



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105726023 A

(43)申请公布日 2016.07.06

(21)申请号 201610066371.9

(22)申请日 2016.01.29

(71)申请人 中山衡思健康科技有限公司  
地址 528437 广东省中山市火炬区祥兴路6号数贸大厦1幢5层503卡

(72)发明人 董豪 游晓光 尹海龙 郑义  
陈玲 王玲艳 余强

(74)专利代理机构 武汉智权专利代理事务所  
(特殊普通合伙) 42225  
代理人 沈林华

(51)Int.Cl.  
A61B 5/0476(2006.01)  
A61B 5/00(2006.01)

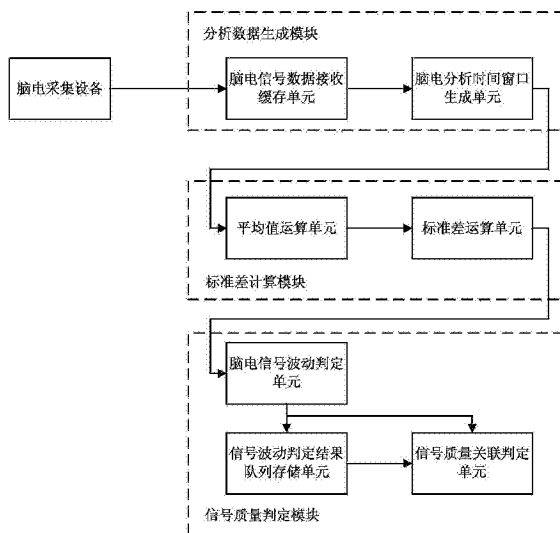
权利要求书2页 说明书7页 附图2页

(54)发明名称

一种脑电信号质量实时判定系统

(57)摘要

本发明公开了一种脑电信号质量实时判定系统,涉及脑电信号数字信号处理领域,该系统包括分析数据生成模块、标准差计算模块和信号质量判定模块。分析数据生成模块用于:利用缓存的脑电信号数据和生成的时间窗口,获取与时间窗口相对应的脑电信号片段;标准差计算模块用于:计算出脑电信号片段的平均值,利用该平均值计算出脑电信号片段的标准差;信号质量判定模块用于:通过计算出的标准差得出当前的脑电信号片段的波动性判定结果,利用当前的脑电信号片段的波动性判定结果和之前的脑电信号片段的波动性判定结果,共同判定出当前脑电信号的质量。本发明能够快速、有效地对脑电信号质量做出实时判定分析,有效保障了后续脑电应用分析的准确性。



1. 一种脑电信号质量实时判定系统,其特征在於:该系统包括顺次相连的分析数据生成模块、标准差计算模块和信号质量判定模块;

所述分析数据生成模块用于:利用缓存的脑电信号数据和生成的时间窗口,获取与时间窗口相对应的脑电信号片段;

所述标准差计算模块用于:计算出当前时间窗口内的脑电信号片段的平均值,利用该平均值计算出当前时间窗口内的脑电信号片段的标准差;

所述信号质量判定模块用于:通过计算出的标准差得出当前时间窗口内的脑电信号片段的波动性判定结果;利用当前的脑电信号片段的波动性判定结果和之前的脑电信号片段的波动性判定结果,共同判定出当前脑电信号的质量。

2. 如权利要求1所述的脑电信号质量实时判定系统,其特征在於:所述分析数据生成模块包括脑电信号数据接收缓存单元和脑电分析时间窗口生成单元;所述脑电信号数据接收缓存单元用于:实时接收并存储由脑电采集设备传来的脑电信号数据;所述脑电分析时间窗口生成单元用于:按照指定的时间间隔周期和时间窗口长度生成用于脑电分析的时间窗口;从脑电信号数据接收缓存单元中,取出与时间窗口的时间窗口长度相对应的脑电信号片段。

3. 如权利要求2所述的脑电信号质量实时判定系统,其特征在於:所述时间间隔周期记为 $\Delta T$ ,所述时间窗口长度记为 $L$ ,所生成的时间窗口满足以下要求:

$$\Delta T = T_{(n+1)} - T_{(n)};$$

$$Wh_{(n+1)} = Wh_{(n)} + \Delta T;$$

$$Wt_{(n+1)} = Wt_{(n)} + \Delta T;$$

$$L > \Delta T;$$

其中, $T_{(n)}$ 为上一次脑电信号片段的分析时间, $T_{(n+1)}$ 为当前脑电信号片段的分析时间, $Wh_{(n+1)}$ 为所生成的时间窗口的起始时间, $Wh_{(n)}$ 为上次时间窗口的起始时间, $Wt_{(n+1)}$ 为所生成的时间窗口的终止时间, $Wt_{(n)}$ 为上次时间窗口的终止时间。

4. 如权利要求1所述的脑电信号质量实时判定系统,其特征在於:所述标准差计算模块包括平均值运算单元和标准差运算单元:所述平均值运算单元用于:根据当前脑电信号片段所包含的各信号数据片的值,通过平均值计算公式,计算出当前脑电信号片段的平均值 $\bar{E}$ ;所述标准差运算单元用于:根据平均值运算单元计算出的平均值以及脑电信号片段所包含的各信号数据片的值,通过标准差计算公式,计算出当前时间窗口内的脑电信号片段的标准差。

