



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110584661 A

(43)申请公布日 2019.12.20

(21)申请号 201910879223.2

(22)申请日 2019.09.18

(66)本国优先权数据

201910869892.1 2019.09.16 CN

(71)申请人 五邑大学

地址 529000 广东省江门市蓬江区东成村
22号

(72)发明人 赵蕾蕾 杨铁牛

(74)专利代理机构 广州嘉权专利商标事务所有
限公司 44205

代理人 孙浩

(51)Int.Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

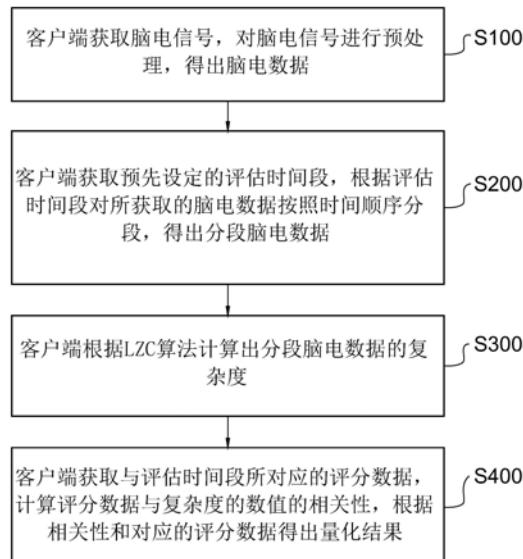
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

一种基于LZC算法的晕车程度量化方法、装
置和存储介质

(57)摘要

本发明公开了一种基于LZC算法的晕车程度
量化方法、装置和存储介质，本发明在获取脑电
信号后进行预处理，得出脑电数据，根据预先设
定的评估时间段对所述脑电数据按照时间顺序
进行分段，得出分段脑电数据，计算出分段脑电
数据的复杂度后，与所获取的评分数据共同计算
相关性，根据相关性和对应的评分数据得出量化
结果，通过复杂度反映出胜利信号随人体状态变
化而变化的情况，结合评分数据实现了量化的主
客观结合，使得得出的量化数据更有参考性。



1. 一种基于LZC算法的晕车程度量化方法,其特征在于,包括以下步骤:

客户端获取脑电信号,对所述脑电信号进行预处理,得出脑电数据;

所述客户端获取预先设定的评估时间段,根据所述评估时间段对所获取的脑电数据按照时间顺序分段,得出分段脑电数据;

所述客户端根据LZC算法计算出所述分段脑电数据的复杂度;

所述客户端获取与所述评估时间段所对应的评分数据,计算所述评分数据与所述复杂度的数值的相关性,根据所述相关性和对应的评分数据得出量化结果。

2. 根据权利要求1所述的一种基于LZC算法的晕车程度量化方法,其特征在于:所述脑电信号为频带位于theta波频段的信号,所述脑电信号的采样频率为1000Hz。

3. 根据权利要求2所述的一种基于LZC算法的晕车程度量化方法,其特征在于,所述预处理包括以下步骤:

所述客户端对所述脑电信号进行滤波和去基线处理,得出第一预处理信号;

所述客户端将所述第一预处理信号的采样频率下降至250Hz,得出第二预处理信号;

所述客户端去除所述第二预处理信号中的眼电杂讯和肌电杂讯,得出脑电数据。

4. 根据权利要求3所述的一种基于LZC算法的晕车程度量化方法,其特征在于:所述对所述脑电信号进行滤波包括高通滤波和低通滤波。

5. 根据权利要求1所述的一种基于LZC算法的晕车程度量化方法,其特征在于:所述评分数据通过拾音设备获取并识别用户的语音评分得出。

6. 一种用于执行基于LZC算法的晕车程度量化方法的装置,其特征在于,包括CPU单元,所述CPU单元用于执行以下步骤:

客户端获取脑电信号,对所述脑电信号进行预处理,得出脑电数据;

