



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108366730 A

(43)申请公布日 2018.08.03

(21)申请号 201680072885.3

(22)申请日 2016.10.04

(30)优先权数据

3778/MUM/2015 2015.10.05 IN

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.06.05

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2016/055914 2016.10.04

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/060804 EN 2017.04.13

(71)申请人 塔塔咨询服务公司

地址 印度马哈拉施特拉邦孟买

(72)发明人 R·K·达斯 A·辛哈 D·查特吉

S·达塔 R·D·加瓦斯

(74)专利代理机构 隆天知识产权代理有限公司

72003

代理人 石海霞 金鹏

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/16(2006.01)

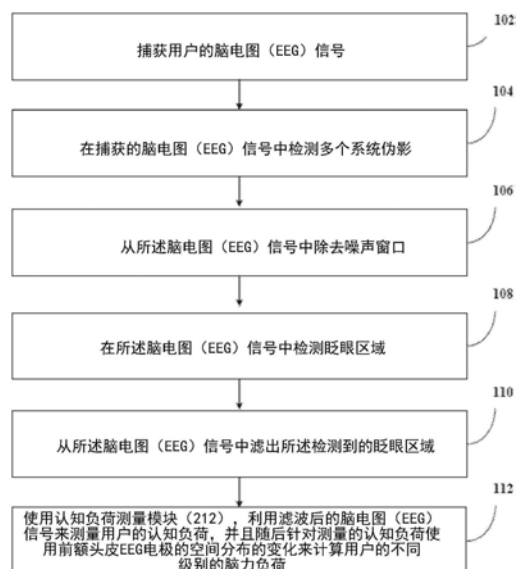
权利要求书2页 说明书8页 附图6页

(54)发明名称

对EEG信号进行预处理用于认知负荷测量的方法和系统

(57)摘要

提供了对脑电图(EEG)信号进行预处理用于认知负荷测量的方法和系统。本申请提供了对用户的脑电图信号进行预处理用于认知负荷测量的方法和系统,包括:捕获来自用户头部的脑电图信号,在所捕获的脑电图信号中检测多个系统伪影,从所捕获的脑电图信号中检测并且去除噪声窗口,从所捕获的脑电图信号中检测眨眼区域并且滤出所述检测到的眨眼区域,利用滤波后的脑电图信号来测量用户的认知负荷,随后针对测量的认知负荷使用前额头皮EEG电极的空间分布变化计算用户的不同级别的脑力负荷。



1. 一种对用户的脑电图EEG信号进行预处理方法,用于认知负荷测量,所述方法包括处理器实现的步骤:

a. 使用脑电图信号记录设备(202)捕获用户的脑电图信号,其中所述脑电图信号是对应于刺激而产生的;

b. 使用伪影检测模块(204)检测所捕获的脑电图信号中的多个系统伪影;

c. 使用噪声窗口去除模块(206)从所述脑电图信号去除噪声窗口;

d. 使用眨眼区域检测模块(208)检测所述脑电图信号中的眨眼区域;

e. 使用眨眼区域滤波模块(210)从所述脑电图信号滤出所述检测到的眨眼区域;以及

f. 使用认知负荷测量模块(212),利用滤波后的脑电图信号来测量用户的认知负荷,并且随后针对测量的认知负荷使用前额头皮EEG电极的空间分布的变化来计算用户的不同级别的脑力负荷。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述刺激是史楚普测试。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述多个伪影包括与所述脑电图信号记录设备(202)有关的伪影。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中,与所述脑电图信号记录设备(202)有关的系统伪影选自包括电源干扰、阻抗波动、寄生噪声和电噪声及其组合的群组。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中,使用基于应用编程接口API的软件开发包SDK、标准偏差和信号偏斜度测量中的至少一个来检测所述噪声窗口。

6. 根据权利要求5所述的方法,还包括:在使用基于API的SDK时指示所述脑电图信号的噪声窗口的噪声水平,其中所述噪声窗口的噪声水平选自包括无信号、非常差的信号、差信号、一般信号、良好信号的群组。

7. 根据权利要求5所述的方法,还包括:将所述脑电图信号细分为非重叠窗口,用于计算所述脑电图信号的标准偏差。

8. 根据权利要求5所述的方法,还包括:将所述脑电图信号细分为非重叠窗口,用于测量所述脑电图信号的信号偏斜度测量。

9. 根据权利要求1所述的方法,其中,使用软件开发包SDK、基于模板的交叉相关、基于模板的自相关和基于聚类的方法中的至少一个来检测眨眼。

10. 根据权利要求1所述的方法,其中,使用选择性高通滤波器将所述眨眼区域从所述脑电图信号滤出。

11. 根据权利要求1所述的方法,还包括:区分从至少两个对应刺激中导出的用户的测量的认知负荷的至少两个级别。

12. 根据权利要求11所述的方法,还包括:指示前额头皮EEG电极的空间分布的变化,用于测量认知负荷的至少两个级别。

13. 一种对用户的脑电图信号进行预处理的系统(200),用于认知负荷测量,所述系统(200)包括:

a. 处理器;

b. 与所述处理器耦接的数据总线;以及

c. 体现计算机代码的计算机可用介质,所述计算机可用介质耦接到所述数据总线,所述计算机程序代码包括可由所述处理器执行并且被配置用于执行以下操作的指令:

脑电图信号记录设备 (202), 适用于捕获用户的脑电图信号, 其中所述脑电图信号是对应于刺激而产生的;

伪影检测模块 (204), 适用于检测所捕获的脑电图信号中的多个系统伪影;

噪声窗口去除模块 (206), 适用于从所述脑电图信号中去除噪声窗口;

眨眼区域检测模块 (208), 适用于检测所述脑电图信号中的眨眼区域;

眨眼区域滤波模块 (210), 适用于从所述脑电图信号中滤出所述检测到的眨眼区域, 用于测量所述用户的认知负荷; 以及

认知负荷测量模块 (212), 适用于利用滤波后的脑电图信号来测量用户的认知负荷, 并且随后针对测量的认知负荷使用前额头皮EEG电极的空间分布的变化来计算用户的不同级别的脑力负荷。

