



# (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 114886388 A

(43) 申请公布日 2022.08.12

(21) 申请号 202210812511.8

(22) 申请日 2022.07.12

(71) 申请人 浙江普可医疗科技有限公司

地址 310013 浙江省杭州市西湖区西溪新  
座4幢501-514室、601-614室

(72) 发明人 郑元庄 郁奕飞 徐天昊 珠淮

(74) 专利代理机构 北京华创智道知识产权代理  
事务所(普通合伙) 11888

专利代理师 彭随丽

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/369 (2021.01)

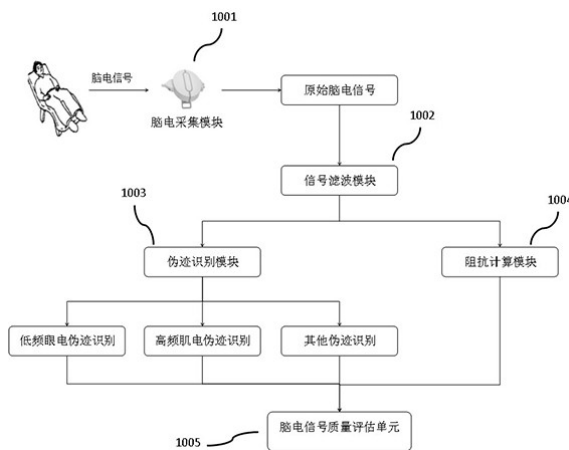
权利要求书5页 说明书13页 附图19页

## (54) 发明名称

一种麻醉深度监测过程中脑电信号质量的  
评估方法及装置

## (57) 摘要

本发明涉及脑电信号质量评估技术领域,具体是一种麻醉深度监测过程中脑电信号质量的评估方法及装置,用于对单通道脑电信号质量进行评价,其中方法包括以下步骤:S1,通过脑电采集模块采集原始脑电信号,所述原始脑电信号包含工频及多种伪迹;S2,对原始脑电信号滤波处理,通过去除原始脑电信号中的工频及校正信号基线以获得滤波后脑电信号,并获取125Hz恒流源信号;S3,对滤波后脑电信号进行伪迹识别,并计算伪迹占比率;S4,对125Hz恒流源信号进行分析,并计算电极接触阻抗指标;S5,根据步骤S3所得伪迹占比率、步骤S4所得电极接触阻抗指标,对脑电信号进行质量评估。



1. 一种麻醉深度监测过程中脑电信号质量的评估方法,其特征在於,包括以下步骤:  
 S1,通过脑电采集模块采集原始脑电信号,所述原始脑电信号包含工频及多种伪迹;  
 S2,对原始脑电信号滤波处理,通过去除原始脑电信号中的工频及校正信号基线以获得滤波后脑电信号,并获取125Hz恒流源信号;  
 S3,对滤波后脑电信号进行伪迹识别,并计算伪迹占比率;  
 S4,对125Hz恒流源信号进行分析,并计算电极接触阻抗指标;  
 S5,根据步骤S3所得伪迹占比率、步骤S4所得电极接触阻抗指标,对脑电信号进行质量评估。

2. 根据权利要求1所述的麻醉深度监测过程中脑电信号质量的评估方法,其特征在於,所述多种伪迹包括低频眼电伪迹、高频肌电伪迹及环境干扰伪迹。

3. 根据权利要求2所述的麻醉深度监测过程中脑电信号质量的评估方法,其特征在於,步骤S3中对滤波后脑电信号进行伪迹识别,并计算伪迹占比率的方法包括:

S31,识别低频眼电伪迹并计算低频眼电伪迹占比率;  
 S32,识别高频肌电伪迹并计算高频肌电伪迹占比率;  
 S33,识别环境干扰伪迹并计算环境干扰伪迹占比率。

4. 根据权利要求3所述的麻醉深度监测过程中脑电信号质量的评估方法,其特征在於,步骤S31中识别低频眼电伪迹的方法包括:

S311,利用带通滤波提取1-10Hz之间的低频脑电信号;  
 S312,对提取的低频脑电信号寻找其所有的局部极大值;  
 S313,对找到的所有局部极大值进行高斯核密度估计,对于任意的局部极大值 $x$ ,其高斯核密度估计表达式为:

$$\hat{f}_h(x) = \frac{1}{nh} \sum_{i=1}^n K\left(\frac{x-x_i}{h}\right);$$

其中 $\hat{f}_h(x)$ 是高斯估计函数, $x_i$ 是获取信号局部极大值, $i=1,2,\dots,n$ , $n$ 为局部极大值的个数, $K$ 是核平滑函数, $h$ 是带宽;

S314,寻找高斯估计函数曲线的第一个极小值点,确定为低频眼电伪迹干扰阈值;  
 S315,根据所述低频眼电伪迹干扰阈值识别所述低频脑电信号上的低频眼电伪迹。

5. 根据权利要求4所述的麻醉深度监测过程中脑电信号质量的评估方法,其特征在於,步骤S31中计算低频眼电伪迹占比率的方法包括:

S316,通过步骤S2获得的滤波后脑电信号的长度为 $L_{filter}$ ,将长度为 $L_{filter}$ 的滤波后脑电信号划分为 $N$ 帧,根据所述低频眼电伪迹干扰阈值识别每一帧上是否存在低频眼电伪迹,如果存在,则记该帧为低频眼电伪迹帧,统计所有低频眼电伪迹帧并相加,得到低频眼电伪迹长度 $L_{eog}$ ;

S317,将得到的低频眼电伪迹长度按如下公式计算:  
 低频眼电伪迹占比率:

$$ROA_{eog} = \frac{L_{eog}}{L_{filter}}$$

6. 根据权利要求3所述的麻醉深度监测过程中脑电信号质量的评估方法,其特征在于,步骤S32中识别高频肌电伪迹的方法包括:

S321,在时间尺度上,将滤波后脑电信号划分为 $K$ 帧,采用滑动窗口技术对脑电信号进行频谱估计;

S322,得到频谱估计结果后,计算每一帧的30-100Hz功率值;

S323,取窗口长度为 $\omega$ ,滑动步长为 $s$ ,则将30-100Hz功率序列 $X$ 划分成 $M$ 个小窗,其中 $M = \frac{L - \omega + s}{s}$ , $s < \omega$ , $L$ 为 $X$ 的长度,再对每个小窗采用期望最大算法进行背景估计并得到背景功率序列;

S324,利用得到的背景功率序列去除功率序列 $X$ 的背景成分,得到序列 $Y$ ;

S325,对序列 $Y$ 利用广义极端学生化偏差确定高频肌电伪迹干扰阈值;

S326,根据所述高频肌电伪迹干扰阈值识别脑电信号上的高频肌电伪迹。

7. 根据权利要求6所述的麻醉深度监测过程中脑电信号质量的评估方法,其特征在于,步骤S32中计算高频肌电伪迹占比率的方法包括:

S327,通过步骤S2获得的滤波后脑电信号的长度为 $L_{filter}$ ,将长度为 $L_{filter}$ 的滤波后脑电信号划分为 $N$ 帧,根据所述高频肌电伪迹干扰阈值识别每一帧上是否存在高频肌电伪迹,如果存在,则记该帧为高频肌电伪迹帧,统计所有高频肌电伪迹帧并相加,得到高频肌电伪迹长度 $L_{emg}$ ;

S328,将得到的高频肌电伪迹长度按如下公式计算:

高频肌电伪迹占比率:

$$ROA_{emg} = \frac{L_{emg}}{L_{filter}}$$

8. 根据权利要求3所述的麻醉深度监测过程中脑电信号质量的评估方法,其特征在于,步骤S33中识别环境干扰伪迹的方法包括:

S331,取滤波后脑电信号的绝对幅值,并利用局部极大值方法提取绝对幅值信号的包络线;

S332,利用广义极端学生化偏差确定环境干扰伪迹干扰阈值;

S333,根据所述环境干扰伪迹干扰阈值识别滤波后脑电信号上的环境干扰伪迹。

9. 根据权利要求8所述的麻醉深度监测过程中脑电信号质量的评估方法,其特征在于,步骤S33中计算环境干扰伪迹占比率的方法包括:

S334,通过步骤S2获得的滤波后脑电信号的长度为 $L_{filter}$ ,将长度为 $L_{filter}$ 的滤波后脑

电信号划分为 $N$ 帧,根据所述环境干扰伪迹干扰阈值识别每一帧上是否存在环境干扰伪迹,如果存在,则记该帧为环境干扰伪迹帧,统计所有环境干扰伪迹帧并相加,得到环境干扰伪迹长度 $L_{else}$ ;

S335,将得到的环境干扰伪迹长度按如下公式计算:

环境干扰伪迹占比率:

$$ROA_{else} = \frac{L_{else}}{L_{filter}}。$$

10.根据权利要求1所述的麻醉深度监测过程中脑电信号质量的评估方法,其特征在于,步骤S4中计算电极接触阻抗指标的方法包括:

S41,将125Hz的恒流源信号划分成 $H$ 段,计算每一段平均峰峰值 $pp_t, t=1,2,\dots,H$ ;

S42,电极接触阻抗指标的计算公式如下:

$$imp_t = \frac{pp_t - y}{w}, t=1,2,\dots,H;$$

其中 $imp_t$ 为电极接触阻抗指标, $w,y$ 为固定参数。

11.根据权利要求1或3所述的麻醉深度监测过程中脑电信号质量的评估方法,其特征在于,步骤S5中对脑电信号进行质量评估的方法包括:

S51,所述多种伪迹包括低频眼电伪迹、高频肌电伪迹及环境干扰伪迹,设 $U = \{U_1, U_2, U_3, U_4\}$ 为滤波后脑电信号的因素集,其中 $U_1$ 为低频眼电伪迹占比率、 $U_2$ 为高频肌电伪迹占比率、 $U_3$ 为环境干扰伪迹占比率、 $U_4$ 为电极接触阻抗指标;

$V = \{V_1, V_2, V_3\}$ 为脑电信号的评价集,其代表的性能等级分别为 $V_1$ 为优、 $V_2$ 为良好、 $V_3$ 为差,对应的模糊值为 $\{c_1, c_2, c_3\}$ ;

S52,定义脑电信号质量的因素集权向量 $A = \{a_1, a_2, a_3, a_4\}$ ,其中 $a_i$ 代表每个因素对脑电质量影响的重要程度, $\sum_{i=1}^4 a_i = 1, (0 \leq a_i \leq 1, i = 1, 2, 3, 4)$ ;

S53,对每个因素 $U_i (i = 1, 2, 3, 4)$ 进行量化,确定从单因素看被评对象对各个等级模糊子集的隶属度,进而得到模糊关系矩阵:

$$R = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \\ r_{41} & r_{42} & r_{43} \end{pmatrix};$$

其中 $r_{ij} (i = 1, 2, 3, 4, j = 1, 2, 3)$ 表示某个被评对象从因素 $U_i$ 来看对 $V_j$ 评价模糊子集的隶属度, $V_j (j=1, 2, 3)$ 对应评价集 $V = \{V_1, V_2, V_3\}$ ;

S54, 模糊关系矩阵  $R$  通过  $K$  次抛物线形函数作为质量等级的隶属度函数来得到, 隶属度函数表示为:

$$f_1(x) = \begin{cases} 1, & x < k_1 \\ \left(\frac{x-k_1}{k_2-k_1}\right)^K, & k_1 \leq x \leq k_2; \\ 0, & x > k_2 \end{cases}$$

$$f_2(x) = \begin{cases} 0, & x < k_1 \\ \left(\frac{k_2-x}{k_2-k_1}\right)^K, & k_1 \leq x \leq k_2 \\ 1, & k_2 \leq x \leq k_3; \\ \left(\frac{x-k_3}{k_4-k_3}\right)^K, & k_3 \leq x \leq k_4 \\ 0, & x > k_4 \end{cases}$$

$$f_3(x) = \begin{cases} 1, & x > k_4 \\ \left(\frac{k_4-x}{k_4-k_3}\right)^K, & k_3 \leq x \leq k_4; \\ 0, & x < k_3 \end{cases}$$

其中  $f_1(x)$ 、 $f_2(x)$ 、 $f_3(x)$  分别为对应质量等级  $V_1$ 、 $V_2$ 、 $V_3$  的隶属度函数,  $k_1$ 、 $k_2$ 、 $k_3$ 、 $k_4$  表示每个影响因素在对应信号等级的临界值;

脑电信号的模糊综合评价模型为:

$$B = A * R = (a_1, a_2, a_3, a_4) \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \\ r_{41} & r_{42} & r_{43} \end{pmatrix} = (b_1, b_2, b_3);$$