5. 如权利要求4所述的脑电信号质量实时判定系统,其特征在於:所述平均值计算公式为:

$$\bar{E} = (E_1 + E_2 + \dots + E_L) / L$$

式中, $\bar{E}$ 为当前脑电信号片段的平均值, $E_1$ 、 $E_2$ 以及 $E_L$ 分别为脑电信号片段的第1个信号数据片、第2个信号数据片以及第 $L$ 个信号数据片, $L$ 为脑电信号片段的长度,即时间窗口长度。

6. 如权利要求4所述的脑电信号质量实时判定系统,其特征在於:所述标准差计算公式为:

$$SD = \sqrt{\frac{1}{L} \sum_{i=1}^L (E_i - \bar{E})^2}$$

式中,SD为当前时间窗口内的脑电信号片段的标准差, $\bar{E}$ 为当前脑电信号片段的平均值, $E_i$ 为脑电信号片段的第*i*个信号数据片,*i*为正整数,*L*为脑电信号片段的长度,即时间窗口长度。

7.如权利要求1所述的脑电信号质量实时判定系统,其特征在于:所述信号质量判定模块包括脑电信号波动判定单元、信号波动判定历史结果队列存储单元和信号质量关联判定单元;

所述脑电信号波动判定单元用于:将计算出的标准差与阈值上限、阈值下限进行比较,得出当前时间窗口内的脑电信号片段的波动性判定结果;

所述信号波动判定历史结果队列存储单元用于:存放当前时间窗口内的脑电信号片段的波动性判定结果;并向信号质量关联判定单元提供上一时间窗口的脑电信号片段的波动性判定结果;

所述信号质量关联判定单元用于:利用当前时间窗口内的脑电信号片段的波动性判定结果和上一时间窗口的脑电信号片段的波动性判定结果,共同判定出当前脑电信号的质量。

8.如权利要求7所述的脑电信号质量实时判定系统,其特征在于:所述信号质量关联判定单元判定出当前脑电信号质量的具体过程为:将当前时间窗口内的脑电信号片段的波动性判定结果与上一时间窗口的脑电信号片段的波动性判定结果进行逻辑与运算,得到当前脑电信号的质量。

9.如权利要求7所述的脑电信号质量实时判定系统,其特征在于:所述脑电信号波动判定单元得出当前时间窗口内的脑电信号片段的波动性判定结果时,遵循以下推导过程:

若 $SD \geq Lower$ 且 $SD \leq Upper$ ,则MD为1;

若 $SD < Lower$ 或 $SD > Upper$ ,则MD为0;

其中,SD为当前时间窗口内的脑电信号片段的标准差,Lower为阈值下限,Upper为中阈值上限,MD为脑电信号片段的波动性判定结果。

## 一种脑电信号质量实时判定系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及脑电信号数字信号处理领域,具体来讲是一种脑电信号质量实时判定系统。

### 背景技术

[0002] 脑电信号(EEG,electroencephalogram)是由人体大脑发出的电信号。这种信号极其微弱,一般只有几微伏到几百微伏。所以脑电信号需要由专用的脑电采集装置来捕获。脑电采集装置的脑电传感器一般由一个电极与参考电极或多个电极与参考电极共同组成。由于电极材料的电极标准电势不同,电极与参考电极在接触人类皮肤后会产生电压差。由于这些电压差往往会在数秒钟内处于不稳定状态,且这些电压差往往会远大于或远小于脑电信号的波动,所以在这一段时间内脑电采集装置所获取的电信号(我们称这一段电信号为不良脑电信号)不能被用于后续脑电信号的各种应用分析。

[0003] 同时,由于人体的肌肉活动,人体皮肤与电极的接触可能发生短暂的脱离或位移。这种情形也会造成脑电采集装置捕获的电信号突发的不稳定,也需要一段时间才能由电极驱动电路被动稳定电信号。除此之外,当选用不恰当的电极材料或电极材料表面发生氧化后,会使得电极发生极化现象。这时电极将不能正常地捕获到脑电信号,除非更换电极或维修电极。

[0004] 上述几种情形下产生的不良脑电信号如果错误地被参与大脑情绪分析,可能会产生与实际完全不符的错误的情绪判定结果。这些错误的情绪判定结果可能会进一步对心理辅导、个人休养等造成错误的引导。因此,无论是在脑电采集装置的实际应用过程还是产品测试过程,都需要对脑电信号质量进行判定分析。

[0005] 然而,目前还没有针对脑电信号质量进行有效判定分析的方法,无法对脑电采集装置所捕获的脑电信号加以有效地识别,以区分良好的脑电信号与不良的脑电信号,使得后续的脑电应用分析中出现大量误判的情况。