所述客户端获取预先设定的评估时间段,根据所述评估时间段对所获取的脑电数据按照时间顺序分段,得出分段脑电数据;

所述客户端根据LZC算法计算出所述分段脑电数据的复杂度;

所述客户端获取与所述评估时间段所对应的评分数据,计算所述评分数据与所述复杂度的数值的相关性,根据所述相关性和对应的评分数据得出量化结果。

7. 根据权利要求6所述的一种用于执行基于LZC算法的晕车程度量化方法的装置,其特征在于,所述CPU单元还用于执行以下步骤:

所述客户端对所述脑电信号进行滤波和去基线处理,得出第一预处理信号;

所述客户端将所述第一预处理信号的采样频率下降至250Hz,得出第二预处理信号;

所述客户端去除所述第二预处理信号中的眼电杂讯和肌电杂讯,得出脑电数据。

8. 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计算机可执行指令,所述计算机可执行指令用于使计算机执行如权利要求1-5任一项所述的一种基于LZC算法的晕车程度量化方法。

一种基于LZC算法的晕车程度量化方法、装置和存储介质

技术领域

[0001] 本发明涉及生物信号处理领域,特别是一种基于LZC算法的晕车程度量化方法、装置和存储介质。

背景技术

[0002] 随着科技的发展,模拟驾驶设备已经应用到汽车和娱乐行业,能够使驾驶者获得真实驾驶的体验。但是模拟驾驶设备与现实驾驶还是存在一定的差距,设备的性能不同可能带来不同的延迟,使得驾驶者在模拟驾驶时很容易出现晕车的情况,为了对设备进行改进,需要在设备投入使用之前通过受试者进行测试,针对造成晕车的原因进行改进。现有方案主要依靠采集受试者脑电信号,通过计算出重心频率实现晕车程度的量化,这种方法得出的量化结果虽然有一定的参考价值,但是脑电信号通常比较复杂,仅计算重心频率所得出的量化结果未必能表现出真实的晕车程度。

发明内容

[0003] 为了克服现有技术的不足,本发明的目的在于提供一种基于LZC算法的晕车程度量化方法、装置和存储介质,能够结合脑电信号和受试者评分对晕车程度进行量化,提高量化结果的参考价值。

[0004] 本发明解决其问题所采用的技术方案是:第一方面,本发明提供了一种基于LZC算法的晕车程度量化方法,包括以下步骤:

[0005] 客户端获取脑电信号,对所述脑电信号进行预处理,得出脑电数据;

[0006] 所述客户端获取预先设定的评估时间段,根据所述评估时间段对所获取的脑电数据按照时间顺序分段,得出分段脑电数据;

[0007] 所述客户端根据LZC算法计算出所述分段脑电数据的复杂度;

[0008] 所述客户端获取与所述评估时间段所对应的评分数据,计算所述评分数据与所述复杂度的数值的相关性,根据所述相关性和对应的评分数据得出量化结果。

[0009] 进一步,所述脑电信号为频带位于theta波频段的信号,所述脑电信号的采样频率为1000Hz。

[0010] 进一步,所述预处理包括以下步骤:

[0011] 所述客户端对所述脑电信号进行滤波和去基线处理,得出第一预处理信号;

[0012] 所述客户端将所述第一预处理信号的采样频率下降至250Hz,得出第二预处理信号;

[0013] 所述客户端去除所述第二预处理信号中的眼电杂讯和肌电杂讯,得出脑电数据。

[0014] 进一步,所述对所述脑电信号进行滤波包括高通滤波和低通滤波。

[0015] 进一步,所述评分数据通过拾音设备获取并识别的用户的语音评分得出。

[0016] 第二方面,本发明提供了一种用于执行基于LZC算法的晕车程度量化方法的装置,包括CPU单元,所述CPU单元用于执行以下步骤:

- [0017] 客户端获取脑电信号,对所述脑电信号进行预处理,得出脑电数据;
- [0018] 所述客户端获取预先设定的评估时间段,根据所述评估时间段对所获取的脑电数据按照时间顺序分段,得出分段脑电数据;
- [0019] 所述客户端根据LZC算法计算出所述分段脑电数据的复杂度;
- [0020] 所述客户端获取与所述评估时间段所对应的评分数据,计算所述评分数据与所述复杂度的数值的相关性,根据所述相关性和对应的评分数据得出量化结果。
- [0021] 进一步,所述CPU单元还用于执行以下步骤:
- [0022] 所述客户端对所述脑电信号进行滤波和去基线处理,得出第一预处理信号;
- [0023] 所述客户端将所述第一预处理信号的采样频率下降至250Hz,得出第二预处理信号;
- [0024] 所述客户端去除所述第二预处理信号中的眼电杂讯和肌电杂讯,得出脑电数据。
- [0025] 第三方面,本发明提供了一种用于执行基于LZC算法的晕车程度量化方法的设备,包括至少一个控制处理器和用于与至少一个控制处理器通信连接的存储器;存储器存储有可被至少一个控制处理器执行的指令,指令被至少一个控制处理器执行,以使至少一个控制处理器能够执行如上所述的基于LZC算法的晕车程度量化方法。
- [0026] 第四方面,本发明提供了一种计算机可读存储介质,计算机可读存储介质存储有计算机可执行指令,计算机可执行指令用于使计算机执行如上所述的基于LZC算法的晕车程度量化方法。
- [0027] 第五方面,本发明还提供了一种计算机程序产品,所述计算机程序产品包括存储在计算机可读存储介质上的计算机程序,所述计算机程序包括程序指令,当所述程序指令被计算机执行时,使计算机执行如上所述的基于LZC算法的晕车程度量化方法。
- [0028] 本发明实施例中提供的一个或多个技术方案,至少具有如下有益效果:本发明在获取脑电信号后进行预处理,得出脑电数据,根据预先设定的评估时间段对所述脑电数据按照时间顺序进行分段,得出分段脑电数据,计算出分段脑电数据的复杂度后,与所获取的评分数据共同计算相关性,根据相关性和对应的评分数据得出量化结果,通过复杂度反映出胜利信号随人体状态变化而变化的情况,结合评分数据实现了量化的主客观结合,使得得出的量化数据更有参考性。

附图说明

- [0029] 下面结合附图和实例对本发明作进一步说明。
- [0030] 图1是本发明第一实施例提供的一种基于LZC算法的晕车程度量化方法的流程图;
- [0031] 图2是本发明第一实施例提供的一种基于LZC算法的晕车程度量化方法中对脑电信号进行预处理的流程图;
- [0032] 图3是本发明第二实施例提供的一种用于执行基于LZC算法的晕车程度量化方法的装置示意图。

具体实施方式

- [0033] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。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。

[0034] 需要说明的是,如果不冲突,本发明实施例中的各个特征可以相互结合,均在本发明的保护范围之内。另外,虽然在装置示意图中进行了功能模块划分,在流程图中示出了逻辑顺序,但是在某些情况下,可以以不同于装置中的模块划分,或流程图中的顺序执行所示出或描述的步骤。

[0035] Lempel-Ziv复杂度(Lempel-Ziv complexity,LZC)算法是由Lempe1和Ziv提出的一种用于度量随着序列长度的增加而新模式也增加的算法,表征了一个时间序列里出现新模式的速率.LZC值越高表明新模式出现的概率越高,同时也说明动力学行为越复杂。复杂度能够反映出生理信号随人体状态而变化的情况。

[0036] 参考图1,本发明的第一实施例提供了一种基于LZC算法的晕车程度量化方法,包括以下步骤:

[0037] 步骤S100,客户端获取脑电信号,对脑电信号进行预处理,得出脑电数据;