14. 根据权利要求13所述的系统, 其中, 使用选择性高通滤波器从所述脑电图信号滤出所述眨眼区域。

15. 根据权利要求13所述的系统, 其中, 所述多个伪影包括与所述脑电图信号记录设备 (202) 有关的伪影。

16. 根据权利要求15所述的系统, 其中, 与所述脑电图信号记录设备 (202) 有关的伪影选自包括电源干扰、阻抗波动、寄生噪声和电噪声及其组合的群组。

对EEG信号进行预处理用于认知负荷测量的方法和系统

技术领域

[0001] 本申请通常涉及认知负荷测量。具体地,本申请提供了对用户的脑电图 (EEG) 信号进行预处理用于认知负荷测量的方法和系统。

背景技术

[0002] 脑电图 (EEG) 通常是用于监测大脑活动的非侵入性方法,其进一步用于测量用户的认知负荷,因为大脑是认知活动的来源。认知负荷的评估可以具有各种应用,诸如内容生成、测试电子设备上的各种应用以及与人类交互相关的应用。尽管有各种应用,但EEG信号是振幅非常低的信号,因此非常容易受到各种系统伪影的影响,从而在测量认知负荷时表现出较低的准确性。

[0003] 现有技术文献说明了用于检测和去除EEG信号中的系统伪影的各种解决方案。然而,现有技术文献从未探索过被系统伪影污染的低分辨率EEG信号的预处理,其可以进一步用于利用低分辨率设备进行实时信号分析。

[0004] 现有技术文献公开,应用独立分量分析 (ICA) 或基于自适应滤波器的方法来对EEG信号进行滤波,其中可能不需要眨眼区域检测。然而,独立分量分析 (ICA) 或基于自适应滤波器的方法限于具有大量电极的高分辨率系统 (32或64通道EEG设备)。而另一方面,对于低分辨率系统,由于引线之间的间隔很大,因此这种方法导致较不准确的结果。一些现有技术拒绝系统伪影污染的部分,但是这种方法会导致大量的数据丢失。此外,现有技术中描述的大多数方法不能用于实时信号分析以测量认知负荷。

[0005] 现有技术文献公开了一种通过使用放置在眼睛附近的额外电极来检测眨眼的基于眼电图的方法。信号被放大,然后从EEG信号中减去以提取干净的信号。然而,在BCI相关应用中使用额外电极进行大量使用并不是一个非常实际的解决方案。已经使用了几种方法来检测眨眼用于低分辨率设备。现有技术文献公开了一种使用基于数值微分的方法来检测眨眼的方法。另一种方法使用基于相关的方法来从EEG信号自动检测眨眼。其他方法是通过睁开和闭上眼睛图像之间的相关来检测眨眼,例如通过计算眼睑的状态检测值来检测眨眼。其中一种方法应用直方图反投影和内部运动眼睑运动来检测眼球运动。另一种方法可以是希尔伯特-黄变换 (HHT), 其在整个信号中用于此目的。然而,主要缺点是,它也改变了非眨眼区域的特征值。

[0006] 因此,鉴于上述背景技术,显然需要一种解决方案,其能够为低分辨率设备预处理EEG信号,该解决方案可以被用来区分不同级别的用户的大脑负荷,这使得这些设备对需要大规模部署的非医学脑电脑接口应用有用。预处理区块从低分辨率EEG信号中去除系统伪影用于认知负荷测量。因此,期望对EEG信号进行预处理用于认知负荷测量的方法和系统。

发明内容

[0007] 在描述本发明的方法、系统和硬件启用之前,应当理解的是,本发明不限于所描述的特定系统和方法,因为可能存在未在本公开中明确示出的本发明的多个可能的实施例。

还应该理解的是,说明书中使用的术语仅用于描述特定版本或实施例的目的,而不旨在限制仅由所附权利要求限制的本发明的范围。

[0008] 本申请提供了一种对用户的脑电图信号进行预处理用于认知负荷测量的方法和系统。

[0009] 本申请提供了一种对用户的脑电图信号进行预处理用于认知负荷测量的方法和系统(200)。所述系统(200)包括:脑电图信号记录设备(202),适用于捕获用户的脑电图信号,其中所述脑电图信号是对应于刺激产生的;伪影检测模块(204),适用于检测所捕获的脑电图信号中的多个系统伪影;噪声窗口去除模块(206),适用于从所述脑电图信号中去除噪声窗口;眨眼区域检测模块(208),适用于检测所述脑电图信号中的眨眼区域;眨眼区域滤波模块(210),适用于从所述脑电图信号中滤出所述检测到的眨眼区域,用于测量所述用户的认知负荷;以及认知负荷测量模块(212),适用于利用滤波后的脑电图信号来测量用户的认知负荷,并且随后针对测量的认知负荷使用前额头皮EEG电极的空间分布的变化来计算用户的不同级别的脑力负荷。

附图说明

[0010] 结合附图阅读时,可以更好地理解前面的概述以及优选实施例的以下详细描述。为了说明本发明,在附图中示出了本发明的示例性构造;然而,本发明不限于所公开的具体方法和系统。在附图中:

[0011] 图1:示出了对用户的脑电图信号进行预处理用于认知负荷测量的处理器实现的方法的流程图;

[0012] 图2:示出了说明对用户的脑电图信号进行预处理用于认知负荷测量的系统架构的框图;

[0013] 图3:示出了说明具有眨眼的原始EEG信号的图;

[0014] 图4:示出了说明利用各种方法检测到的眨眼的图表;

[0015] 图5:示出了说明用于低和高史楚普(stroop)颜色测试的归一化STD的图;以及

[0016] 图6:示出了在对信号进行预处理之后的低和高史楚普颜色测试的归一化区分指数方面的改进的图。

具体实施方式

[0017] 现在将详细讨论发明的示出本其所有特征的一些实施例。

[0018] 词语“包括”、“具有”、“包含”和“包括了”及其他形式旨在意思上等同并且是开放式的,在任何一个这些单词之后的一个或多个项目并不意味着是这些项目或项目的穷尽列表,或者意指仅限于列出的一个或多个项目。

[0019] 还必须注意的是,除非上下文另外明确指出,否则如本文和所附权利要求中所使用的,单数形式“一”和“所述”包括复数形式。尽管在本发明的实施例的实践或测试中可以使用与本文描述的那些类似或等同的任何系统和方法,但是现在描述优选的系统和方法。