### 发明内容

[0006] 针对现有技术中存在的缺陷,本发明解决的技术问题为:快速、有效地对脑电信号质量做出实时判定分析,有效保障后续脑电应用分析的准确性。

[0007] 为达到以上目的,本发明采取的技术方案是:提供一种脑电信号质量实时判定系统,该系统包括顺次相连的分析数据生成模块、标准差计算模块和信号质量判定模块;所述分析数据生成模块用于:利用缓存的脑电信号数据和生成的时间窗口,获取与时间窗口相对应的脑电信号片段;所述标准差计算模块用于:计算出当前时间窗口内的脑电信号片段的平均值,利用该平均值计算出当前时间窗口内的脑电信号片段的标准差;所述信号质量判定模块用于:通过计算出的标准差得出当前时间窗口内的脑电信号片段的波动性判定结果;利用当前的脑电信号片段的波动性判定结果和之前的脑电信号片段的波动性判定结果,共同判定出当前脑电信号的质量。

[0008] 在上述技术方案的基础上,所述分析数据生成模块包括脑电信号数据接收缓存单元和脑电分析时间窗口生成单元;所述脑电信号数据接收缓存单元用于:实时接收并存储由脑电采集设备传来的脑电信号数据;所述脑电分析时间窗口生成单元用于:按照指定的时间间隔周期和时间窗口长度生成用于脑电分析的时间窗口;从脑电信号数据接收缓存单元中,取出与时间窗口的时间窗口长度相对应的脑电信号片段。

[0009] 在上述技术方案的基础上,所述时间间隔周期记为  $\Delta T$ ,所述时间窗口长度记为  $L$ ,所生成的时间窗口满足以下要求:

$$[0010] \quad \Delta T = T_{(n+1)} - T_{(n)};$$

$$[0011] \quad Wh_{(n+1)} = Wh_{(n)} + \Delta T;$$

$$[0012] \quad Wt_{(n+1)} = Wt_{(n)} + \Delta T;$$

$$[0013] \quad L > \Delta T;$$

[0014] 其中, $T_{(n)}$ 为上一次脑电信号片段的分析时间, $T_{(n+1)}$ 为当前脑电信号片段的分析时间, $Wh_{(n+1)}$ 为所生成的时间窗口的起始时间, $Wh_{(n)}$ 为上次时间窗口的起始时间, $Wt_{(n+1)}$ 为所生成的时间窗口的终止时间, $Wt_{(n)}$ 为上次时间窗口的终止时间。

[0015] 在上述技术方案的基础上,所述标准差计算模块包括平均值运算单元和标准差运算单元;所述平均值运算单元用于:根据当前脑电信号片段所包含的各信号数据片的值,通过平均值计算公式,计算出当前脑电信号片段的平均值  $\bar{E}$ ;所述标准差运算单元用于:根据平均值运算单元计算出的平均值以及脑电信号片段所包含的各信号数据片的值,通过标准差计算公式,计算出当前时间窗口内的脑电信号片段的标准差。

[0016] 在上述技术方案的基础上,所述平均值计算公式为:

$$[0017] \quad \bar{E} = (E_1 + E_2 + \dots + E_L) / L$$

[0018] 式中, $\bar{E}$ 为当前脑电信号片段的平均值, $E_1$ 、 $E_2$ 以及 $E_L$ 分别为脑电信号片段的第1个信号数据片、第2个信号数据片以及第 $L$ 个信号数据片, $L$ 为脑电信号片段的长度,即时间窗口长度。

[0019] 在上述技术方案的基础上,所述标准差计算公式为:

$$[0020] \quad SD = \sqrt{\frac{1}{L} \sum_{i=1}^L (E_i - \bar{E})^2}$$

[0021] 式中, $SD$ 为当前时间窗口内的脑电信号片段的标准差, $\bar{E}$ 为当前脑电信号片段的平均值, $E_i$ 为脑电信号片段的第 $i$ 个信号数据片, $i$ 为正整数, $L$ 为脑电信号片段的长度,即时间窗口长度。

[0022] 在上述技术方案的基础上,所述信号质量判定模块包括脑电信号波动判定单元、信号波动判定历史结果队列存储单元和信号质量关联判定单元;所述脑电信号波动判定单元用于:将计算出的标准差与阈值上限、阈值下限进行比较,得出当前时间窗口内的脑电信号片段的波动性判定结果;所述信号波动判定历史结果队列存储单元用于:存放当前时间窗口内的脑电信号片段的波动性判定结果;并向信号质量关联判定单元提供上一时间窗口的脑电信号片段的波动性判定结果;所述信号质量关联判定单元用于:利用当前时间窗口内的脑电信号片段的波动性判定结果和上一时间窗口的脑电信号片段的波动性判定结果,

共同判定出当前脑电信号的质量。

[0023] 在上述技术方案的基础上,所述信号质量关联判定单元判定出当前脑电信号质量的具体过程为:将当前时间窗口内的脑电信号片段的波动性判定结果与上一时间窗口的脑电信号片段的波动性判定结果进行逻辑与运算,得到当前脑电信号的质量。

[0024] 在上述技术方案的基础上,所述脑电信号波动判定单元得出当前时间窗口内的脑电信号片段的波动性判定结果时,遵循以下推导过程:

[0025] 若 $SD \geq Lower$ 且 $SD \leq Upper$ ,则MD为1;

[0026] 若 $SD < Lower$ 或 $SD > Upper$ ,则MD为0;