其中,  $B$  为脑电信号的模糊综合评价模型,  $b$  通过因素集权向量  $A$  和模糊关系矩阵  $R$  结算出来的结果;

那么通过加权平均法得到脑电信号质量, 即

$$SQI = \sum_{i=1}^3 c_i b_i, (i = 1, 2, 3);$$

其中  $SQI$  为通过加权平均法得到的脑电信号质量,  $c$  为对应的模糊值,  $b$  是通过因素集权向量  $A$  和模糊关系矩阵  $R$  结算出来的结果。

12. 实现权利要求 1-11 中任一所述的麻醉深度监测过程中脑电信号质量的评估方法的装置, 其特征在于, 包括:

脑电采集模块, 用于采集原始脑电信号;

信号滤波模块, 连接脑电采集模块以处理原始脑电信号;

伪迹识别模块,连接信号滤波模块以用于伪迹识别;

抗组计算模块,连接信号滤波模块以用于计算电极接触阻抗指标;

脑电信号质量评估单元,分别连接所述伪迹识别模块和所述抗组计算模块,所述脑电信号质量评估单元用于结合伪迹识别模块和抗组计算模块处理后的脑电信号做质量评估。

## 一种麻醉深度监测过程中脑电信号质量的评估方法及装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及脑电信号质量评估技术领域,特别是一种麻醉深度监测过程中脑电信号质量的评估方法及装置。

### 背景技术

[0002] 在临床手术过程中,麻醉是一个必不可少的环节。为了使患者获得一个安全舒适的手术过程,精确的麻醉监测是一项重要的工作。脑电信号作为一种脑部活动的测量技术,通过对脑神经细胞生物电活动的描记,能够在一定程度上反映大脑功能状态,其与大脑的觉醒状态改变有着密切的联系,因此它是麻醉深度监测的一种重要判断依据。

[0003] 由于脑电信号是一种具有很高时变敏感性的生理信号,其的电位很低,一般只有不到 $100\mu V$ ,因此,在采集过程中极易受到无关干扰源的污染(尤其是在复杂的手术环境中),这些干扰源有来自受试者本身的,如眨眼、眼动、肌肉运动等,也有来自环境中的电磁干扰,如来自电外科手术设备、除颤脉冲及其他的监控设备等射频干扰,而这些干扰带来的各种各样的EEG伪迹,使得脑电信号本身的特征被它们所掩盖,对脑电信号的解释、分析造成了很大困难,容易导致麻醉深度监测发生误判,从而影响手术的安全进行。

[0004] 信号质量评估不是直接进行去噪、特征提取等处理,而是根据信号自身的特点或是噪声的特点进行具体分析,选取影响信号质量的各个因素指标,再建立起评价信号质量好坏的标准。

[0005] 而在麻醉深度监测中,脑电信号质量也是受多种噪声影响,且每种噪声都对脑电的影响都带有模糊性,没有绝对界限。

### 发明内容

[0006] 本发明的目的在于:鉴于背景技术之缘由,为了确保脑电信号对麻醉状态分析的准确性,提出了一种麻醉深度监测过程中脑电信号质量的评估方法,用于对单通道脑电信号质量进行评价,具体可以采用模糊综合评价法进行评估。

[0007] 为了实现上述目的,本发明采用了如下技术方案:

一种麻醉深度监测过程中脑电信号质量的评估方法,包括以下步骤:

S1,通过脑电采集模块采集原始脑电信号,所述原始脑电信号包含工频及多种伪迹;

S2,对原始脑电信号滤波处理,通过去除原始脑电信号中的工频及校正信号基线以获得滤波后脑电信号,并获取125Hz恒流源信号;

S3,对滤波后脑电信号进行伪迹识别,并计算伪迹占比率;

S4,对125Hz恒流源信号进行分析,并计算电极接触阻抗指标;

S5,根据步骤S3所得伪迹占比率、步骤S4所得电极接触阻抗指标,对脑电信号进行质量评估。

[0008] 进一步地,所述多种伪迹包括低频眼电伪迹、高频肌电伪迹及环境干扰伪迹。

[0009] 进一步地,步骤S3中对滤波后脑电信号进行伪迹识别,并计算伪迹占比率的方法包括:

- S31,识别低频眼电伪迹并计算低频眼电伪迹占比率;
- S32,识别高频肌电伪迹并计算高频肌电伪迹占比率;
- S33,识别环境干扰伪迹并计算环境干扰伪迹占比率。

[0010] 进一步地,步骤S31中识别低频眼电伪迹的方法包括:

- S311,利用带通滤波提取1-10Hz之间的低频脑电信号;
- S312,对提取的低频脑电信号寻找其所有的局部极大值;

S313,对找到的所有局部极大值进行高斯核密度估计,对于任意的局部极大值 $x$ ,其高斯核密度估计表达式为:

$$\hat{f}_h(x) = \frac{1}{nh} \sum_{i=1}^n K\left(\frac{x-x_i}{h}\right);$$

其中 $\hat{f}_h(x)$ 是高斯估计函数, $x_i$ 是获取信号局部极大值, $i=1,2,\dots,n$ , $n$ 为局部极大值的个数, $K$ 是核平滑函数, $h$ 是带宽;

- S314,寻找高斯估计函数曲线的第一个极小值点,确定为低频眼电伪迹干扰阈值;
- S315,根据所述低频眼电伪迹干扰阈值识别所述低频脑电信号上的低频眼电伪迹。

[0011] 进一步地,步骤S31中计算低频眼电伪迹占比率的方法包括:

S316,通过步骤S2获得的滤波后脑电信号的长度为 $L_{filter}$ ,将长度为 $L_{filter}$ 的滤波后脑电信号划分为 $N$ 帧,根据所述低频眼电伪迹干扰阈值识别每一帧上是否存在低频眼电伪迹,如果存在,则记该帧为低频眼电伪迹帧,统计所有低频眼电伪迹帧并相加,得到低频眼电伪迹长度 $L_{eog}$ ;

- S317,将得到的低频眼电伪迹长度按如下公式计算:  
低频眼电伪迹占比率:

$$ROA_{eog} = \frac{L_{eog}}{L_{filter}}。$$

[0012] 进一步地,步骤S32中识别高频肌电伪迹的方法包括:

S321,在时间尺度上,将滤波后脑电信号划分为 $K$ 帧,采用滑动窗口技术对脑电信号进行频谱估计;

- S322,得到频谱估计结果后,计算每一帧的30-100Hz功率值;

S323,取窗口长度为 $\omega$ ,滑动步长为 $s$ ,则将30-100Hz功率序列 $X$ 划分成 $M$ 个小窗,其中 $M = \frac{L-\omega+s}{s}$ , $s < \omega$ , $L$ 为 $X$ 的长度,再对每个小窗采用期望最大算法进行背景估计并得到背景功率序列;

- S324,利用得到的背景功率序列去除功率序列 $X$ 的背景成分,得到序列 $Y$ ;



S325,对序列 $Y$ 利用广义极端学生化偏差确定高频肌电伪迹干扰阈值;

S326,根据所述高频肌电伪迹干扰阈值识别脑电信号上的高频肌电伪迹。

[0013] 进一步地,步骤S32中计算高频肌电伪迹占比率的方法包括:

S327,通过步骤S2获得的滤波后脑电信号的长度为 $L_{filter}$ ,将长度为 $L_{filter}$ 的滤波后脑电信号划分为 $N$ 帧,根据所述高频肌电伪迹干扰阈值识别每一帧上是否存在高频肌电伪迹,如果存在,则记该帧为高频肌电伪迹帧,统计所有高频肌电伪迹帧并相加,得到高频肌电伪迹长度 $L_{emg}$ ;

S328,将得到的高频肌电伪迹长度按如下公式计算:

高频肌电伪迹占比率:

$$ROA_{emg} = \frac{L_{emg}}{L_{filter}}。$$

[0014] 进一步地,步骤S33中识别环境干扰伪迹的方法包括:

S331,取滤波后脑电信号的绝对幅值,并利用局部极大值方法提取绝对幅值信号的包络线;

S332,利用广义极端学生化偏差确定环境干扰伪迹干扰阈值;

S333,根据所述环境干扰伪迹干扰阈值识别滤波后脑电信号上的环境干扰伪迹。

[0015] 进一步地,步骤S33中计算环境干扰伪迹占比率的方法包括:

S334,通过步骤S2获得的滤波后脑电信号的长度为 $L_{filter}$ ,将长度为 $L_{filter}$ 的滤波后脑电信号划分为 $N$ 帧,根据所述环境干扰伪迹干扰阈值识别每一帧上是否存在环境干扰伪迹,如果存在,则记该帧为环境干扰伪迹帧,统计所有环境干扰伪迹帧并相加,得到环境干扰伪迹长度 $L_{else}$ ;

S335,将得到的环境干扰伪迹长度按如下公式计算:

环境干扰伪迹占比率:

$$ROA_{else} = \frac{L_{else}}{L_{filter}}。$$

[0016] 进一步地,步骤S4中计算电极接触阻抗指标的方法包括:

S41,将125Hz的恒流源信号划分成 $H$ 段,计算每一段平均峰峰值 $pp_t, t=1,2,\dots,H$ ;

S42,电极接触阻抗指标的计算公式如下:

$$imp_t = \frac{pp_t - y}{w}, t=1,2,\dots,H;$$

其中 $imp_t$ 为电极接触阻抗指标, $w,y$ 为固定参数。

[0017] 进一步地,步骤S5中对脑电信号进行质量评估的方法包括:

S51,所述多种伪迹包括低频眼电伪迹、高频肌电伪迹及环境干扰伪迹,设

$U = \{U_1, U_2, U_3, U_4\}$ 为滤波后脑电信号的因素集,其中 $U_1$ 为低频眼电伪迹占比率、 $U_2$ 为高频肌电伪迹占比率、 $U_3$ 为环境干扰伪迹占比率、 $U_4$ 为电极接触阻抗指标;

$V = \{V_1, V_2, V_3\}$ 为脑电信号的评价集,其代表的性能等级分别为 $V_1$ 为优、 $V_2$ 为良好、 $V_3$ 为差,对应的模糊值为 $\{c_1, c_2, c_3\}$ ;

S52,定义脑电信号质量的因素集权向量 $A = \{a_1, a_2, a_3, a_4\}$ ,其中 $a_i$ 代表每个因素对脑电质量影响的重要程度,  $\sum_{i=1}^4 a_i = 1, (0 \leq a_i \leq 1, i = 1, 2, 3, 4)$ ;

S53,对每个因素 $U_i (i = 1, 2, 3, 4)$ 进行量化,确定从单因素看被评对象对各个等级模糊子集的隶属度,进而得到模糊关系矩阵:

$$R = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \\ r_{41} & r_{42} & r_{43} \end{pmatrix};$$

其中 $r_{ij} (i = 1, 2, 3, 4, j = 1, 2, 3)$ 表示某个被评对象从因素 $U_i$ 来看对 $V_j$ 评价模糊子集的隶属度, $V_j (j = 1, 2, 3)$ 对应评价集 $V = \{V_1, V_2, V_3\}$ ;

S54,模糊关系矩阵 $R$ 通过 $K$ 次抛物线形函数作为质量等级的隶属度函数来得到,隶属度函数表示为:

$$f_1(x) = \begin{cases} 1, & x < k_1 \\ \left(\frac{x - k_1}{k_2 - k_1}\right)^K, & k_1 \leq x \leq k_2; \\ 0, & x > k_2 \end{cases}$$

$$f_2(x) = \begin{cases} 0, & x < k_1 \\ \left(\frac{k_2 - x}{k_2 - k_1}\right)^K, & k_1 \leq x \leq k_2 \\ 1, & k_2 \leq x \leq k_3; \\ \left(\frac{x - k_3}{k_4 - k_3}\right)^K, & k_3 \leq x \leq k_4 \\ 0, & x > k_4 \end{cases}$$

$$f_3(x) = \begin{cases} 1, & x > k_4 \\ \left(\frac{k_4 - x}{k_4 - k_3}\right)^K, & k_3 \leq x \leq k_4; \\ 0, & x < k_3 \end{cases}$$

其中 $f_1(x)$ 、 $f_2(x)$ 、 $f_3(x)$ 分别为对应质量等级 $V_1$ 、 $V_2$ 、 $V_3$ 的隶属度函数, $k_1$ 、 $k_2$ 、 $k_3$ 、 $k_4$ 表示每个影响因素在对应信号等级的临界值;

脑电信号的模糊综合评价模型为:

$$B = A * R = (a_1, a_2, a_3, a_4) \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \\ r_{41} & r_{42} & r_{43} \end{pmatrix} = (b_1, b_2, b_3);$$