[0020] 所公开的实施例仅仅是本发明的示例,其可以以各种形式实施。

[0021] 在附图中示出的元件相互操作,如下面更详细解释的那样。然而,在阐述详细解释之前,应注意的是,无论所描述的具体实现方式如何,以下所有讨论本质上都是示例性的,

而不是限制性的。例如,尽管实施方式的所选方面、特征或组件被描绘为存储在存储器中,但与磨损告警系统和方法一致的全部或部分系统和方法可以存储在、分布于或从其他机器可读介质读取。

[0022] 上述技术可以在可编程计算机上执行(或可执行)的一个或多个计算机程序中实现,可编程计算机包括以下任何数量的任何组合:处理器、可由处理器读取和/或写入的存储介质(包括例如易失性和非易失性存储器和/或存储元件)、多个输入单元和多个输出设备。可以应用程序代码来使用多个输入单元中的任何输入单元进行输入,以执行所描述的功能并且产生显示在多个输出设备中的任何一个上的输出。

[0023] 下面的权利要求范围内的每个计算机程序可以用任何编程语言来实现,诸如汇编语言、机器语言、高级过程编程语言或面向对象编程语言。编程语言例如可以是编译或解释的编程语言。每个这样的计算机程序可以实现为计算机程序产品,其有形地体现在机器可读存储设备中以供计算机处理器执行。

[0024] 本发明的方法步骤可以由一个或多个计算机处理器执行,该计算机处理器执行有形地体现在计算机可读介质上的程序,以通过操作输入和生成输出来执行本发明的功能。举例来说,合适的处理器包括通用微处理器和专用微处理器。通常,处理器从存储器(诸如只读存储器和/或随机存取存储器)接收(读取)指令和数据并将指令和数据写入(存储)到存储器。适用于有形地体现计算机程序指令和数据的存储设备包括例如所有形式的非易失性存储器,诸如半导体存储设备,包括EPROM、EEPROM和闪存设备;磁盘,诸如生物盘和可移除盘;磁光盘;以及CD-ROM。任何前述内容均可由专门设计的ASIC(专用集成电路)或FPGA(现场可编程门阵列)补充或并入其中。计算机通常还可以从诸如生物盘(未示出)或可移除盘的非暂时性计算机可读存储介质接收(读取)程序和数据,并且将程序和数据写入(存储)到非暂时性计算机可读存储介质。

[0025] 本文公开的任何数据可以例如以有形地存储在非暂时性计算机可读介质上的一个或更多个数据结构来实现。本发明的实施例可以将这样的数据存储在这样的数据结构中并且从这样的数据结构中读取这样的数据。

[0026] 参考图1,图1是示出对用户认知负荷测量的脑电图信号进行预处理的方法的流程图。

[0027] 该过程在步骤102开始,其中捕获用户的脑电图信号。在步骤104,在捕获的脑电图信号中检测多个系统伪影。在步骤106,从捕获的脑电图信号中除去噪声窗口。在步骤108,检测来自所捕获的脑电图信号的眨眼区域。在步骤110,从所捕获的脑电图信号中滤出所述检测到的眨眼区域,并且在步骤112处终止该过程,其中使用滤波后的脑电图信号测量用户的认知负荷,随后使用测量认知负荷的前额头皮EEG电极中空间分布的变化来计算用户的不同级别的脑力负荷。

[0028] 参考图2,图2是示出对用户的脑电图信号进行预处理用于认知负荷测量的系统架构的框图。

[0029] 在本发明的一实施例中,提供了一种对用户的脑电图信号进行预处理用于认知负荷测量的系统(200)。系统(200)包括脑电图信号记录设备(202);系统伪影检测模块(204);噪声窗口去除模块(206);眨眼区域检测模块(208);眨眼区域滤波模块(210);以及认知负荷测量模块(212)。

[0030] 在本发明的另一个实施例中,系统(200)可以用于通过预处理脑电图信号并去除多个系统伪影来检测与刺激对应的用户的认知负荷的准确性。为了通过预处理脑电图信号并去除多个系统伪影来评估认知负荷,系统(200)首先接收用户的脑电图信号。具体而言,在本实施方式中,由脑电图信号记录设备(202)接收脑电图信号数据。

[0031] 在本发明的另一个实施例中,可以使用14通道无线Emotiv神经头戴式耳机记录EEG数据。EEG设备可佩戴在用户头部以接收EEG信号。EEG数据代表对应于用户的刺激产生的EEG信号。

[0032] 在本发明的另一个实施例中,伪影检测模块(204)适于检测多个系统伪影,其中系统伪影选自包括但不限于电源干扰、阻抗波动、由于蓝牙连接引起的寄生噪声、电噪音的群组。

[0033] 在本发明的另一个实施例中,噪声窗口去除模块(206)适用于从捕获的脑电图信号中检测并去除噪声窗口。该模块可以进一步利用多种噪声窗口去除技术,基于SDK的方法、基于标准偏差(STD)的方法和基于偏斜度的方法。

[0034] 在本发明的另一个实施例中,在Emotiv设备上使用基于SDK的方法。Emotiv提供了用于记录信号质量的“信号质量”API。该API给出了原始EEG信号的噪声水平的指示。信号质量有五个级别,即“无信号”、“非常差的信号”、“差信号”、“一般信号”和“良好信号”。这些级别被指示为与Emotiv设备的每个通道关联的元数据的一部分。EEG信号被认为是无噪声的,EEG设备的所有通道都将“良好信号”作为元数据。

[0035] 在本发明的另一个实施例中,使用基于标准偏差的测量来识别噪声窗口。将EEG信号细分为非重叠窗口,然后使用等式1为每个窗口计算信号振幅的标准偏差S。如果发现S大于预定义的阈值(τ_1),则相应的窗口被视为噪声窗口。阈值越高,召回越好,阈值越低,噪声窗口检测的精度越好。因此,根据设定的阈值,召回与精度之间存在权衡。

$$[0036] \quad S = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N |A_i - \mu|^2} \quad (1)$$