[0027] 其中,SD为当前时间窗口内的脑电信号片段的方差,Lower为阈值下限,Upper为中阈值上限,MD为脑电信号片段的波动性判定结果。

[0028] 本发明的有益效果在于:

[0029] (1)本发明是在脑电信号数据采集之后,脑电应用分析之前,增设的一个脑电信号质量判定系统。该系统包括用于获取与时间窗口相对应的脑电信号片段的分析数据生成模块、用于计算当前时间窗口内脑电信号片段方差的标准差计算模块,以及用于判定当前脑电信号质量的信号质量判定模块。通过上述三个模块的配合,该系统能快速、有效地对脑电信号质量做出实时判定分析,一旦识别了不良信号,后续的脑电应用将基于识别结果对其中的不良信号做出主动舍弃,或者在用户界面上同步给出信号质量不良的提示操作,从而有效保障了后续脑电应用分析的准确性。

[0030] (2)本发明的分析数据生成模块中设置有一个脑电分析时间窗口生成单元。该单元采用重叠时间窗口的形式,使得新接收到的脑电信号可以迅速地参与信号质量判定的计算过程,不但降低了信号质量判定的时间窗口的延时,有利于脑电分析应用及时针对不良信号进行进一步的操作;而且提高了脑电分析应用的使用体验和分析结果的准确性。

[0031] (3)本发明中,利用当前时间窗口内脑电信号片段的方差来判定电信号的波动幅度,计算快速,对信号的中随机性抖动与非随机性抖动的识别都有较好的效果。并且,标准差对脑电信号的漂移并不敏感,不会在正常脑电信号捕获时因为脑电信号的漂移造成信号质量不良的误判,稳定性好。

[0032] (4)本发明为了弥补直接利用标准差来衡量信号质量存在的不足,在标准差算法的基础上进行了优化。具体来说,在信号质量判定模块中设置有一个信号质量关联判定单元,该信号质量关联判定单元通过将本次方差的阈值判定结果(波动性判定结果)与上一次方差的阈值判定结果进行逻辑与运算,最终得到当前脑电信号的质量判定结果,从而降低了直接利用标准差来衡量信号质量的不足,提高了脑电信号质量判定的整体判定正确率,可以在多数情况下降低误判的发生。

## 附图说明

[0033] 图1为本发明实施例中脑电信号质量实时判定系统的结构框图;

[0034] 图2为本发明实施例中脑电信号质量实时判定方法的流程图;

[0035] 图3为不良信号的波形示意图。

## 具体实施方式

[0036] 下面结合附图及具体实施例对本发明作进一步的详细描述。

[0037] 参见图1所示,本发明实施例提供一种脑电信号质量实时判定系统,其根据脑电采集设备捕获的脑电信号,通过分析脑电信号的离散程度来判定脑电信号的质量。本实施例中,脑电采集设备可被用在家庭、心理健康诊室或瑜伽教室等需要采集、分析人类大脑脑电信号以判定人类情绪的地方。

[0038] 所述脑电信号质量实时判定系统包括顺次相连的分析数据生成模块、标准差计算模块和信号质量判定模块,所述分析数据生成模块还与外部的脑电采集设备相连。

[0039] 其中,分析数据生成模块用于:利用缓存的脑电信号数据和生成的时间窗口,获取与时间窗口相对应的脑电信号片段。

[0040] 具体来说,分析数据生成模块包括脑电信号数据接收缓存单元和脑电分析时间窗口生成单元。所述脑电信号数据接收缓存单元用于:实时接收并存储由脑电采集设备传来的脑电信号数据;所述脑电分析时间窗口生成单元用于:按照指定的时间间隔周期和时间窗口长度生成用于脑电分析的时间窗口;从脑电信号数据接收缓存单元中,取出与时间窗口的时间窗口长度相对应的脑电信号片段,供给脑电信号质量的分析、判定使用。

[0041] 本实施例中,时间间隔周期记为 $\Delta T$ ,时间窗口长度记为 $L$ ,则可知:脑电信号片段的长度即为时间窗口长度 $L$ (因为取出的脑电信号片段是与时间窗口的时间窗口长度相对应的);且时间间隔周期 $\Delta T = T_{(n+1)} - T_{(n)}$ ,其中, $T_{(n)}$ 为上一次脑电信号片段的分析时间, $T_{(n+1)}$ 为当前脑电信号片段的分析时间。另外,可以理解的是,在脑电信号质量实时判定系统中,除第一次时间窗口划定的脑电信号片段外,其他时间窗口划定的脑电信号片段均与上一次的脑电信号片段部分重叠。为了保证每次进行脑电信号片段分析时能获取到与时间窗口的时间窗口长度 $L$ 相对应的脑电信号片段,同时也能实时分析最新接收到的脑电信号数据。所述脑电分析时间窗口生成单元所生成的时间窗口的起始时间 $W_{h(n+1)} =$ 上次时间窗口的起始时间 $W_{h(n)} + \Delta T$ ,所生成的时间窗口的终止时间 $W_{t(n+1)} =$ 上次时间窗口的终止时间 $W_{t(n)} + \Delta T$ ,且时间窗口长度 $L$ (即脑电信号片段的长度 $L$ ) $>$ 时间间隔周期 $\Delta T$ 。