[0038] 步骤S200,客户端获取预先设定的评估时间段,根据评估时间段对所获取的脑电数据按照时间顺序分段,得出分段脑电数据;

[0039] 步骤S300,客户端根据LZC算法计算出分段脑电数据的复杂度;

[0040] 步骤S400,客户端获取与评估时间段所对应的评分数据,计算评分数据与复杂度的数值的相关性,根据相关性和对应的评分数据得出量化结果。

[0041] 其中,需要说明的是,本实施例优选通过ANTEEGO TMrt的32导联以1000Hz的采样频率采集,也可以采用其他设备,能够实现脑电信号的采集即可,在此不再赘述。需要说明的是,评估时间段为根据实验具体需求任意设定的时间长度,例如要进行10分钟的测试,需要5组数据,则评估时间段为以2分钟为时长的5个时间段。需要说明的是,若步骤S200中获取的分段脑电数据的数量大于2,例如上述列子所述的5个时间段,得出5个分段脑电数据,则根据时间顺序对每一个分段脑电数据依次执行步骤S300和步骤S400,得出5组数据。

[0042] 其中,需要说明的是,使用LZC算法对复杂度的计算可以采用现有技术中的任意算法,以下为本实施例的优选计算方法:对于任何一个(0,1)时间序列S(S₁,S₂,S₃……S_n),其中的每一个S_i的取值为1或0,S的长度为n.S的子字符串subs(i,j)为从S中的第i个字母到第j个字母按顺序组成的字符串,并且该字符串满足(1<=i<=j<=n);若另有一取值范围满足(0,1)的序列Q(q₁,q₂,q₃……q_m),则将S与Q进行级联得出SQ,其中SQ=(s₁,s₂,s₃……s_n,q₁,q₂,q₃……q_m);并从序列SQ中减去最后的一个数值,得出SQV序列(s₁,s₂,s₃……s_n,q₁,q₂,q₃……q_m-1)。令V(SQV)表示SQV的所有不同子串的集合,C(n)为序列的s的复杂度,则计算复杂度时,设定C(n)=1,S=(s₁),Q=(s₁),N_sov=(s₁);若Q属于V(SQV),表示从S中可以复制Q的字符,则把待求序列的下一个字母级联到Q,S=(s₁),Q=(s₂,s₃),SQV=(s₁,s₂);若Q不属于V(SQV),Q中字符即是插入字符,这中情况下应把Q级联到S,S=SQ,并且把Q清空,然后把待求序列的下一个字母添加到Q中,此时S=(s₁,s₂),Q=(s₃);每次Q级联Ns时,执行一次C(n)=C(n)+1重复(2)、(3)过程直到Q取到目标序列的最后一位为止;这样就把(s₁,s₂,s₃……s_n)分成了C(n)个不同的子字符串,即为(s₁,s₂,s₃……s_n)的复杂度。

[0043] 进一步,在本发明的另一个实施例中,脑电信号为频带位于theta波频段的信号,脑电信号的采样频率为1000Hz。

[0044] 其中,需要说明的是,脑电信号可以是delta、theta、alpha、beta、gamma频带中的

任意一种或者多种,由于theta波的复杂度随着晕车程度的加深而升高,因此本实施例优选采用theta波,能够避免计算多种频带的数据造成计算复杂。

[0045] 参考图2,进一步,在本发明的另一个实施例中,预处理包括以下步骤:

[0046] 步骤S110,客户端对脑电信号进行滤波和去基线处理,得出第一预处理信号;

[0047] 步骤S120,客户端将第一预处理信号的采样频率下降至250Hz,得出第二预处理信号;