其中,B为脑电信号的模糊综合评价模型,b通过因素集权向量A和模糊关系矩阵R结算出来的结果;

那么通过加权平均法得到脑电信号质量,即

$$SQI = \sum_{i=1}^3 c_i b_i, (i = 1, 2, 3);$$

其中SQI为通过加权平均法得到的脑电信号质量,c为对应的模糊值,b是通过因素集权向量A和模糊关系矩阵R结算出来的结果。

[0018] 实现麻醉深度监测过程中脑电信号质量的评估方法的装置,所述装置包括:

脑电采集模块,用于采集原始脑电信号;

信号滤波模块,连接脑电采集模块以处理原始脑电信号;

伪迹识别模块,连接信号滤波模块以用于伪迹识别;

抗组计算模块,连接信号滤波模块以用于计算电极接触阻抗指标;

脑电信号质量评估单元,分别连接所述伪迹识别模块和所述抗组计算模块,所述脑电信号质量评估单元用于结合伪迹识别模块和抗组计算模块处理后的脑电信号做质量评估。

[0019] 本发明的有益效果在于:

本发明的提出的一种麻醉深度监测过程中脑电信号质量的评估方法,为了能够确保脑电信号对麻醉状态分析的准确性,从而需要改麻醉深度监测过程中脑电信号质量的评估方法对单通道脑电信号质量进行评价,具体可以采用模糊综合评价法进行评估。

[0020] 具体地,本发明方法根据脑电信号自身的特点或是噪声的特点进行具体分析,对原始脑电信号滤波处理,去除信号中的工频、校正信号基线及获取125Hz恒流源信号,选取影响信号质量的各个因素指标(比如包含有低频眼电伪迹、高频肌电伪迹及环境干扰伪迹这些多种伪迹的伪迹占比率,和电极接触阻抗指标),再建立起评价信号质量好坏的标准。

[0021] 虽然,麻醉深度监测中,脑电信号质量受多种伪迹噪声影响,且每种伪迹噪声都对脑电信号的影响都带有模糊性,没有绝对界限。

[0022] 但是,本发明方法根据麻醉深度过程中脑电信号及干扰噪声的特点,针对肌电(产生高频肌电伪迹)、眼电(产生低频眼电伪迹)、手术环境中的电磁干扰(产生环境干扰伪迹)以及传感器的电极接触阻抗(电极接触阻抗值)等主要干扰脑电信号的因素,选取高频肌电伪迹占比率、低频眼电伪迹占比率、环境干扰伪迹占比率以及电极接触阻抗值等定量指标,通过模糊综合评价法来对脑电信号进行质量评估。

## 附图说明

[0023] 图1为本发明的装置实现麻醉深度监测过程中脑电信号质量的评估的方法流程示意图;

图2为本发明的麻醉深度监测过程中脑电信号质量的评估方法流程图；

图3为本发明的对滤波后脑电信号进行伪迹识别并计算伪迹占比率的方法流程图；

图4为本发明的识别低频眼电伪迹方法流程图；

图5为本发明的含低频眼电伪迹的脑电信号的局部极大值直方图分布示意图；

图6为本发明的含低频眼电伪迹的脑电信号示意图；

图7为本发明的1-10Hz低频脑电信号及其局部极大值分布示意图；

图8为本发明的低频眼电伪迹识别示意图；

图9为本发明的识别高频肌电伪迹方法流程图；

图10为本发明的含高频肌电伪迹的脑电信号示意图；

图11为本发明的30-100Hz脑电信号功率值及提取的背景功率示意图；

图12为本发明的移除背景功率之后脑电信号30-100Hz的功率示意图；

图13为本发明的识别环境干扰伪迹方法流程图；

图14为本发明的存在环境干扰伪迹的脑电信号示意图；

图15为本发明的脑电信号的绝对幅值包络和伪迹阈值示意图；

图16为本发明的对原始脑电信号滤波处理的方法流程图；

图17为本发明的原始脑电信号示意图；

图18为本发明的滤波后脑电信号示意图；

图19为本发明的125Hz恒流源信号示意图。

[0024] 图中：

脑电采集模块-1001；信号滤波模块-1002；伪迹识别模块-1003；抗阻计算模块-1004；脑电信号质量评估单元-1005。

## 具体实施方式

[0025] 下面结合附图，对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例，而不是全部的实施例。

[0026] 为解决上述问题，根据麻醉深度过程中脑电信号及干扰噪声的特点，针对肌电、眼电、手术环境中的电磁干扰以及传感器的电极接触阻抗等主要干扰脑电信号的因素，选取高频伪迹占比率、低频伪迹占比率、环境干扰伪迹占比率以及电极接触阻抗值等定量指标，来对脑电信号进行质量评估。

[0027] 参阅图1-19，提供了一种麻醉深度监测过程中脑电信号质量的评估方法及装置，其中图1重点示出了本发明的装置实现麻醉深度监测过程中脑电信号质量的评估的方法流程图示意图。

[0028] 具体的，图1、图2，一方面提供一种麻醉深度监测过程中脑电信号质量的评估方法，脑电信号质量的评估方法可以包括以下步骤：S1，通过脑电采集模块采集原始脑电信号，所述原始脑电信号包含工频及多种伪迹；S2，对原始脑电信号滤波处理，通过去除原始脑电信号中的工频及校正信号基线以获得滤波后脑电信号，并获取125Hz恒流源信号；S3，对滤波后脑电信号进行伪迹识别，并计算伪迹占比率；S4，对125Hz恒流源信号进行分析，并计算电极接触阻抗指标；S5，根据步骤S3所得伪迹占比率、步骤S4所得电极接触阻抗指标，

对脑电信号进行质量评估。

[0029] 在一些实施例中,以简单的人为设定基波和滤波阈值,以去除各种伪迹,由此提取脑电信号并进行质量评估。

[0030] 本公开实施例中,该麻醉深度监测过程中脑电信号质量的评估方法,用于对单通道脑电信号质量进行评价,步骤S1通过脑电采集模块采集原始脑电信号,在采集过程中极易受到无关干扰源的污染,所述原始脑电信号包含工频及多种伪迹;这些干扰源有来自受试者本身的,如眨眼、眼动、肌肉运动等,也有其他干扰(来自环境中的电磁干扰),如来自电外科手术设备、除颤脉冲及其他的监控设备等射频干扰,而这些干扰带来的各种各样的EEG伪迹。所以我们对麻醉深度监测过程中脑电信号质量进行评估,检测脑电信号质量的稳定性的方法中步骤S2便是对脑电采集模块采集的原始脑电信号滤波处理,以去除信号中的工频、校正信号基线及获取125Hz恒流源信号;然后再在此基础上进行步骤S3对滤波后脑电信号进行伪迹识别,并计算伪迹占比率;和步骤S4对125Hz恒流源信号进行分析,并计算电极接触阻抗指标;然后步骤S5根据步骤S3所得伪迹占比率、步骤S4所得电极接触阻抗指标,对脑电信号进行质量评估。

[0031] 其中步骤S4对125Hz恒流源信号进行分析,计算电极接触阻抗指标,电极接触阻抗是指脑电采集模块的用于连接人体头部以完成生理信号采集的传感器电极与人体之间的阻抗。是直接体现脑电采集模块的电极与人体头部之间连接是否可靠、有效与稳定的最直接的体现。比如说阻抗持续持较大幅度变化,那么我们判断传感器电极是否与人体头部连接不稳定;或者阻抗过大,超出我们预估值,那么我们就可以判断传感器电极是否与人体连接不可靠。出现以上因素能体现出脑电信号质量不佳,提醒人工干预检查。比如阻抗持续稳定,或波动值处于预想设定范围,那么判断传感器电极与人体连接可靠,同时也是体现脑电信号质量较好的因素之一。

[0032] 本公开实施例中,由于脑电信号的采集一般通过干电极或者湿电极连接到人体头部完成生理信号(脑电信号)的采集。由于脑电信号很容易受到采集区域皮肤以及组织的内部阻抗影响,故进一步降低传感器阻抗,并保证连接状态下阻抗稳定性就尤为重要。脑电采集前端与大脑连接部分阻抗的稳定性、准确性会直接影响脑电信号采集的可靠性和准确性。

[0033] 这里阻抗指标计算步骤如下:

(1) 将125Hz的恒流源信号划分成 $H$ 段,计算每一段平均峰峰值  
 $pp_t, t=1,2,\dots,H;$

(2) 阻抗指标的计算公式如下:

$$imp_t = \frac{pp_t - y}{w}, t=1,2,\dots,H;$$

其中 $imp_t$ 为电极接触阻抗指标, $w,y$ 为固定参数。

[0034] 从上述可知,原始脑电信号在采集过程中极易受到无关干扰源的污染,所以原始脑电信号包含工频及多种伪迹;所述多种伪迹包含来自受试者本身的,如眨眼(低频眼电伪迹)、眼动(低频眼电伪迹)、和肌肉运动(高频肌电伪迹),也有其他干扰(环境干扰伪迹),如来自电外科手术设备、除颤脉冲及其他的监控设备等射频干扰,而这些干扰带来各种各样

的EEG伪迹。在此分析基础上,可进一步地对多种伪迹进行识别,并计算分别计算对应的伪迹的占比率以用于脑电信号的质量评估。

[0035] 本公开实施例中,如图3所示,在上述基础上,步骤S3中对滤波后脑电信号进行伪迹识别,并计算伪迹占比率方法包括:S31,识别低频眼电伪迹并计算低频眼电伪迹占比率;S32,识别高频肌电伪迹并计算高频肌电伪迹占比率;S33,识别环境干扰伪迹并计算环境干扰伪迹占比率。并以步骤S3所得低频眼电伪迹占比率、高频肌电伪迹占比率和环境干扰伪迹占比率为依据,结合步骤S4所得电极接触阻抗指标,对脑电信号质量进行评估。

[0036] 由于麻醉深度监测中,脑电信号质量也是受多种噪声影响,且每种噪声都对脑电信号的影响都带有模糊性,没有绝对界限。所以,本方法根据麻醉深度过程中脑电信号及干扰噪声的特点,针对低频眼电伪迹、高频肌电伪迹和环境干扰伪迹等主要干扰脑电信号的因素,选取高频伪迹占比率、低频伪迹占比率、环境干扰伪迹占比率以及电极接触阻抗值等定量指标,步骤S5通过模糊综合评价法来对脑电信号进行质量评估。

[0037] 本公开实施例中,步骤S5中脑电信号进行质量评估的方法如下:

S51,所述多种伪迹包括有低频眼电伪迹、高频肌电伪迹及环境干扰伪迹,设  $U = \{U_1, U_2, U_3, U_4\}$  为滤波后脑电信号的因素集,其中  $U_1$  为低频眼电伪迹占比率、 $U_2$  为高频肌电伪迹占比率、 $U_3$  为环境干扰伪迹占比率、 $U_4$  为电极接触阻抗指标;

$V = \{V_1, V_2, V_3\}$  为脑电信号的评价集,其代表的性能等级分别为  $V_1$  为优、 $V_2$  为良好、 $V_3$  为差,对应的模糊值为  $\{c_1, c_2, c_3\}$ ;

S52,定义脑电信号质量的因素集权向量  $A = \{a_1, a_2, a_3, a_4\}$ , 其中  $a_i$  代表每个因素对脑电质量影响的重要程度,  $\sum_{i=1}^4 a_i = 1, (0 \leq a_i \leq 1, i = 1, 2, 3, 4)$ ;

S53,对每个因素  $U_i (i = 1, 2, 3, 4)$  进行量化,确定从单因素看被评对象对各个等级模糊子集的隶属度,进而得到模糊关系矩阵:

$$R = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \\ r_{41} & r_{42} & r_{43} \end{pmatrix};$$

其中  $r_{ij} (i = 1, 2, 3, 4 j = 1, 2, 3)$  表示某个被评对象从因素  $U_i$  来看对  $V_j$  评价模糊子集(评价等级)的隶属度,  $V_j (j = 1, 2, 3)$  对应评价集  $V = \{V_1, V_2, V_3\}$ ;

S54,模糊关系矩阵  $R$  通过K次抛物线形函数作为质量等级的隶属度函数来得到,隶属度函数表示为:

$$f_1(x) = \begin{cases} 1, & x < k_1 \\ \left(\frac{x-k_1}{k_2-k_1}\right)^k, & k_1 \leq x \leq k_2; \\ 0, & x > k_2 \end{cases}$$

$$f_2(x) = \begin{cases} 0, & x < k_1 \\ \left(\frac{k_2-x}{k_2-k_1}\right)^K, & k_1 \leq x \leq k_2 \\ 1, & k_2 \leq x \leq k_3; \\ \left(\frac{x-k_3}{k_4-k_3}\right)^K, & k_3 \leq x \leq k_4 \\ 0, & x > k_4 \end{cases}$$

$$f_3(x) = \begin{cases} 1, & x > k_4 \\ \left(\frac{k_4-x}{k_4-k_3}\right)^K, & k_3 \leq x \leq k_4; \\ 0, & x < k_3 \end{cases}$$