[0042] 标准差计算模块用于:计算出当前脑电信号片段的平均值,利用该平均值计算出当前时间窗口内的脑电信号片段的标准差。

[0043] 具体来说,所述标准差计算模块包括平均值运算单元和标准差运算单元,其中:

[0044] 所述平均值运算单元用于:根据当前脑电信号片段所包含的各信号数据片的值,通过平均值计算公式,计算出当前脑电信号片段的平均值 $\bar{E}$ 。本实施例中,所述平均值计算公式为:

$$[0045] \quad \bar{E} = (E_1 + E_2 + \dots + E_L) / L$$

[0046] 式中, $E_1$ 、 $E_2$ 以及 $E_L$ 分别为脑电信号片段的第1个信号数据片、第2个信号数据片以及第 $L$ 个信号数据片, $L$ 为脑电信号片段的长度(也就是时间窗口长度 $L$ )。可以理解的是,脑电信号片段中信号数据片的个数等于脑电信号片段的长度。

[0047] 所述标准差运算单元用于:根据平均值运算单元计算出的平均值以及脑电信号片段所包含的各信号数据片的值,通过标准差计算公式,计算出当前时间窗口内的脑电信号片段的标准差 $SD$ 。本实施例中,所述标准差计算公式为:

$$[0048] \quad SD = \sqrt{\frac{1}{L} \sum_{i=1}^L (E_i - \bar{E})^2}$$

[0049] 式中,  $E_i$  为脑电信号片段的第  $i$  个信号数据片,  $i$  为正整数。

[0050] 信号质量判定模块用于: 通过计算出的标准差得出当前时间窗口内的脑电信号片段的波动性判定结果; 利用当前的脑电信号片段的波动性判定结果和之前的脑电信号片段的波动性判定结果, 共同判定出当前脑电信号的质量。

[0051] 具体来说, 所述信号质量判定模块包括脑电信号波动判定单元、信号波动判定历史结果队列存储单元和信号质量关联判定单元, 其中:

[0052] 所述脑电信号波动判定单元用于: 将计算出的标准差与阈值上限、阈值下限进行比较, 得出当前时间窗口内的脑电信号片段的波动性判定结果。本实施例中, 所述脑电信号波动判定单元得出当前时间窗口内的脑电信号片段的波动性判定结果时, 遵循以下推导过程:

[0053] 若  $SD \geq \text{Lower}$  且  $SD \leq \text{Upper}$ , 则 MD 为 1;

[0054] 若  $SD < \text{Lower}$  或  $SD > \text{Upper}$ , 则 MD 为 0;

[0055] 其中, Lower 为阈值下限, Upper 为中阈值上限, MD 为脑电信号片段的波动性判定结果。

[0056] 可以理解的是, 脑电信号片段的标准差 SD 用于反映一个脑电信号片段的离散程度。质量良好的脑电信号的标准差一般小于或等于脑电信号波动判定单元中阈值上限 Upper, 也大于或等于脑电信号波动判定单元中阈值下限 Lower。

[0057] 所述信号波动判定历史结果队列存储单元用于: 存放当前时间窗口内的脑电信号片段的波动性判定结果  $MD_{(n)}$ ; 并向信号质量关联判定单元提供上一时间窗口的脑电信号片段的波动性判定结果  $MD_{(n-1)}$ 。

[0058] 所述信号质量关联判定单元用于: 利用当前时间窗口内的脑电信号片段的波动性判定结果  $MD_{(n)}$  和上一时间窗口的脑电信号片段的波动性判定结果  $MD_{(n-1)}$ , 共同判定出当前脑电信号的质量。

[0059] 本实施方式中, 所述信号质量关联判定单元判定出当前脑电信号的质量的具体过程为: 将当前时间窗口内的脑电信号片段的波动性判定结果与上一时间窗口的脑电信号片段的波动性判定结果进行逻辑与运算, 得到当前脑电信号的质量, 即  $MD_{(n)} \wedge MD_{(n-1)} = Q_{(n)}$ , 其中,  $Q_{(n)}$  为当前脑电信号的质量判定结果。

[0060] 可以理解的是, 为了保证计算的实时性, 用于每次判定的当前时间窗口内的数据长度不能太长。由于脑电采集设备电极极化造成某些不良信号, 难以用标准差来直接对较短数据长度的脑电信号来判定其波动性或良好与否, 所以对这种情况需要借助历史结果  $MD_{(n-1)}$  来联合判定当前脑电信号的质量。

[0061] 参见图 2 所示, 本发明实施例提供一种脑电信号质量实时判定方法, 包括以下步骤:

[0062] S1: 实时接收并存储由脑电采集设备传来的脑电信号数据; 生成用于脑电分析的时间窗口, 转到 S2;

[0063] S2: 利用生成的时间窗口, 从存储的脑电信号数据中取出与时间窗口相对应的脑电信号片段, 转到 S3;

[0064] S3:根据当前时间窗口内的脑电信号片段所包含的各信号数据片的值,计算出当前脑电信号片段的平均值,转到S4;