[0048] 步骤S130,客户端去除第二预处理信号中的眼电杂讯和肌电杂讯,得出脑电数据。

[0049] 其中,需要说明的是,为了确保采集的脑电信号齐全,通常会采用较大的采样频率进行采集,例如常见的1000Hz,因此得出的脑电信号会有较大的噪音,通过滤波和去基线处理能够去除掉大部分比较显而易见的噪音,得出初步去噪的第一预处理信号。需要说明的是,为了简化计算结果,进行初步去噪后,对第一预处理信号进行降采样频率,250Hz仅为本实施例的优选,得出的第二预处理信号中包括较为丰富的脑电信号。需要说明的是,脑电信号中通常包括多种类型的杂讯,因此本实施例优选通过独立成分分析的方法去除眼电和肌电杂讯,例如常见的在egglab中跑ICA的方法,确保得出的脑电数据中不包括杂讯。

[0050] 进一步,在本发明的另一个实施例中,对脑电信号进行滤波包括高通滤波和低通滤波。

[0051] 其中,在本实施例中,高通滤波的截止频率为40Hz,低通滤波的截止频率为1Hz,也可以是其他数值的截止频率,根据具体测试的需求调整即可。

[0052] 进一步,在本发明的另一个实施例中,评分数据通过拾音设备获取并识别的用户的语音评分得出。

[0053] 其中,需要说明的是,本实施例中的拾音设备为市面上常见的语音识别设备,例如麦克风等,能够实现识别受试者输入的语音评分并输入至客户端即可。

[0054] 参照图3,本发明的第二实施例还提供了一种用于执行基于LZC算法的晕车程度量化方法的装置,该装置为智能设备,例如智能手机、计算机和平板电脑等,能够具备处理器并实现对应功能即可,本实施例以计算机为例加以说明。

[0055] 在该用于执行基于LZC算法的晕车程度量化方法的计算机3000中,包括CPU单元3100,CPU单元3100用于执行以下步骤:

[0056] 客户端获取脑电信号,对脑电信号进行预处理,得出脑电数据;

[0057] 客户端获取预先设定的评估时间段,根据评估时间段对所获取的脑电数据按照时间顺序分段,得出分段脑电数据;

[0058] 客户端根据LZC算法计算出分段脑电数据的复杂度;

[0059] 客户端获取与评估时间段所对应的评分数据,计算评分数据与复杂度的数值的相关性,根据相关性和对应的评分数据得出量化结果。

[0060] 进一步,在本发明的另一个实施例中,CPU单元还用于执行以下步骤:

[0061] 客户端对脑电信号进行滤波和去基线处理,得出第一预处理信号;

[0062] 客户端将第一预处理信号的采样频率下降至250Hz,得出第二预处理信号;

[0063] 客户端去除第二预处理信号中的眼电杂讯和肌电杂讯,得出脑电数据。

[0064] 计算机3000和CPU单元3100之间可以通过总线或者其他方式连接,计算机3000中还包括存储器,所述存储器作为一种非暂态计算机可读存储介质,可用于存储非暂态软件

程序、非暂态性计算机可执行程序以及模块，如本发明实施例中的用于执行基于LZC算法的晕车程度量化方法的设备对应的程序指令/模块。计算机3000通过运行存储在存储器中的非暂态软件程序、指令以及模块，从而控制CPU单元3100执行用于执行基于LZC算法的晕车程度量化方法的各种功能应用以及数据处理，即实现上述方法实施例的基于LZC算法的晕车程度量化方法。

[0065] 存储器可以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、至少一个功能所需要的应用程序；存储数据区可存储根据CPU单元3100的使用所创建的数据等。此外，存储器可以包括高速随机存取存储器，还可以包括非暂态存储器，例如至少一个磁盘存储器件、闪存器件、或其他非暂态固态存储器件。在一些实施方式中，存储器可选包括相对于CPU单元3100远程设置的存储器，这些远程存储器可以通过网络连接至该计算机3000。上述网络的实例包括但不限于互联网、企业内部网、局域网、移动通信网及其组合。