其中  $f_1(x)$ 、 $f_2(x)$ 、 $f_3(x)$  分别为对应质量等级  $V_1$ 、 $V_2$ 、 $V_3$  的隶属度函数， $k_1$ 、 $k_2$ 、 $k_3$ 、 $k_4$  表示每个影响因素在对应信号等级的临界值；

脑电信号的模糊综合评价模型为：

$$B = A * R = (a_1, a_2, a_3, a_4) \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \\ r_{41} & r_{42} & r_{43} \end{pmatrix} = (b_1, b_2, b_3);$$

其中，B为脑电信号的模糊综合评价模型，b是通过因素集权向量A和模糊关系矩阵R结算出来的结果；

那么通过加权平均法得到脑电信号质量，即

$$SQI = \sum_{i=1}^3 c_i b_i, (i=1, 2, 3);$$

其中SQI为通过加权平均法得到的脑电信号质量，c为对应的模糊值，b是通过因素集权向量A和模糊关系矩阵R结算出来的结果。

[0038] SQI值体现为脑电信号的质量评分，V为对应的质量等级标准，我们计算出相应的脑电信号质量SQI值后，将SQI值根据划定的脑电信号等级V标准进行比较判断脑电信号质量。比如，我们假定评估标准是：性能等级分别为  $V_1$  为优、 $V_2$  为良好、 $V_3$  为差，假定  $SQI \geq 0.9$  时的性能等级为  $V_1$  为优， $0.9 > SQI \geq 0.5$  时的性能等级为  $V_2$  为良好， $SQI < 0.5$  时的性能等级为  $V_3$  为差。

[0039] 举例来说，如果计算结果  $SQI=0.3$  就属于获得的脑电信号质量性能等级为  $V_3$  为差，如果计算结果  $SQI=0.95$  就属于获得的脑电信号质量性能等级为  $V_1$  为优，如果计算结果  $SQI=0.7$  就属于获得的脑电信号质量性能等级为  $V_2$  为良好。

[0040] 关于SQI的值，我们假设脑电信号的因素集为  $U=\{0.13, 0.12, 0.07, 7\}$ ，其中k值是根据相应的伪迹占比或电极接触阻抗指标等数影响因素对应信号等级的临界值，体现为各因素对脑电信号影响程度，假定其中每个因素对应的临界值  $[k_1, k_2, k_3, k_4]$  分别为  $[0.1, 0.15, 0.3, 0.5]$ 、

$[0.1, 0.17, 0.3, 0.5]$ 、 $[0.05, 0.1, 0.2, 0.4]$ 、 $[5, 8, 10, 12]$ ，则将其代入步骤S54计算， $K=1.5$ ，并进行归一化，可以建立模糊映射为： $0.13 \rightarrow (0.1111, 0.8889, 0)$ ， $0.12 \rightarrow (0.2019, 0.7981, 0)$ ， $0.07 \rightarrow (0.3525, 0.6475, 0)$ ， $7 \rightarrow (0.7387, 0.2613, 0)$ 。根据上述模糊映射建立的模糊关系矩阵：

$$R = \begin{pmatrix} 0.1111 & 0.8889 & 0 \\ 0.2019 & 0.7981 & 0 \\ 0.3525 & 0.6475 & 0 \\ 0.7387 & 0.2613 & 0 \end{pmatrix};$$

根据权重分配，假设权重  $A = (0.15, 0.15, 0.2, 0.5)$ ，得到脑电信号质量的综合评价结果：

$$B_{SQI} = (0.15, 0.15, 0.2, 0.5) \begin{pmatrix} 0.1111 & 0.8889 & 0 \\ 0.2019 & 0.7981 & 0 \\ 0.3525 & 0.6475 & 0 \\ 0.7387 & 0.2613 & 0 \end{pmatrix} = (0.4868, 0.5132, 0);$$

最后根据给定的信号等级  $V_1$ 、 $V_2$ 、 $V_3$  对应的模糊值  $\{0.9, 0.75, 0.5\}$  计算得到脑电信号质量  $SQI = 0.8230$ 。

[0041] 以我们上面所假设的信号评估标准，因为  $SQI = 0.8230$  小于 0.9 且大于 0.5，所以属于获得的脑电信号质量性能等级为  $V_2$  为良好。

[0042] 在本公开实施例中，步骤S2，对原始脑电信号滤波处理，通过去除原始脑电信号中的工频及校正信号基线以获得滤波后脑电信号，并获取125Hz恒流源信号。如图16所示，其方法包括步骤S21和S22，具体如下：

S21，首先是，将原始脑电信号利用切比雪夫二型带阻滤波器作为陷波滤除50Hz工频干扰；其次是，利用切比雪夫二型低通滤波器滤除高频100Hz无关信号；最后是，利用切比雪夫二型高通滤波器调整0.5Hz信号基线；经过上述方法处理后获得滤波后脑电信号。

[0043] S22，将原始脑电信号，利用切比雪夫二型带通滤波器获取125Hz恒流源信号；从而获得125Hz恒流源信号。

[0044] 经过上述步骤S21和S22处理后的滤波后脑电信号可进一步通过步骤S3以对滤波后脑电信号进行伪迹识别，并计算伪迹占比率；获得的125Hz恒流源信号能够通过步骤S4以对125Hz恒流源信号进行分析，并计算电极接触阻抗指标；上述步骤S3、S4获得的结果最后可以用于通过步骤S5的方法对脑电信号进行质量评估。

[0045] 如附图17，示出了原始脑电信号的示意图，原始脑电信号包含了工频及多种伪迹。经过步骤S21处理后，获得了如图18所述的滤波后脑电信号。然后对原始脑电信号经过步骤S22处理后，便可获得如图19所示的125Hz恒流源信号。

[0046] 低频眼电伪迹是脑电信号中经常存在的一种伪迹，尤其是在清醒阶段其出现频繁且影响巨大。低频眼电伪迹在脑电信号中的属于低频的干扰，其通常影响的频率范围为10Hz以下的脑电信号，同时幅值相较于正常状态下的脑电信号要远远来得大。

[0047] 在一些实施例中，单通道脑电信号中低频眼电伪迹的识别常用的方法是根据幅值（或其能量包络）来识别。然而，在麻醉深度监测过程中，麻醉状态下的脑电信号相较于正常清醒或睡眠状态下的脑电信号具有更大的幅值，其有一部分区间与低频眼电伪迹重叠，所



以直接利用幅值来识别低频眼电伪迹的方法并不可行、不可靠。

[0048] 本公开实施例中,经步骤S2滤波处理后的单通道脑电信号(滤波后脑电信号)如图6所示,滤波后脑电信号包含有低频眼电伪迹,但是可以通过步骤S31的方法识别脑电信号中包含的低频眼电伪迹,如图4,示出了滤波后脑电信号中低频眼电伪迹的识别流程,具体步骤如下:

S311,利用带通滤波提取1-10Hz之间的低频脑电信号,获得了如图7所示的1-10Hz低频脑电信号;

S312,如图7中标记所示,对提取的低频脑电信号寻找其所有的局部极大值;

S313,对找到的所有局部极大值进行高斯核密度估计,即对任意的局部极大值 $x$ ,其高斯核密度估计表达式为:

$$\hat{f}_h(x) = \frac{1}{nh} \sum_{i=1}^n K\left(\frac{x-x_i}{h}\right);$$

其中 $\hat{f}_h(x)$ 是高斯估计函数, $x_i$ 是获取信号局部极大值, $i=1,2,\dots,n$ , $n$ 为局部极大值的个数, $K$ 是核平滑函数, $h$ 是带宽;

S314,寻找高斯估计函数曲线的第一个极小值点,确定为低频眼电伪迹干扰阈值;

如图5示出的局部极大值直方分布图,其中曲线即是核密度高斯估计函数曲线 $\hat{f}_h(x)$ ,高斯估计函数曲线的第一个极小值点如图中阈值所指,然后根据该低频眼电伪迹干扰阈值便可判断到比如图中右侧部分的低频眼电伪迹分布。

[0049] S315,根据所述低频眼电伪迹干扰阈值识别所述低频脑电信号上的低频眼电伪迹。即如图8所示,图中框选区域即为识别出的低频眼电伪迹片段。

[0050] 本公开实施例中,低频眼电伪迹占比率通过如下方法计算:

S316,通过步骤S2获得的滤波后脑电信号的长度为 $L_{filter}$ ,将长度为 $L_{filter}$ 的滤波后脑电信号划分为 $N$ 帧,根据所述低频眼电伪迹干扰阈值识别每一帧上是否存在低频眼电伪迹,如果存在,则记该帧为低频眼电伪迹帧,统计所有低频眼电伪迹帧并相加,得到低频眼电伪迹长度 $L_{eog}$ ;

S317,将得到的低频眼电伪迹长度按如下公式计算:

低频眼电伪迹占比率:

$$ROA_{eog} = \frac{L_{eog}}{L_{filter}}。$$

[0051] 在干扰脑电信号的各种电生理信号伪迹中,高频肌电伪迹也是非常常见且主要存在的,其主要影响脑电信号高频成分,特别是在脑电信号 $\gamma$ 节律上,幅值相较于正常的脑电信号一般来的大。然而,在不同的生理状态下,脑电信号的高频呈现出不同背景信号,其幅值存在较大差异,而这些背景信号往往在麻醉深度监测中是有用的信息。因此,简单地利用幅值信息不能准确识别高频肌电伪迹的。

[0052] 本公开实施例中,步骤S32用以识别高频肌电伪迹,如图9,示出了识别高频肌电伪

迹的方法流程,具体如下:

S321,将图10所示的含有高频肌电伪迹的脑电信号(滤波后脑电信号),其图中方框框选部分标识的是高频肌电伪迹的位置,在时间尺度上,将滤波后脑电信号划分为 $K$ 帧,采用滑动窗口技术对脑电信号进行频谱估计;

S322,得到频谱估计结果后,计算每一帧的30-100Hz功率值;

S323,取窗口长度为 $\omega$ ,滑动步长为 $s$ ,则将30-100Hz功率序列 $X$ 划分成 $M$ 个小窗,其中 $M = \frac{L - \omega + s}{s}$ , $s < \omega$ , $L$ 为 $X$ 的长度,再对每个小窗采用期望最大算法进行背景估计;

如图11所示的30-100Hz脑电信号功率值及提取的背景功率图,图中功率值所指曲线即为步骤S322计算所得的每一帧的30-100Hz功率值曲线,再对每个小窗采用期望最大算法进行背景估计并得到背景功率序列;然后在根据以下步骤继续操作;

S324,利用得到的背景功率序列去除功率序列 $X$ 的背景成分,得到序列 $Y$ ,移除背景功率之后的脑电信号30-100Hz的功率结果如图12所示;

S325,对序列 $Y$ 利用广义极端学生化偏差(GESD)的检验标准确定高频肌电伪迹干扰阈值;

S326,根据所述高频肌电伪迹干扰阈值识别脑电信号上的高频肌电伪迹。

[0053] 如图12所示,图中的水平虚线就是我们所确定的高频肌电伪迹干扰阈值。

[0054] 其中,高频肌电伪迹占比率通过方法如下方法计算:

S327,通过步骤S2获得的滤波后脑电信号的长度为 $L_{filter}$ ,将长度为 $L_{filter}$ 的滤波后脑电信号划分为 $N$ 帧,根据所述高频肌电伪迹干扰阈值识别每一帧上是否存在高频肌电伪迹,如果存在,则记该帧为高频肌电伪迹帧,统计所有高频肌电伪迹帧并相加,得到高频肌电伪迹长度 $L_{emg}$ ;

S328,将得到的高频肌电伪迹长度按如下公式计算:

高频肌电伪迹占比率:

$$ROA_{emg} = \frac{L_{emg}}{L_{filter}}。$$

[0055] 环境干扰伪迹为术中环境干扰,术中环境干扰相较于脑电信号而言,其幅值一般远远大于脑电信号,如图13示出了步骤S33识别环境干扰伪迹的步骤流程,具体如下:

S331,取滤波后脑电信号的绝对幅值,并利用局部极大值方法提取绝对幅值信号的包络线;

S332,利用广义极端学生化偏差(GESD)的检验标准确定环境干扰伪迹干扰阈值;