[0065] S4:根据计算出的平均值以及脑电信号片段所包含的各信号数据片的值,计算出当前时间窗口内的脑电信号片段的标准差,转到S5;

[0066] S5:将计算出的标准差与阈值上限、阈值下限进行比较,得出当前时间窗口内的脑电信号片段的波动性判定结果,转到S6;

[0067] S6:保存当前时间窗口内的脑电信号片段的波动性判定结果;并获取上一时间窗口的脑电信号片段的波动性判定结果,转到S7;

[0068] S7:利用当前时间窗口内的脑电信号片段的波动性判定结果和上一时间窗口的脑电信号片段的波动性判定结果,共同判定出当前脑电信号的质量。

[0069] 实际操作时,S1中所述生成用于脑电分析的时间窗口时,是按照指定的时间间隔周期 $\Delta T$ 和时间窗口长度 $L$ 生成用于脑电分析的时间窗口;且所生成的时间窗口满足以下要求:

[0070]  $\Delta T = T_{(n+1)} - T_{(n)}$ ;

[0071]  $Wh_{(n+1)} = Wh_{(n)} + \Delta T$ ;

[0072]  $Wt_{(n+1)} = Wt_{(n)} + \Delta T$ ;

[0073]  $L > \Delta T$ ;

[0074] 其中, $T_{(n)}$ 为上一次脑电信号片段的分析时间, $T_{(n+1)}$ 为当前脑电信号片段的分析时间, $Wh_{(n+1)}$ 为所生成的时间窗口的起始时间, $Wh_{(n)}$ 为上次时间窗口的起始时间, $Wt_{(n+1)}$ 为所生成的时间窗口的终止时间, $Wt_{(n)}$ 为上次时间窗口的终止时间。

[0075] 进一步地,实际操作中,S3具体包括以下步骤:根据当前脑电信号片段所包含的各信号数据片的值,通过平均值计算公式,计算出当前脑电信号片段的平均值 $\bar{E}$ ;所述平均值计算公式为:

[0076]  $\bar{E} = (E_1 + E_2 + \dots + E_L) / L$

[0077] 式中, $E_1$ 、 $E_2$ 以及 $E_L$ 分别为脑电信号片段的第1个信号数据片、第2个信号数据片以及第 $L$ 个信号数据片, $L$ 为脑电信号片段的长度。

[0078] 进一步地,实际操作中,S4具体包括以下步骤:根据平均值运算单元计算出的平均值以及脑电信号片段所包含的各信号数据片的值,通过标准差计算公式,计算出当前时间窗口内的脑电信号片段的标准差 $SD$ ;所述标准差计算公式为:

[0079]  $SD = \sqrt{\frac{1}{L} \sum_{i=1}^L (E_i - \bar{E})^2}$

[0080] 式中, $E_i$ 为脑电信号片段的第 $i$ 个信号数据片, $i$ 为正整数。

[0081] 再进一步地,S5中所述得出当前时间窗口内的脑电信号片段的波动性判定结果时,遵循以下推导过程:

[0082] 若 $SD \geq Lower$ 且 $SD \leq Upper$ ,则 $MD$ 为1;

[0083] 若 $SD < Lower$ 或 $SD > Upper$ ,则 $MD$ 为0;

[0084] 其中, $Lower$ 为阈值下限, $Upper$ 为中阈值上限, $MD$ 为脑电信号片段的波动性判定结果。

[0085] 更进一步地,实际操作时,S7具体包括以下步骤:将当前时间窗口内的脑电信号片段的波动性判定结果与上一时间窗口的脑电信号片段的波动性判定结果进行逻辑与运算,得到当前脑电信号的质量,即 $MD_{(n)} \wedge MD_{(n-1)} = Q_{(n)}$ ,其中, $Q_{(n)}$ 为当前脑电信号的质量判定结果。

[0086] 为了更好的理解本发明,下面对本发明的主要设计原理及依据进行详细分析:

[0087] 由于在后续脑电分析应用中需要及时过滤不良信号,以避免少量不良信号进入脑电分析流程造成分析结果出现严重错误;并且,对信号质量的判定需要取一个时间段的脑电信号数据,客观上分析结果相对原始数据会有一定延迟。所以,为了向后续脑电应用提供更为实时的脑电信号质量判定结果,分析窗口的设计就显得至关重要。

[0088] 再者,通常情况下对信号波动程度的判定往往采用计算代价较低的标准差算法。标准差(Standard Deviation),在概率统计中常作为统计分布程度(statistical dispersion)上的测量算法使用。它反映一组数据内个体间的离散程度。但是在特殊情况下,如图3所示,在不良信号的波形中段,信号以曲线上升,此时标准差并不大,但是平滑的信号也没有反应脑电50Hz以下的波动。所以,直接利用标准差来衡量信号质量存在先天的不足。

[0089] 有鉴于此,本发明在标准差算法的基础上进行了优化,通过将本次标准差的阈值判定结果(波动性判定结果)与上一次标准差的阈值判定结果进行逻辑与运算,最终得到当前脑电信号的质量判定结果,从而降低了直接利用标准差来衡量信号质量的不足,进而提高了脑电信号质量判定的整体判定正确率,可以在多数情况下降低误判的发生。