[0066] 所述一个或者多个模块存储在所述存储器中，当被所述CPU单元3100执行时，执行上述方法实施例中的基于LZC算法的晕车程度量化方法。

[0067] 本发明实施例还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计算机可执行指令，该计算机可执行指令被CPU单元3100执行，实现上述所述的基于LZC算法的晕车程度量化方法。

[0068] 以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的，其中所述作为分离部件说明的装置可以是或者也可以不是物理上分开的，即可以位于一个地方，或者也可以分布到多个网络装置上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部模块来实现本实施例方案的目的。

[0069] 需要说明的是，由于本实施例中的用于执行基于LZC算法的晕车程度量化方法的装置与上述的基于LZC算法的晕车程度量化方法基于相同的发明构思，因此，方法实施例中的相应内容同样适用于本装置实施例，此处不再详述。

[0070] 通过以上的实施方式的描述，本领域技术人员可以清楚地了解到各实施方式可借助软件加通用硬件平台的方式来实现。本领域技术人员可以理解实现上述实施例方法中的全部或部分流程是可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成，所述的程序可存储于计算机可读取存储介质中，该程序在执行时，可包括如上述方法的实施例的流程。其中，所述的存储介质可为磁碟、光盘、只读存储记忆体(ReadOnly Memory, ROM)或随机存储记忆体(Random Access Memory, RAM)等。

[0071] 以上是对本发明的较佳实施进行了具体说明，但本发明并不局限于上述实施方式，熟悉本领域的技术人员在不违背本发明精神的前提下还可作出种种的等同变形或替换，这些等同的变形或替换均包含在本申请权利要求所限定的范围内。

