频率的极值点位于设定频段内，且脑电信号幅度的均值绝对值最小；输出滤除基线漂移的脑电信号。本发明的技术，在中值滤波滤除基线漂移、保留脑电信号的有用信息的基础上，通过自适应调整的中值滤波的窗口长度，使得滤波后的信号频率更加符合临床需要，且均值最小。