[0090] 本发明不局限于上述实施方式,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明原理的前提下,还可以做出若干改进和润饰,这些改进和润饰也视为本发明的保护范围之内。本说明书中未作详细描述的内容属于本领域专业技术人员公知的现有技术。

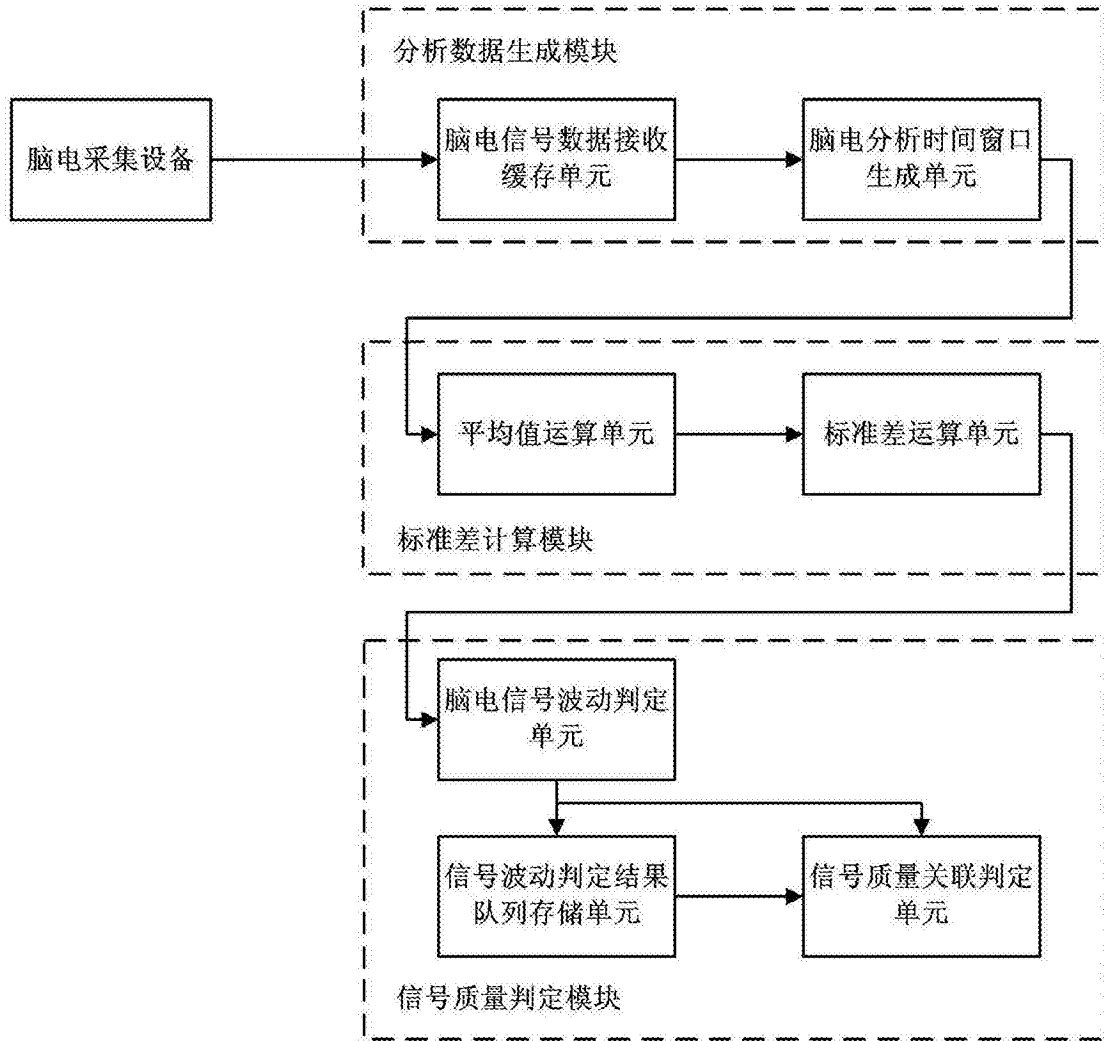


图1

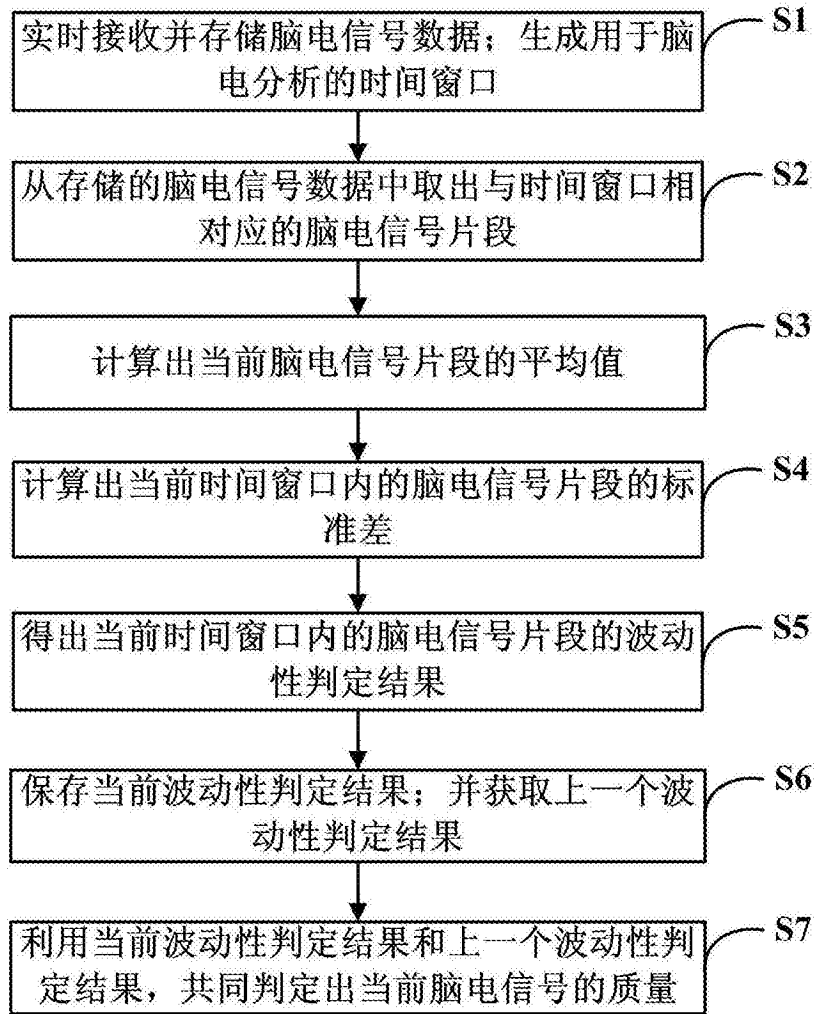


图2

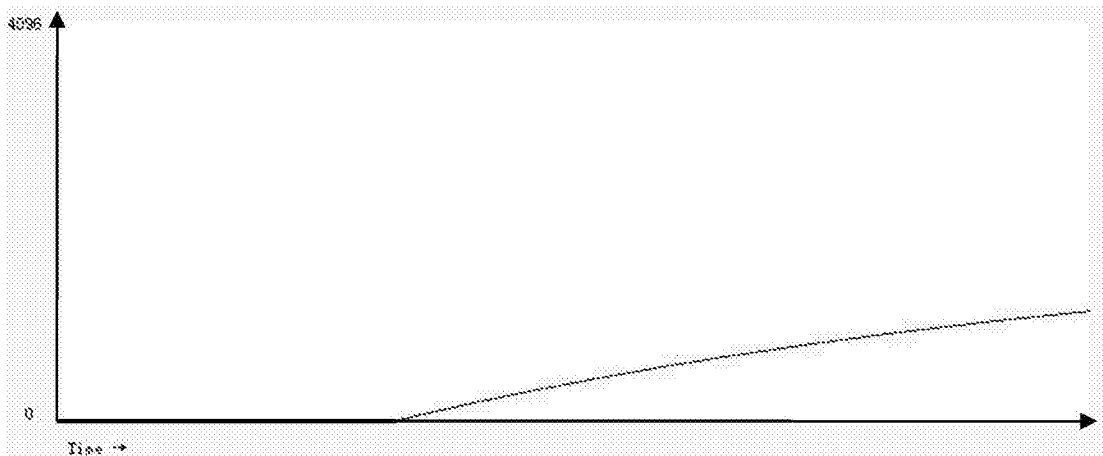


图3

|                |  |         |            |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 一种脑电信号质量实时判定系统                                 |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN105726023A</a>                   | 公开(公告)日 | 2016-07-06 |
| 申请号            | CN201610066371.9                               | 申请日     | 2016-01-29 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 中山衡思健康科技有限公司                                   |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 中山衡思健康科技有限公司                                   |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 中山衡思健康科技有限公司                                   |         |            |