S333,根据所述环境干扰伪迹干扰阈值识别滤波后脑电信号上的环境干扰伪迹。

[0056] 如图14为存在环境干扰伪迹的脑电信号(滤波后脑电信号),其中方框标识位置为存在的环境干扰伪迹。图14的脑电信号经步骤S331后获得的绝对幅值信号的包络线如图15所示,其中水平虚线体现步骤S332确定的环境干扰伪迹干扰阈值。

[0057] 其中,环境干扰伪迹占比率通过方法如下方法计算:

S334,通过步骤S2获得的滤波后脑电信号的长度为 $L_{filter}$ ,将长度为 $L_{filter}$ 的滤波后

脑电信号划分为 $N$ 帧,根据所述环境干扰伪迹干扰阈值识别每一帧上是否存在环境干扰伪迹,如果存在,则记该帧为环境干扰伪迹帧,统计所有环境干扰伪迹帧并相加,得到环境干扰伪迹长度 $L_{else}$ ;

S335,将得到的环境干扰伪迹长度按如下公式计算:

环境干扰伪迹占比率:

$$ROA_{else} = \frac{L_{else}}{L_{filter}}。$$

[0058] 另一方面,出于与上述方案相同的技术构思,提供一种实现上述麻醉深度监测过程中脑电信号质量的评估方法的装置,如图1,图1为本发明装置通过上述方法实现脑电质量评估的流程图,装置包括:

脑电采集模块1001,用于采集原始脑电信号;

脑电采集模块1001,用于采集原始脑电信号;

信号滤波模块1002,连接脑电采集模块以处理原始脑电信号;

伪迹识别模块1003,连接信号滤波模块以用于伪迹识别;

抗组计算模块1004,连接信号滤波模块以用于计算电极接触阻抗指标;

脑电信号质量评估单元1005,分别连接所述伪迹识别模块和抗组计算模块,所述脑电信号质量评估单元用于结合伪迹识别模块和抗组计算模块处理后的脑电信号做质量评估。

[0059] 所述装置的工作方法包括:

S1,通过脑电采集模块1001采集原始脑电信号,原始脑电信号包含工频及多种伪迹;

S2,通过信号滤波模块1002对原始脑电信号滤波处理,通过去除原始脑电信号中的工频及校正信号基线以获得滤波后脑电信号,并获取125Hz恒流源信号;

S3,通过伪迹识别模块1003对脑电信号进行伪迹识别,并计算伪迹占比率;

S4,通过抗阻计算模块1004对125Hz恒流源信号进行分析,并计算电极接触阻抗指标;

S5,通过脑电信号质量评估单元1005根据步骤S3所得伪迹占比率、步骤S4所得电极接触阻抗指标,对脑电信号进行质量评估。对脑电信号进行质量评估的计算方法具体可按步骤S51-S54所记载的方法进行评估。

[0060] 其中,步骤S5脑电信号进行质量评估方法采用模糊综合评价法。

[0061] 以上所述,仅为本发明较佳的具体实施方式,但本发明的保护范围并不局限于此,任何熟悉本技术领域的技术人员在本发明揭露的技术范围内,根据本发明的技术方案及其发明构思加以等同替换或改变,都应涵盖在本发明的保护范围之内。