[0037] 其中 A_i 是原始EEG样本, μ 是所有 A_i 的平均值,并且N是窗口中样本的数量。

[0038] 在本发明的另一个实施例中,信号偏斜度测量对信号中对称性缺乏并用于识别噪声窗口的测量。EEG信号被分成非重叠窗口,并且使用等式2计算信号偏斜度。

$$[0039] \quad S_n = \frac{E(x-\mu)^3}{\sigma^3} \quad (2)$$

[0040] 其中x是窗口中的原始EEG信号, μ 是平均值,并且 σ 是窗口中信号的标准偏差,并且 $E(\cdot)$ 表示期望算子。如果 S_n 小于预定义的阈值(τ_2),则该特定窗口被视为噪声窗口。阈值越高,精度越高,阈值越低,检测噪声窗口的召回越高。因此,根据设定的阈值,召回和精度之间存在折衷。

[0041] 在本发明的另一个实施例中,眨眼区域检测模块(208)适用于从捕获的脑电图信号中检测并去除眨眼区域。该模块可进一步利用多种技术来检测和去除眨眼,基于SDK、基于模板的交叉相关、基于自相关和基于聚类的方法。

[0042] 在本发明的另一个实施例中,使用基于SDK的检测,其中Emotiv提供“EE_Expressiv”API。Emotiv中的个性化训练设施对于某些应用是必需的。然而,对于每个受试者进行眨眼相关的训练并不是用户友好的,因此没有个性化的训练的情况下,随着假阳性

的出现,检测的准确性相当小。

[0043] 在本发明的另一个实施例中,使用通过基于模板的交叉相关的检测,其中将通用眨眼区域中的一个作为模板(T)。原始EEG信号 $x(n)$ 与T交叉相关以使用等式3生成 $y(n)$ 。模板的长度为N。对长度为N的EEG信号(x)的每个窗口执行交叉相关,并且考虑窗口的50%重叠。如果输出 $y(n)$ 高于预定义的阈值(τ_3),则该窗口被检测为具有眨眼。

$$[0044] \quad y(n) = \sum_{m=0}^{N-1} x(n+m) * T(m) \quad (3)$$

[0045] 在本发明的另一个实施例中,使用通过自相关的检测来克服对通用眨眼模板的需求的限制。它基于多输入多输出无线通信中的信号检测原理。原始EEG信号 $x(n)$ 与窗口长度为N的时间移位版本 $x(n)$ 自相关,以使用等式4生成 $y(n)$ 。如果输出 $y(n)$ 高于预定义的阈值(τ_4),则窗口被检测为具有眨眼。

$$[0046] \quad y(n) = \sum_{m=0}^{N-1} x(n+m) * x(m) \quad (4)$$

[0047] 在本发明的另一个实施例中,使用通过基于聚类的方法的检测,其中我们将EEG信号细分成持续时间1秒(具有50%重叠)的窗口,然后计算每个窗口的 δ 频带功率($<4\text{Hz}$),作为特征。最后,在特征上应用标准k-均值算法。根据眨眼强度的不同, δ 功率不同,因此固定数量的聚类往往会错过低强度的眨眼。因此,聚类的数量从2变化到5,并检查给出最小谢贝尼指数的K的值。谢贝尼指数的最低值表示聚类的最佳形成。5的上限决定于实验。一旦找到最佳谢贝尼指数的聚类,就从聚类中提取EEG数据,该聚类对应于被调节到最低的 δ 功率的最大尺寸,并且与剩余聚类对应的数据被标记为眨眼区域。

[0048] 在本发明的另一个实施例中,通过使原始EEG信号通过0.5Hz 256阶高通FIR滤波器和4Hz 640阶高通FIR滤波器来完成对眨眼区域的滤波。一旦识别了眨眼的开始和结束区域,则通过用对应于4Hz高通滤波器的滤波输出的数据代替眨眼区域中的数据点来清洁0.5Hz高通EEG信号。

[0049] 在本发明的另一个实施例中,认知负荷的辨别是通过使用通过去除噪声窗口并对眨眼区域进行滤波而获得的清洁EEG信号的史楚普(stroop)测试来测量的。为 α 和 θ 带使用平均频率 $f_t(\alpha)$, $f_t(\theta)$ 变化和相应功率 $|f_t(\alpha)|$, $|f_t(\theta)|$ 的乘积来为每个导频(lead)/通道测量认知负荷的辨别,如等式5所示。测量史楚普刺激的EEG信号与实验开始前的初始基线数据之间的变化。要求受试者在初始基线时间段放松。

$$[0050] \quad L^i(t) = (\Delta |f_t^i(\alpha)| |f_t^i(\alpha) - \Delta |f_t^i(\theta)| |f_t^i(\theta)|) \quad (5)$$

[0051] 其中 i 在导频/通道索引中,并且 $L^i(t)$ 是第 i 通道的认知负荷。区分指数(DI)作为方程6中给出的所选导频/通道之间的认知负荷的标准偏差。导频选择可以是设备的四个左前导频,即AF3、F7、F3、FC5。

$$[0052] \quad DI = \text{std}_i(L^i(t)), i \in \{AF3, F7, F3, FC5\} \quad (6)$$

[0053] 其中 std_i 是所有四个导频 i 之间认知负荷的标准偏差。

[0054] 对于低认知负荷,发现标准偏差曲线下的面积比高认知负荷的面积大。

[0055] 在一个示例性实施例中,在25-32岁的年龄组中选择一组17名参与者。他们是在研究实验室(创新实验室,TCS)工作的右手习惯男性工程师。他们有正常的视力或用眼镜矫正到正常的6/6视力。这确保我们在所有参与者中的专业水平和脑部偏侧化方面具有最小的

差异。据说每个人在戴EEG耳机时都会看到颜色。在一种类型中,颜色的名称和字体颜色是不同的,即“红色”是用蓝色书写的,而在第二种类型中,颜色的名称和字体颜色是相同的,即“红色”是用红色书写的。颜色名称和字体颜色不同时,认知负荷更高,而名称和颜色相同时,认知负荷更低。

[0056] 用于数据收集的低分辨率EEG设备,即Emotiv的14通道神经头戴式耳机用于分析不同眨眼除去技术对低分辨率设备的影响。将位于P3和P4位置的共模感(CMS)和右腿驱动参考电极(DRL)用作接地电极。该设备遵循标准10-20电极系统的通道位置。Emotiv设备的采样率为128Hz。开发了一个内部基于Python的工具,用于同步捕获(i)原始EEG数据,(ii)相关联的SDK提供的参数,以及(iii)针对受试者的网络摄像头视频捕获,同时在计算机屏幕上呈现刺激/任务。网络摄像头视频用于生成眨眼区域的基本事实。捕获工具配备为在EEG数据中引入标记(基线开始/结束,刺激开始/结束等),同时对其进行收集。