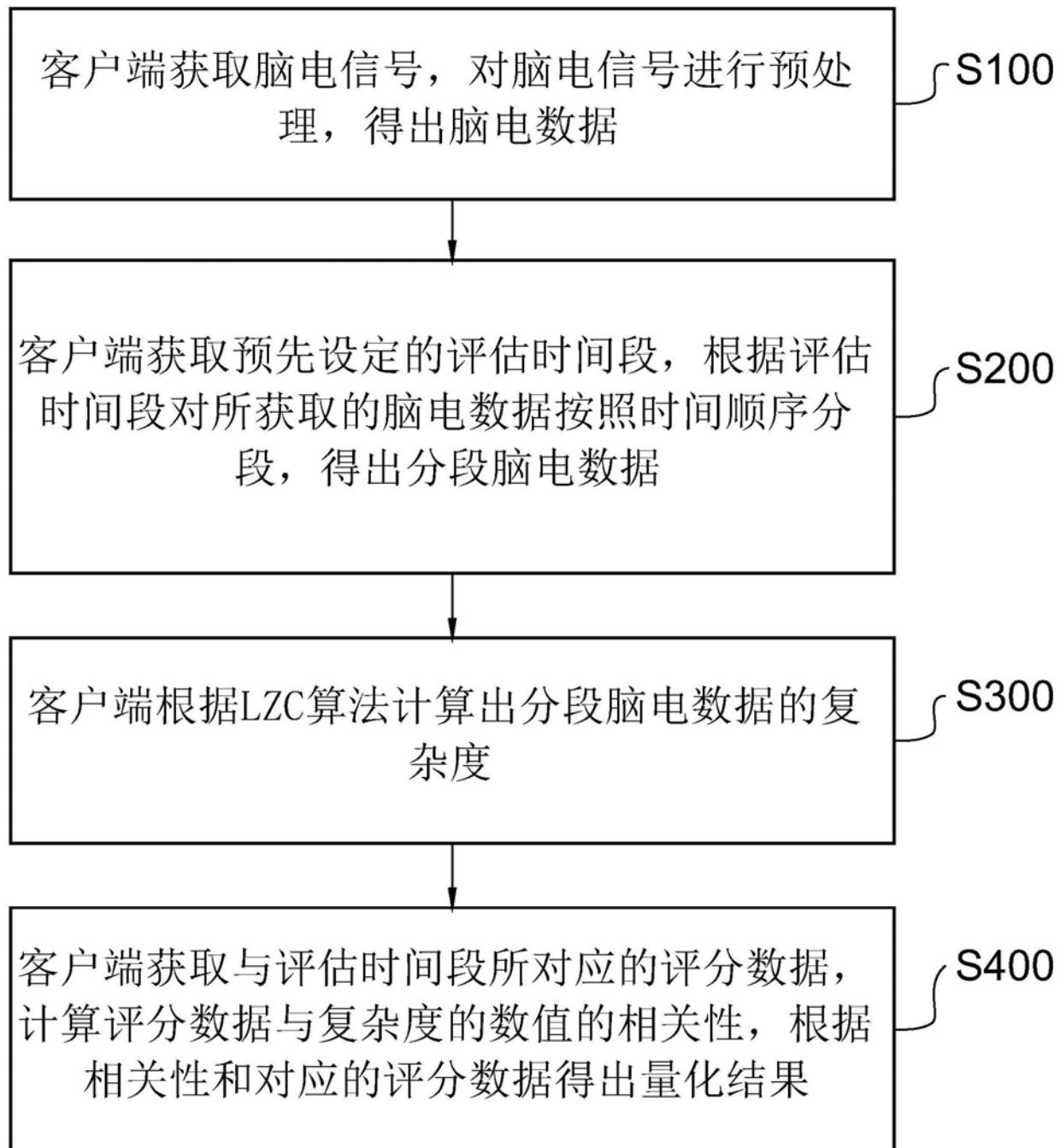


图1

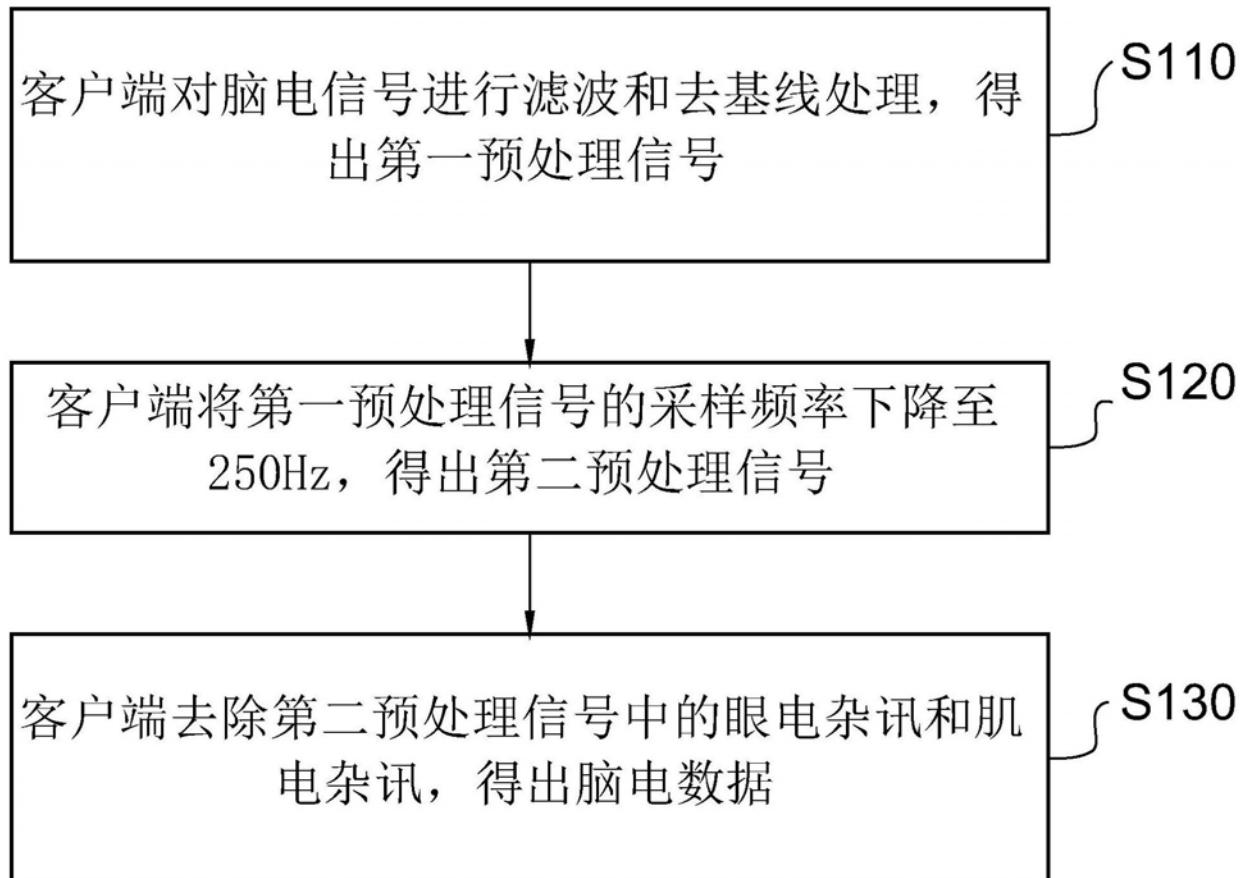


图2

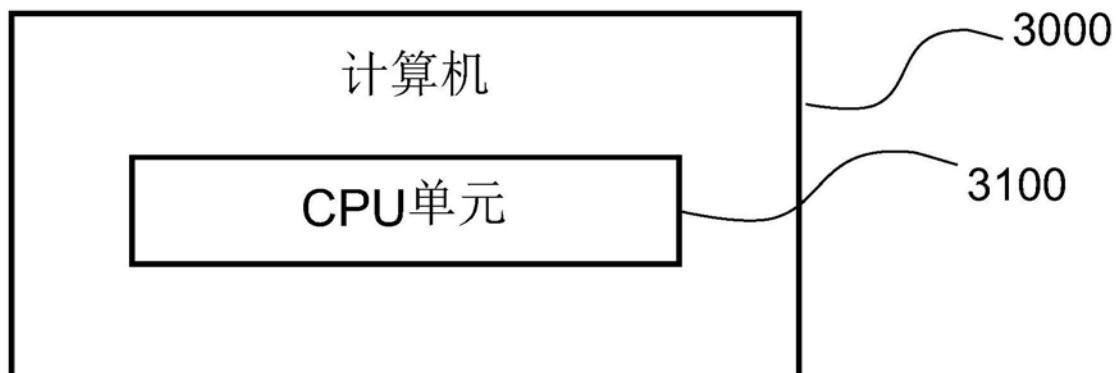


图3

专利名称(译)	一种基于LZC算法的晕车程度量化方法、装置和存储介质		
公开(公告)号	CN110584661A	公开(公告)日	2019-12-20
申请号	CN201910879223.2	申请日	2019-09-18
[标]申请(专利权)人(译)	五邑大学		
申请(专利权)人(译)	五邑大学		
当前申请(专利权)人(译)	五邑大学		
[标]发明人	赵蕾蕾 杨铁牛		
发明人	赵蕾蕾 杨铁牛		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0476 A61B5/48 A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/725 A61B5/7271 A61B2503/22		
代理人(译)	孙浩		
优先权	201910869892.1 2019-09-16 CN		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明公开了一种基于LZC算法的晕车程度量化方法、装置和存储介质，本发明在获取脑电信号后进行预处理，得出脑电数据，根据预先设定的评估时间段对所述脑电数据按照时间顺序进行分段，得出分段脑电数据，计算出分段脑电数据的复杂度后，与所获取的评分数据共同计算相关性，根据相关性和对应的评分数据得出量化结果，通过复杂度反映出胜利信号随人体状态变化而变化的情况，结合评分数据实现了量化的主客观结合，使得得出的量化数据更有参考性。