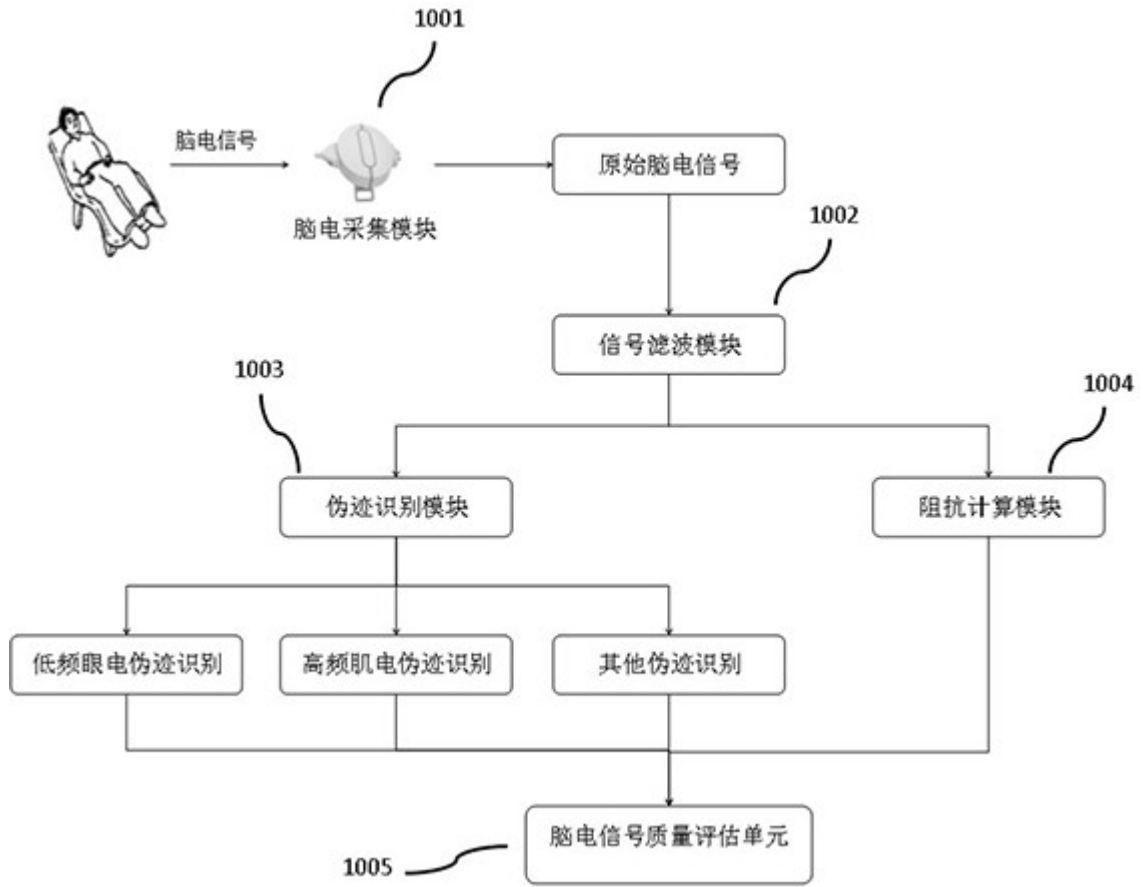


图1

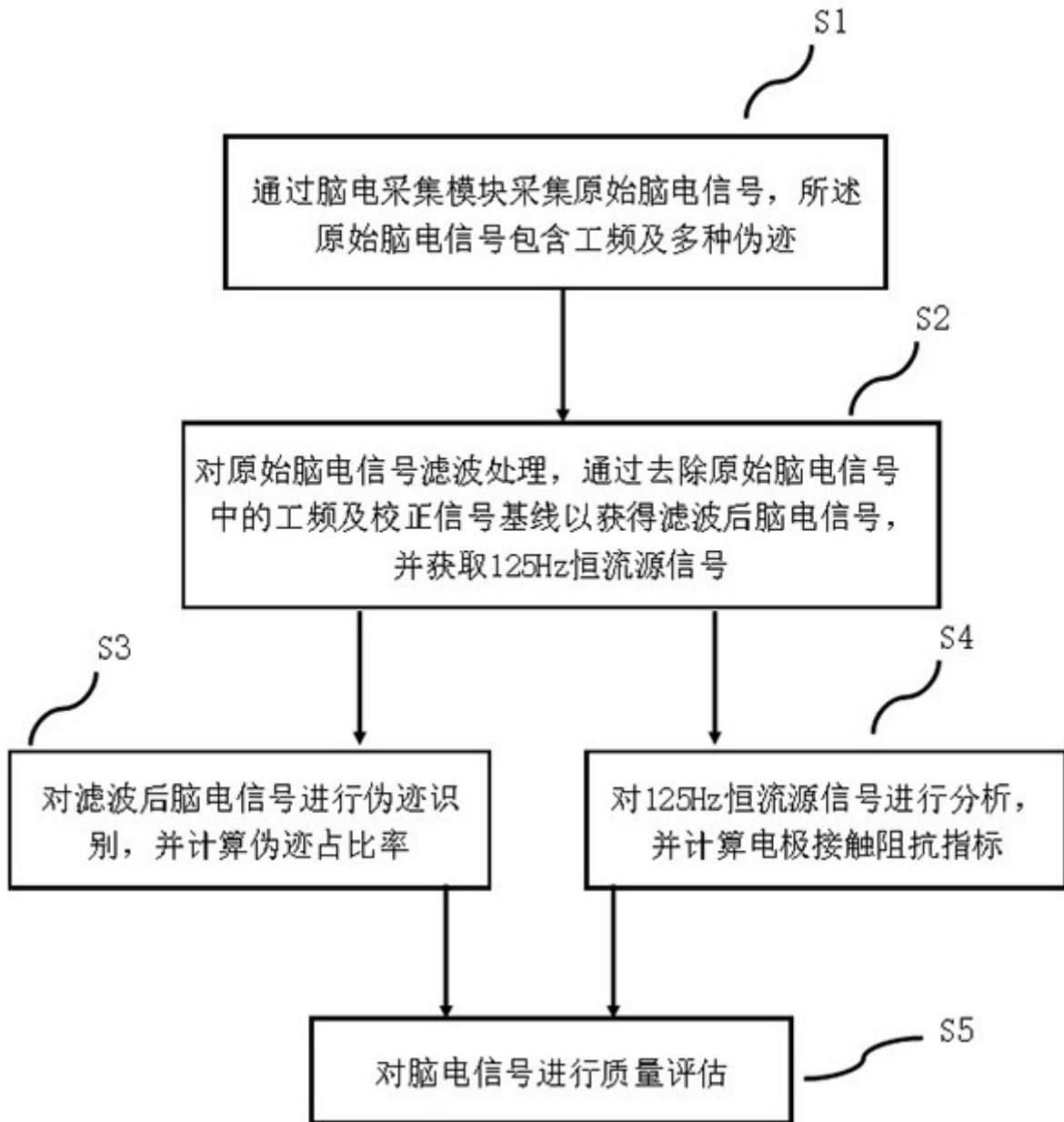


图2

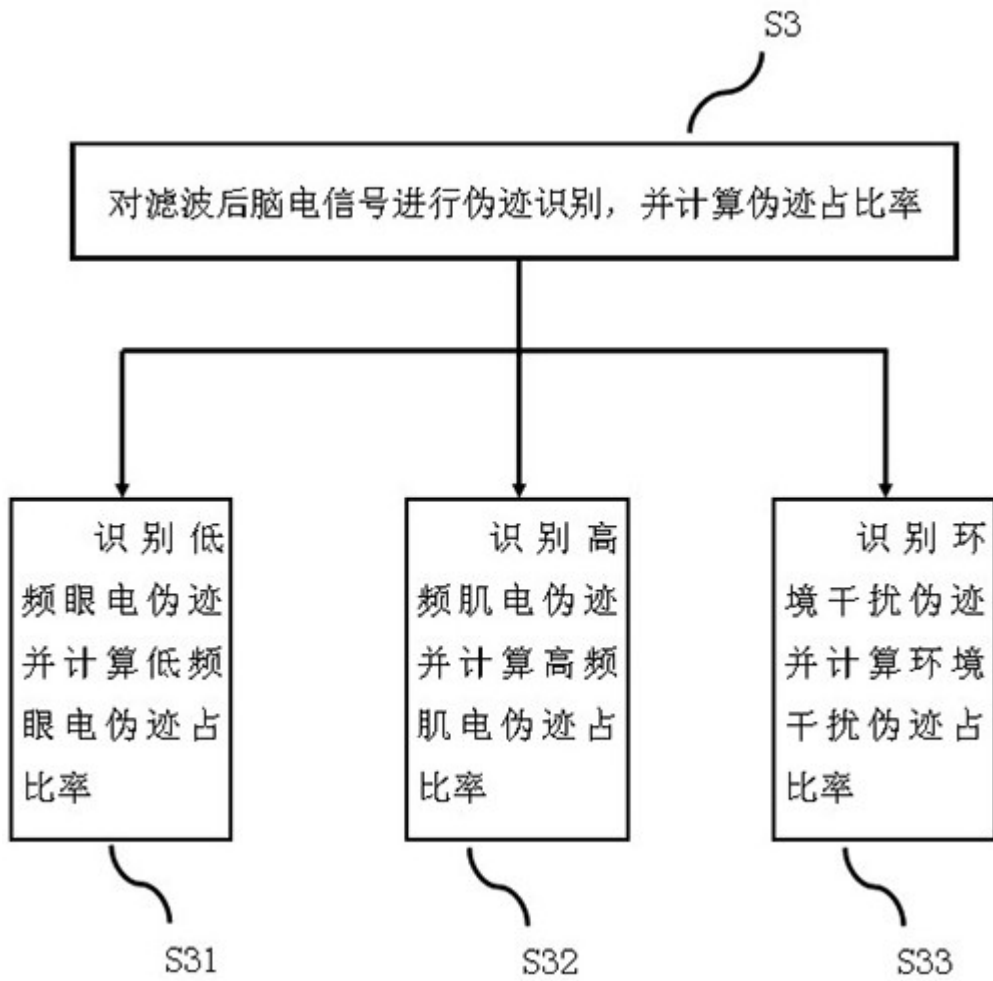


图3

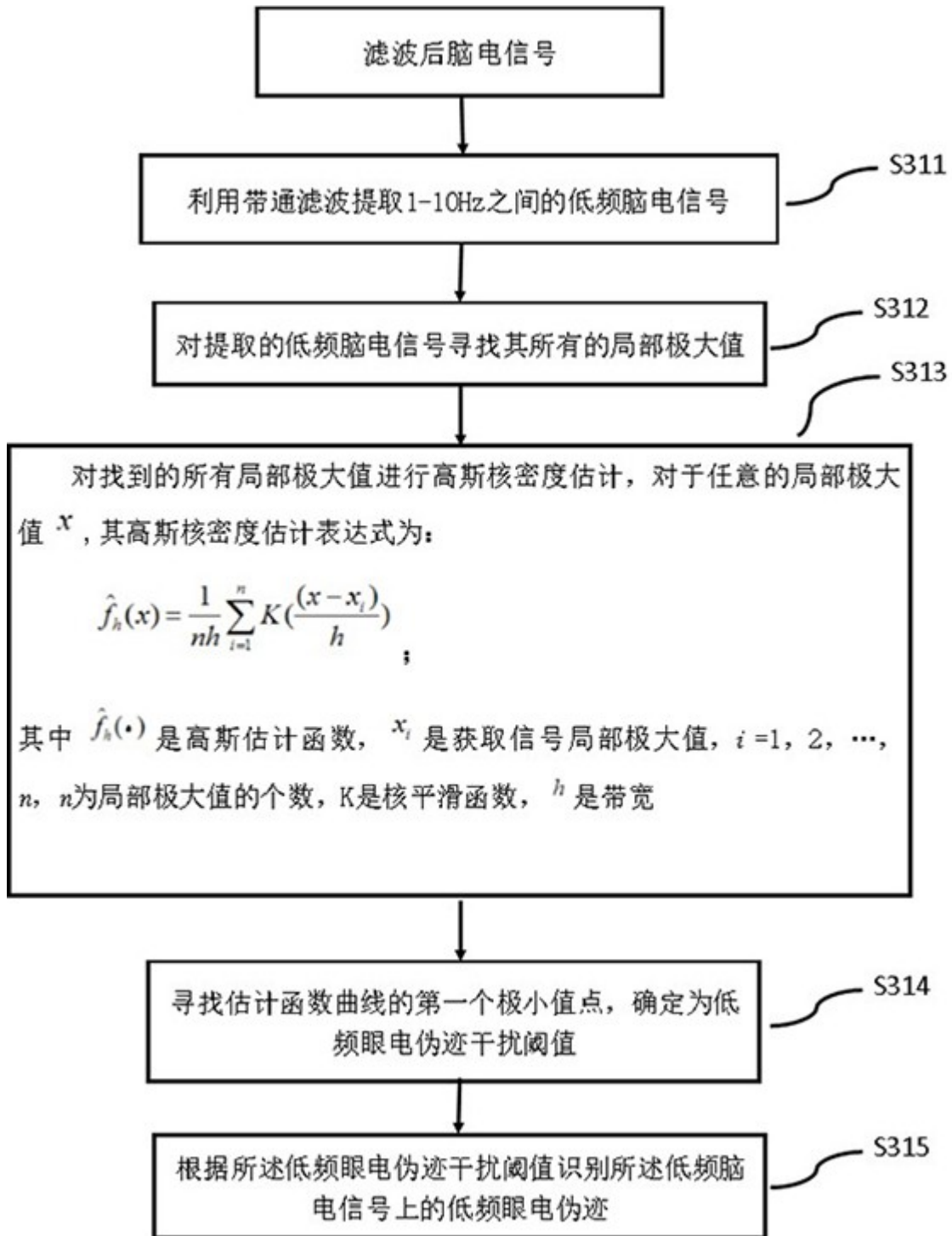


图4

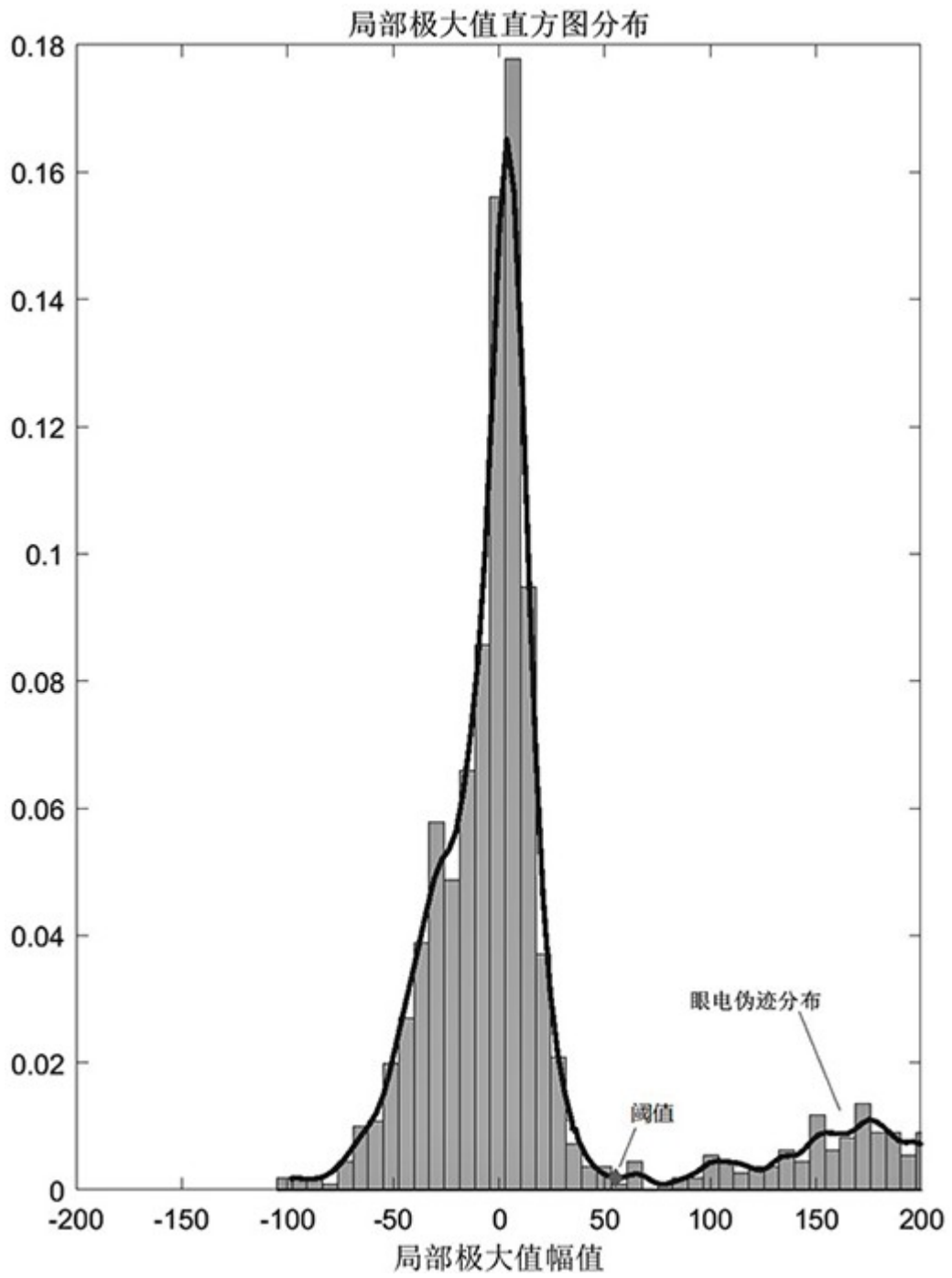


图5



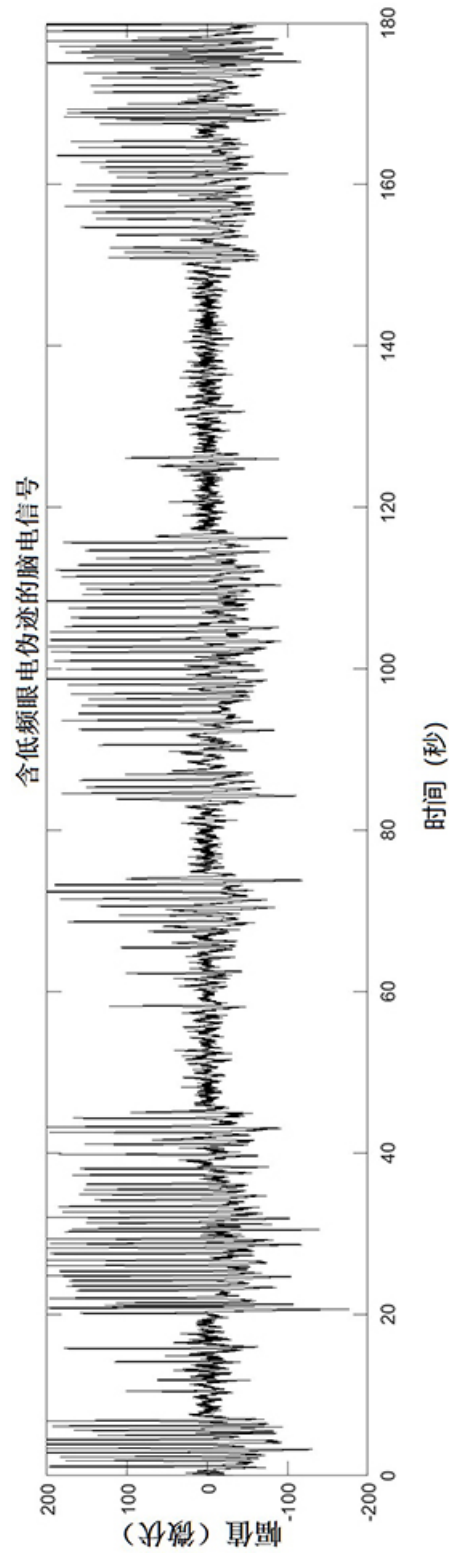


图6