[0057] 在实验开始时,屏幕上显示固定十字长达5秒的持续时间。在此期间,参与者被要求专注于十字。之后,呈现史楚普幻灯片(或高/或低)。接下来的5秒,给出放松时间。最后呈现另一个史楚普幻灯片。示出史楚普幻灯片的持续时间被视为试验间隔。对每个参与者进行了两个试验会话。在一个会话中,呈现高史楚普幻灯片,之后呈现低史楚普幻灯片。在另一会话中,以相反的顺序进行。对于一半的参与者来说,首先呈现高水平的史楚普,然后呈现低水平的史楚普幻灯片。对于剩下的参与者,顺序相反。

[0058] 在合成数据收集过程中,参与者被要求一段时间后(5秒或10秒等后)眨眼同时穿着Emotiv设备。从12位参与者收集自然眨眼数据,从5位参与者收集合成数据。合成眨眼文件的平均持续时间为60.07秒。

[0059] 基于上面示例中捕获的数据,计算出的单个度量F1分数是精度和召回的调和平均值,如方程(7)所示。

$$[0060] \quad F1 = \frac{2 * \text{精度} * \text{召回}}{\text{精度} + \text{召回}} \quad (7)$$

[0061] 噪声窗口去除模块(206)适用于从捕获的脑电图信号中检测并去除噪声窗口。该模块可以进一步利用多种噪声窗口去除技术,基于SDK的方法、基于标准偏差(STD)的方法和基于偏斜度的方法。选择用于偏斜度的阈值是0.5,选择用于STD的阈值是50。然后,基于等式7计算如表1中所提及的F1分数,SDK的性能根本不可靠,并且基于偏斜度的噪声检测是三种方法中最好的。

[0062]

检测方法	SDK	偏斜度	STD
F1分数	0.05	0.46	0.295

[0063] 表格1

[0064] 眨眼区域检测模块(208)适于从所捕获的脑电图信号中检测和去除眨眼区域。该模块还可以利用多种技术来检测和消除眨眼,基于SDK、基于模板的交叉相关、基于自相关和基于聚类的方法。眨眼的持续时间从100毫秒到600毫秒或更多,窗口尺寸被认为是1秒带有50%的重叠。在自相关的情况下,信号的偏移被给定为50个采样(在Emotiv的128Hz采样率下大约400毫秒)。偏移量是通过实验获得的,预计会比眨眼的持续时间少得多。

[0065] 采样原始EEG信号见图3所示。信号电平接近100μV的高振幅尖峰指示存在眨眼。图

4示出了与图3中所示的EEG信号的基本事实相比,使用不同方法检测眨眼的比较。图4的横轴表示窗口数量,其中每个窗口的长度对应于EEG信号的64个采样。为了形象地表示比较,在5个不同级别上执行各种方法的检测,即Emotiv SDK作为1级,基于模板的交叉相关作为2级,自相关作为3级,聚类作为4级,基本真实作为级别5。零值表示没有眨眼,任何其他值表示为用该级别的指定方法的眨眼检测,表2中列出了各种眨眼检测技术对于合成眨眼的比较结果,表3中列出了对于自然眨眼的比较结果。

[0066]

检测方法	平均精度	平均召回	F1 分数
基于 SDK 的检测	0.72	0.6	0.65
基于模板的交叉相关	1	0.69	0.82
基于自相关的方法	0.78	1	0.876
基于聚类的方法	0.96	0.93	0.945

[0067] 表格2

[0068]

检测方法	平均精度	平均召回	F1 分数
基于 SDK 的检测	0.79	0.88	0.83
基于模板的交叉相关	0.83	0.72	0.77
基于自相关的方法	0.93	0.92	0.925
基于聚类的方法	0.93	0.93	0.93

[0069] 表格3

[0070] 在去除噪声窗口后,一旦正确检测到眨眼开始和结束指示,然后应用滤波技术,并计算17个会话的归一化STD方面的区分指数(DI)。STD对于高负荷史楚普刺激处于较低的一侧,而对于低负荷史楚普刺激处于较高的一侧。

[0071] 图5示出,对于高负荷,大部分左脑区域负荷相同,并且该区域(AF3、F7、F3和FC5)之间的空间变化较小。由此可以看出,在17次中的13次中,认知负荷的归一化STD能够在低和高的脑力负荷中成功地进行区分。不成功的用圆圈标记。在没有预处理的情况下进行相同的实验,其中11个会话被正确区分。因此,检测精度提高了11.7%,即 $((13-11) \times 100 / 17)$ 。

[0072] 针对11个会话,比较了在预处理和原始EEG信号的低和高负荷之中DI的差异方面的改进。图6示出预处理之前和之后归一化DI差异的柱状图。预处理后的归一化DI高于预处理前的归一化DI,表明区分能力的提高。

[0073] 鉴于前述内容,将认识到,本发明提供了一种用于通过监测用户的智力活动来预

处理用户认知负荷测量的脑电图信号的方法和系统。然而,应该理解的是,前述内容仅涉及本发明的示例性实施例,并且在不脱离由所附权利要求限定的本发明的精神和范围的情况下可以对其做出许多改变。