| [标]发明人         | 董豪<br>游晓光<br>尹海龙<br>郑义<br>陈玲<br>王玲艳<br>余强      |         |            |
| 发明人            | 董豪<br>游晓光<br>尹海龙<br>郑义<br>陈玲<br>王玲艳<br>余强      |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/0476 A61B5/00                            |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/0476 A61B5/7221                          |         |            |
| 代理人(译)         | 沈林华  |         |            |
| 其他公开文献         | CN105726023B                                   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a> |         |            |

摘要(译)

本发明公开了一种脑电信号质量实时判定系统，涉及脑电信号数字信号处理领域，该系统包括分析数据生成模块、标准差计算模块和信号质量判定模块。分析数据生成模块用于：利用缓存的脑电信号数据和生成的时间窗口，获取与时间窗口相对应的脑电信号片段；标准差计算模块用于：计算出脑电信号片段的平均值，利用该平均值计算出脑电信号片段的标准差；信号质量判定模块用于：通过计算出的标准差得出当前的脑电信号片段的波动性判定结果，利用当前的脑电信号片段的波动性判定结果和之前的脑电信号片段的波动性判定结果，共同判定出当前脑电信号的质量。本发明能够快速、有效地对脑电信号质量做出实时判定分析，有效保障了后续脑电应用分析的准确性。