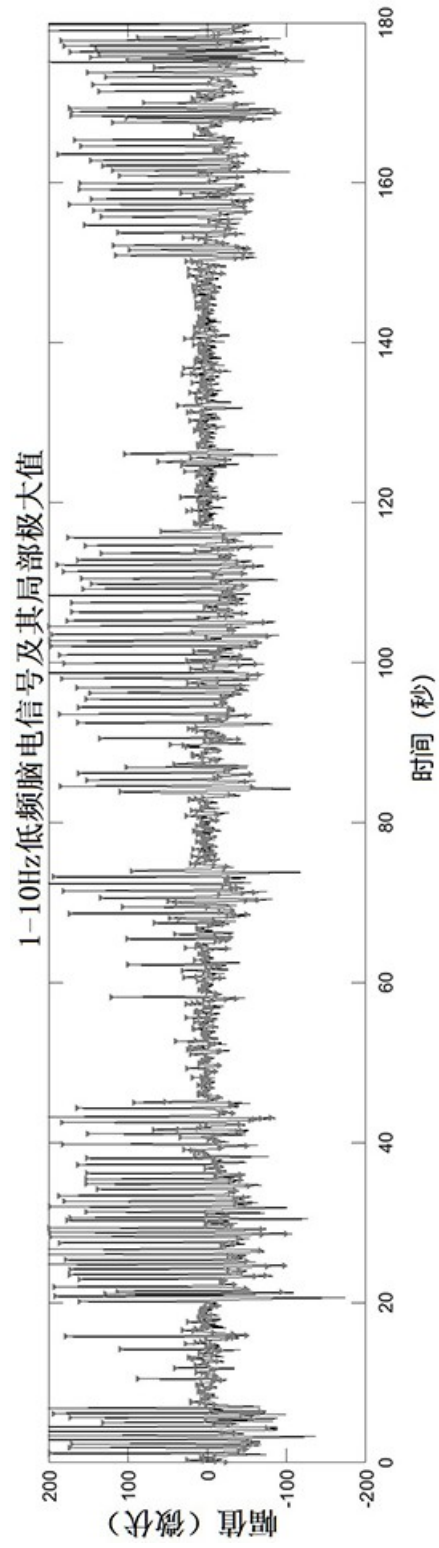


图7

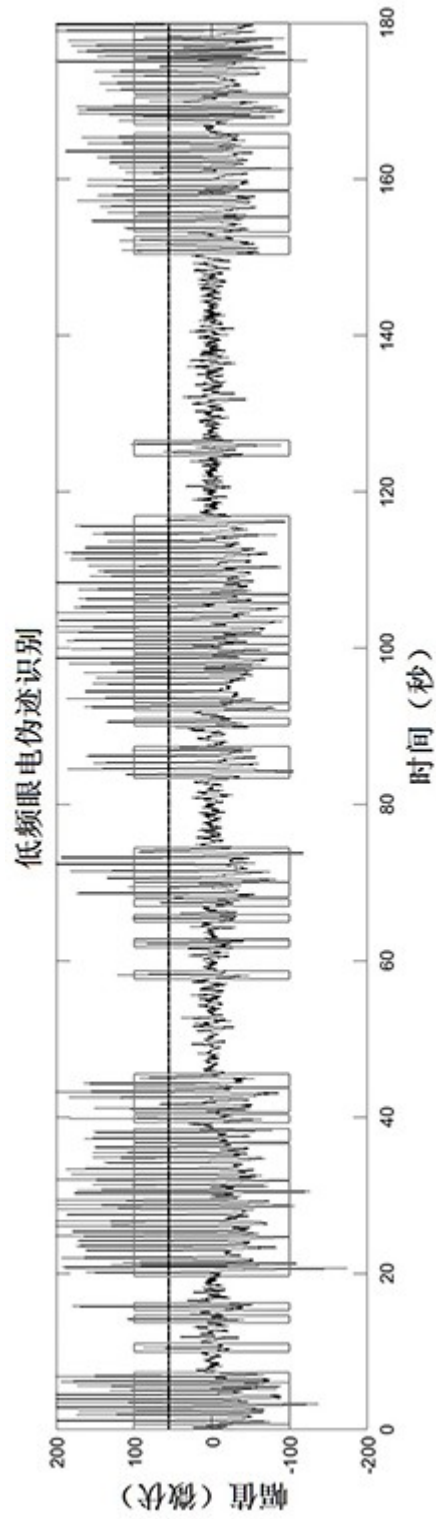


图8

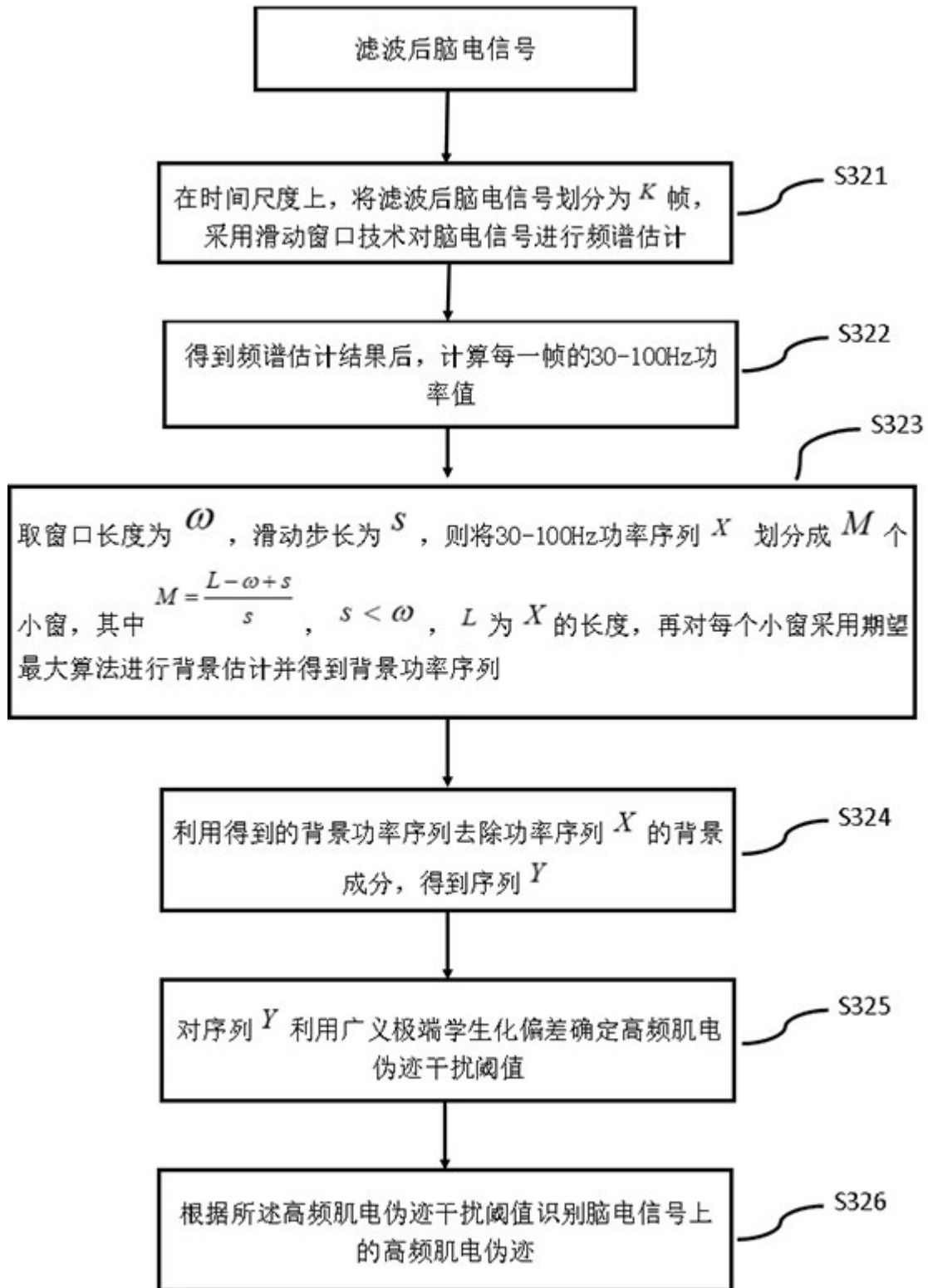


图9

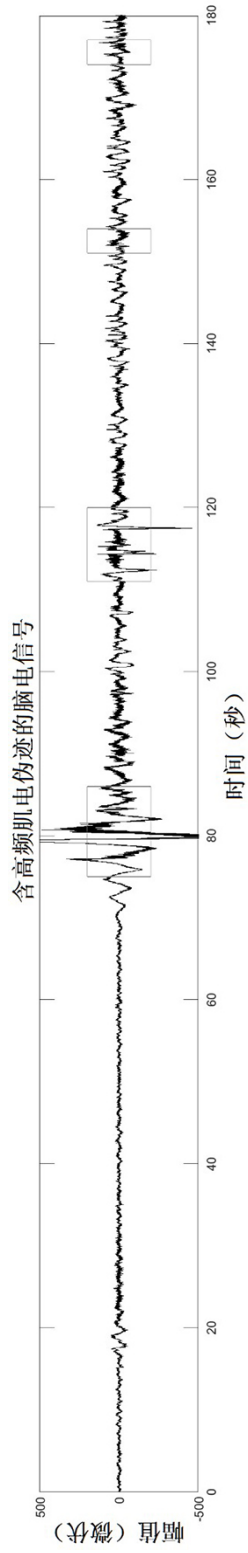


图10

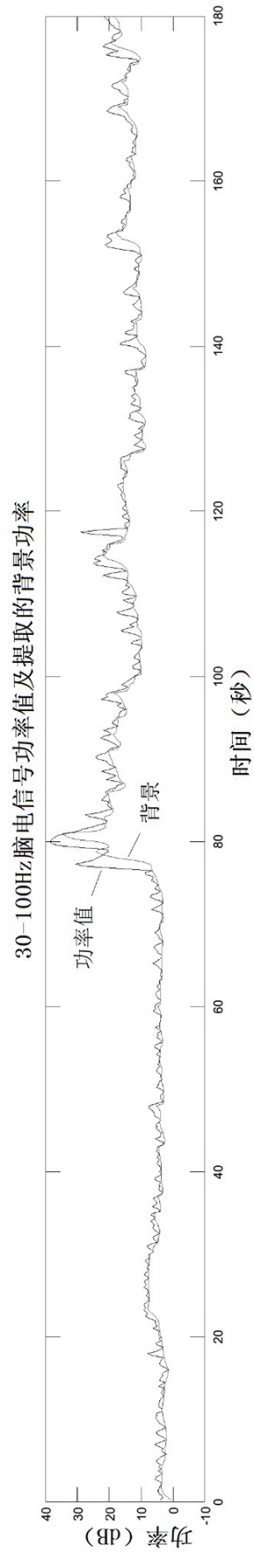


图11

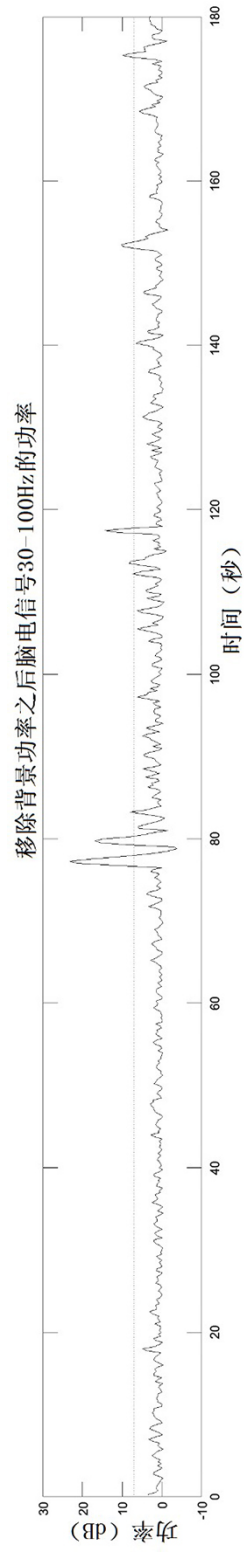


图12

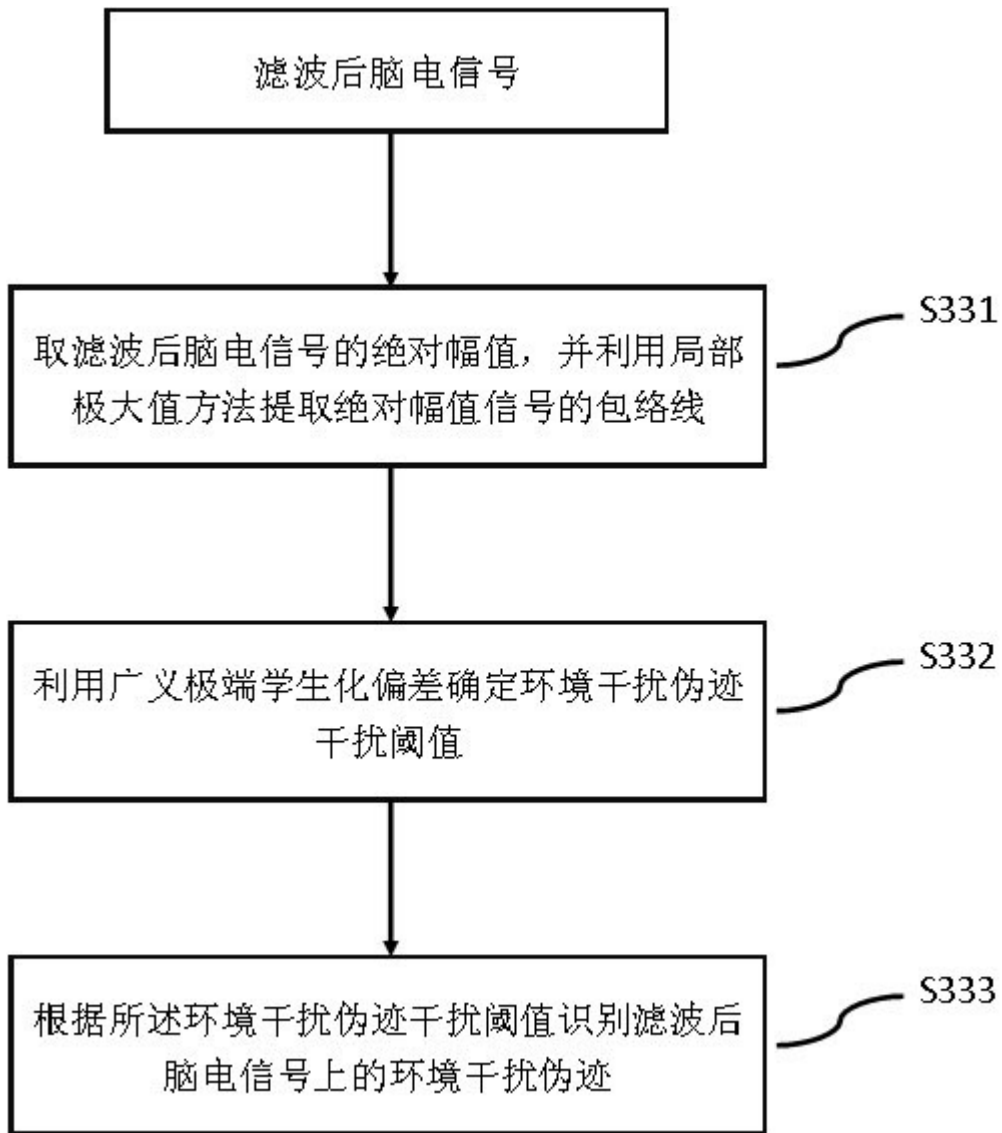


图13



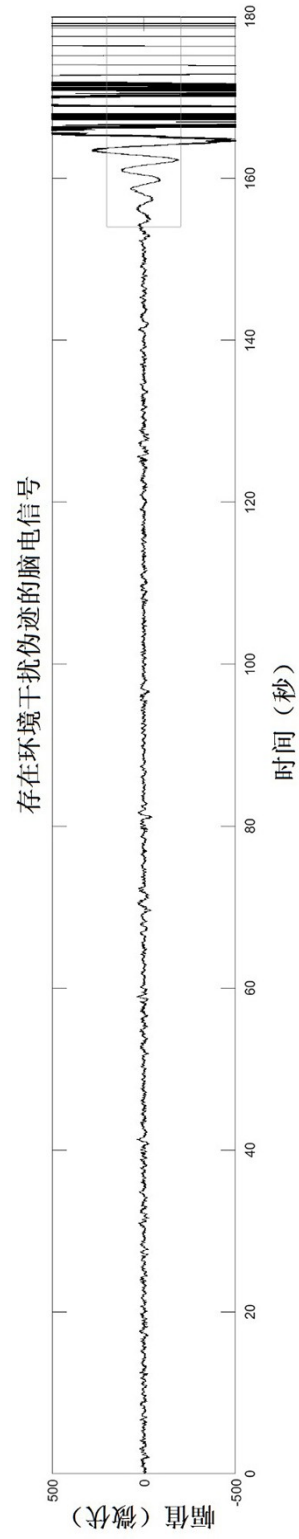


图14

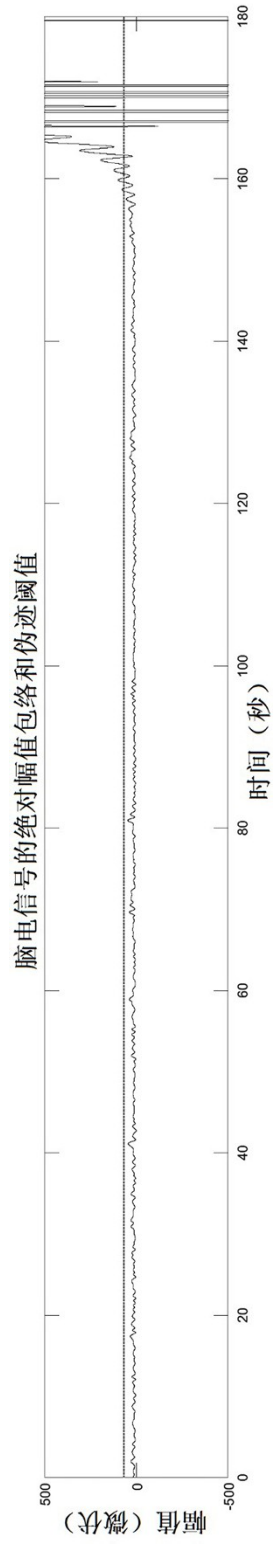


图15

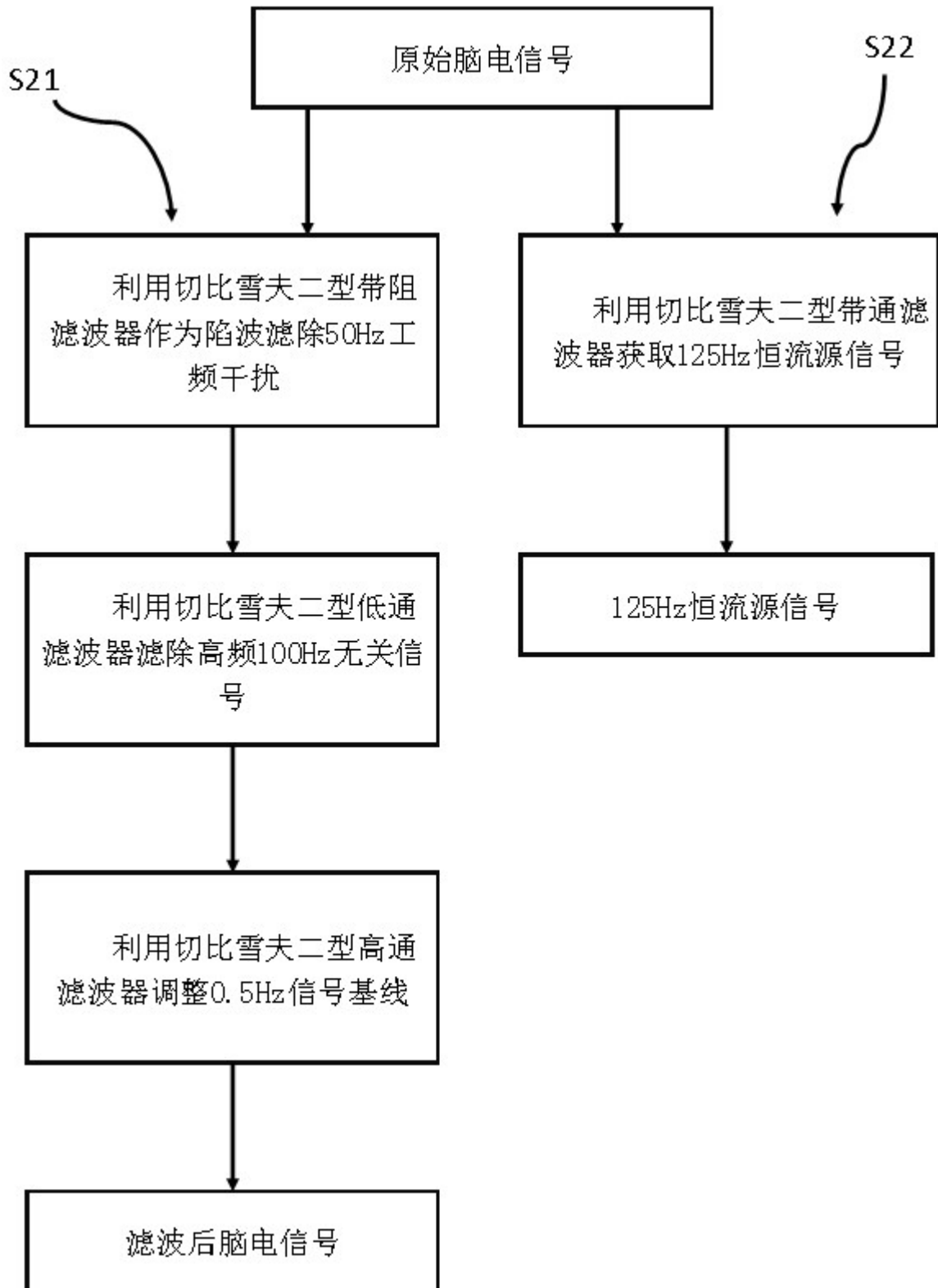


图16

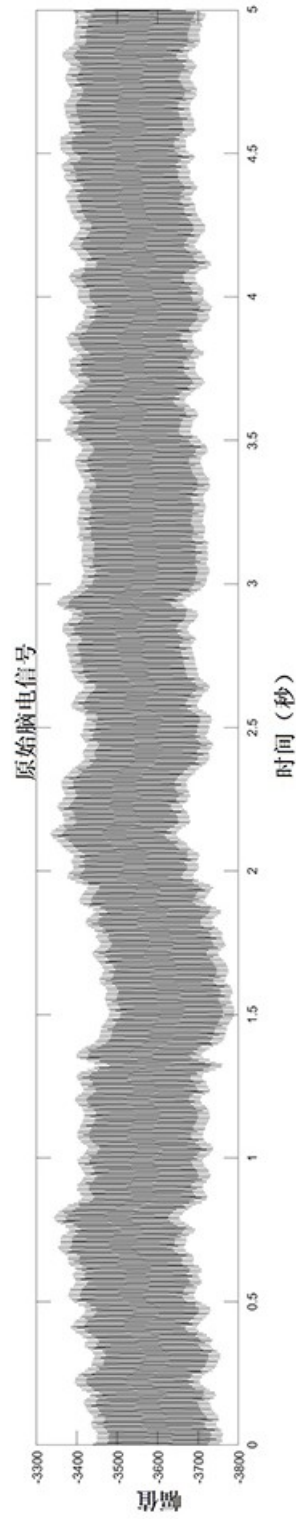


图17

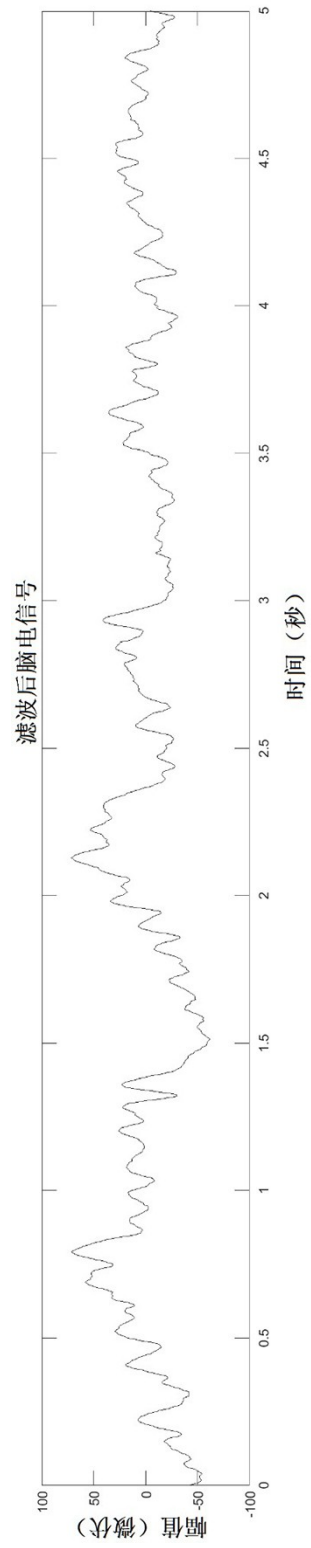


图18

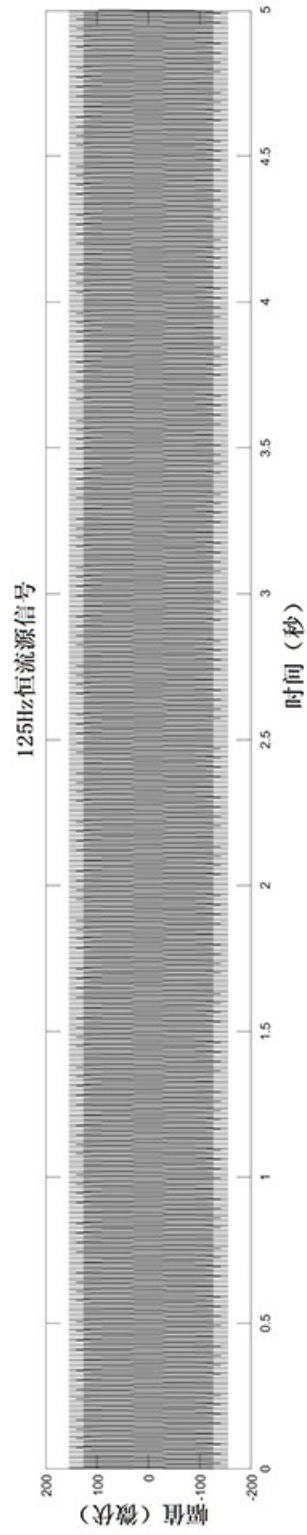


图19