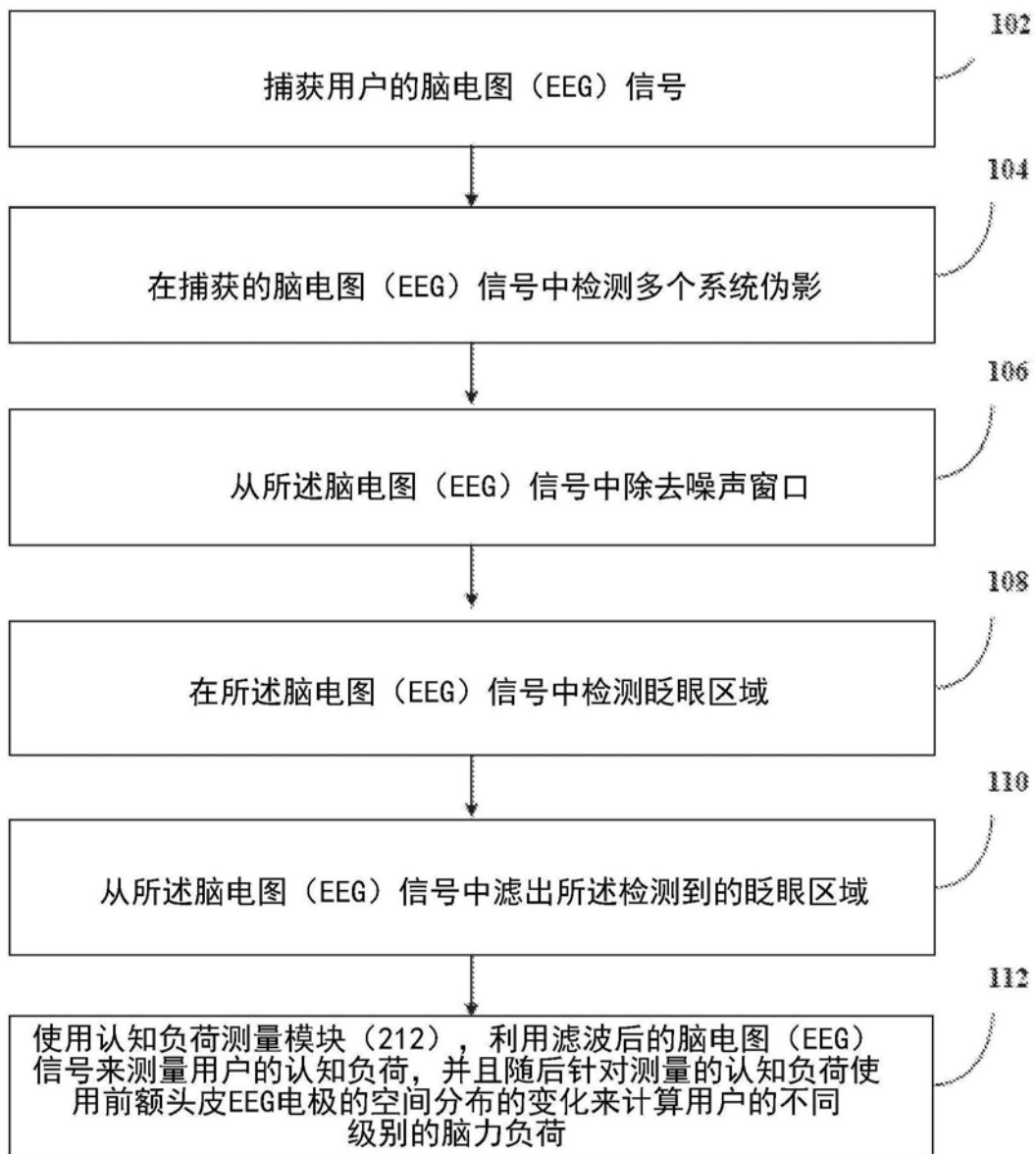


图1

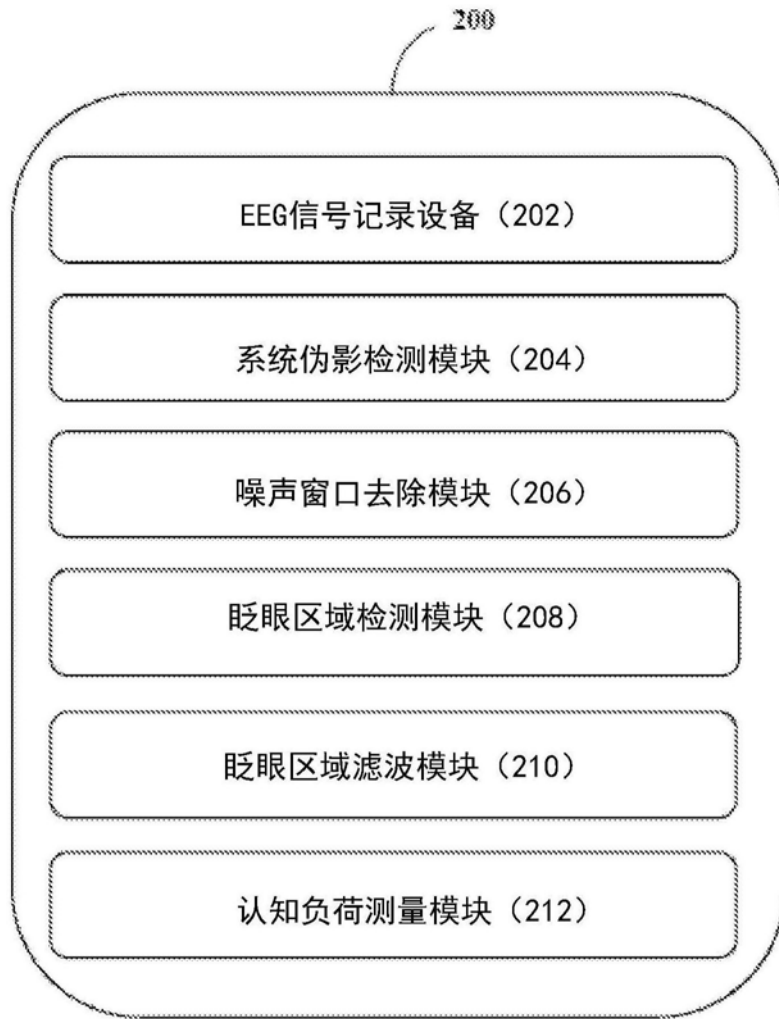


图2

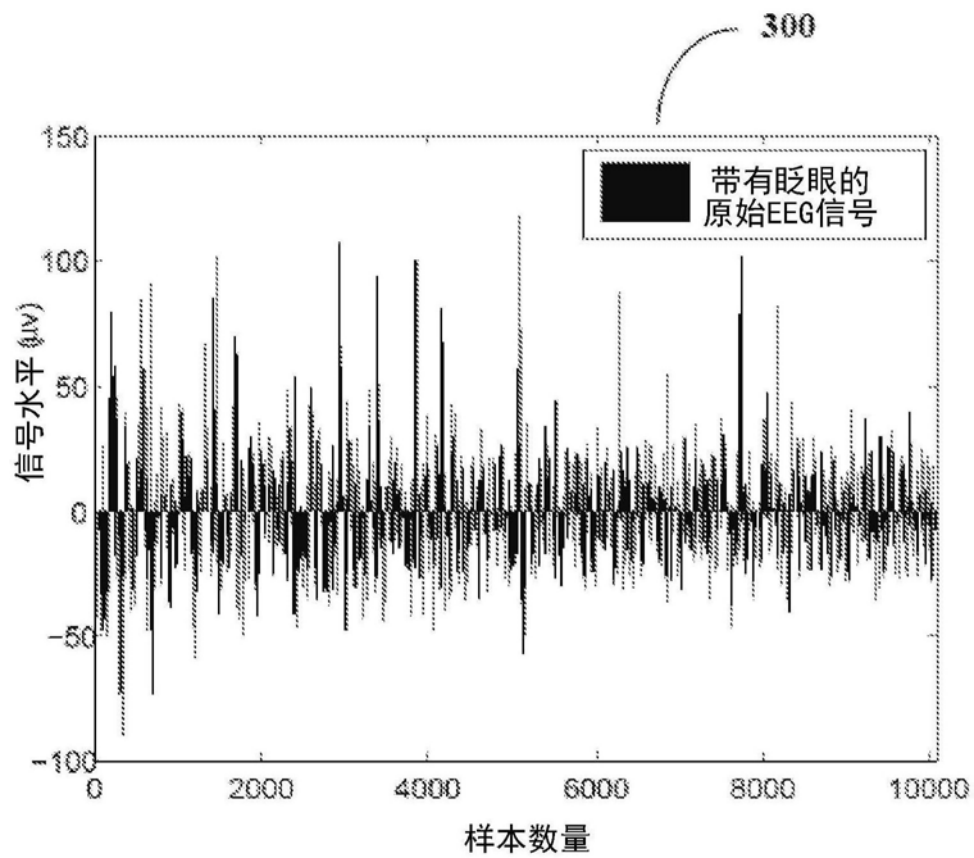


图3

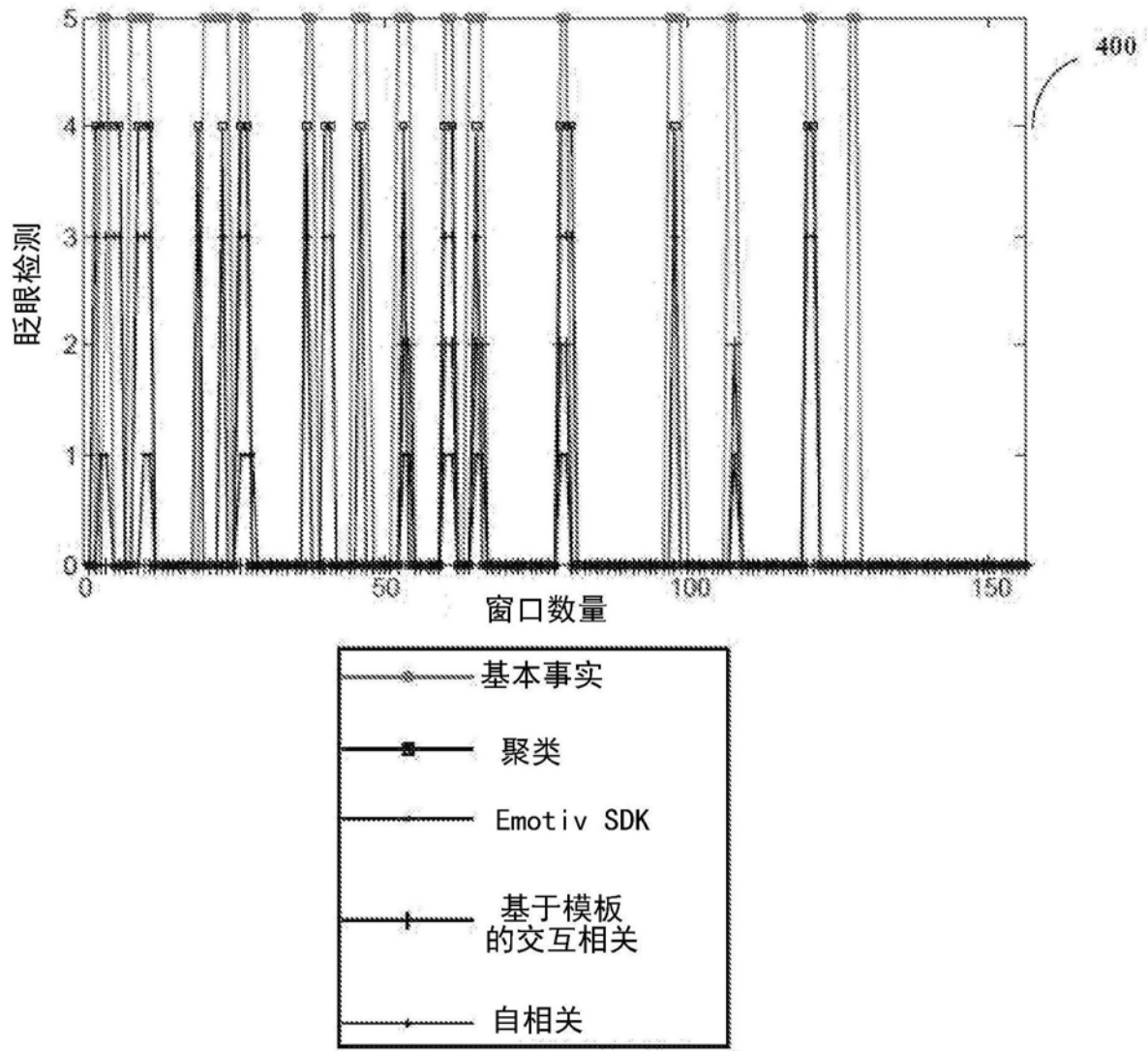


图4

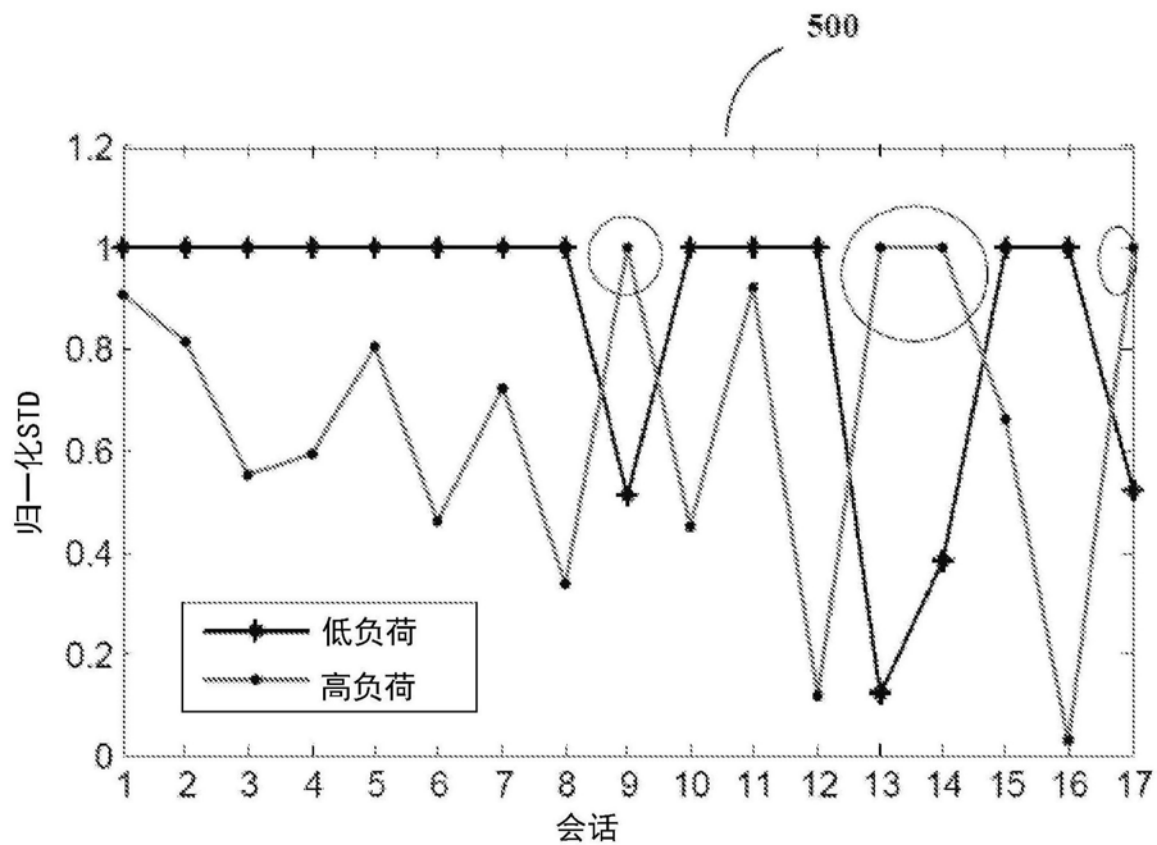


图5

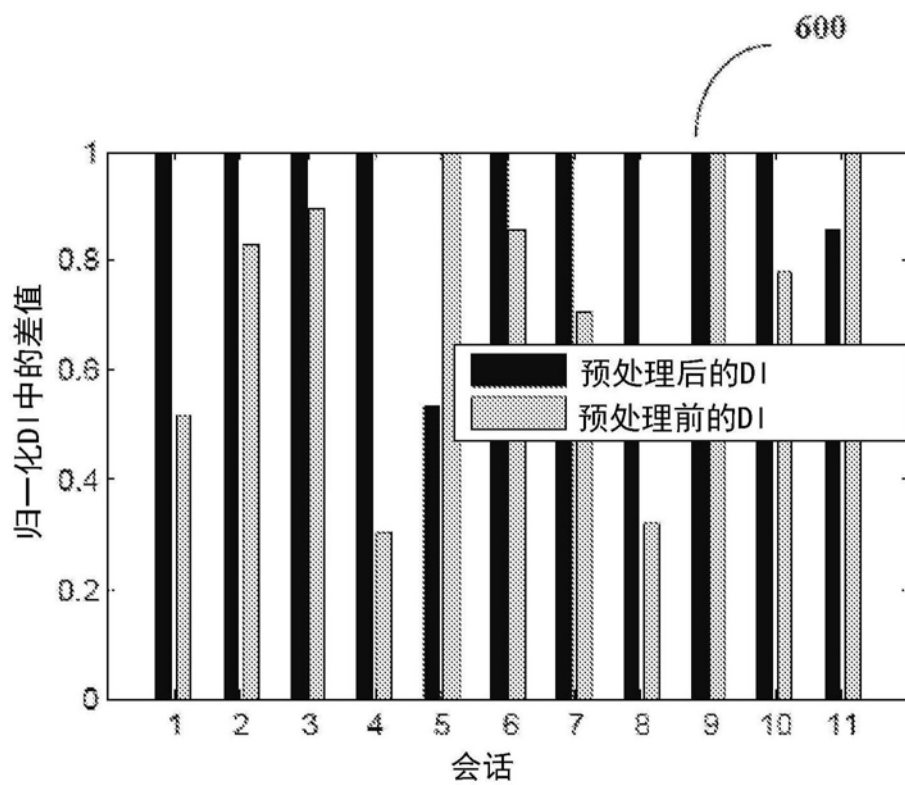


图6

专利名称(译)	对EEG信号进行预处理用于认知负荷测量的方法和系统		
公开(公告)号	CN108366730A	公开(公告)日	2018-08-03
申请号	CN201680072885.3	申请日	2016-10-04
申请(专利权)人(译)	塔塔咨询服务公司		
当前申请(专利权)人(译)	塔塔咨询服务公司		
[标]发明人	RK达斯 A辛哈 D查特吉 S达塔 R D 加瓦斯		
发明人	R·K·达斯 A·辛哈 D·查特吉 S·达塔 R·D·加瓦斯		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/04 A61B5/16		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0476 A61B5/0478 A61B5/048 A61B5/0484 A61B5/16 A61B5/163 A61B5/7203 A61B5/7221 A61B5/7282 A61B5/7207		
代理人(译)	石海霞 金鹏		
优先权	3778MUM2015 2015-10-05 IN		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了对脑电图(EEG)信号进行预处理用于认知负荷测量的方法和系统。本申请提供了对用户的脑电图信号进行预处理用于认知负荷测量的方法和系统,包括:捕获来自用户头部的脑电图信号,在所捕获的脑电图信号中检测多个系统伪影,从所捕获的脑电图信号中检测并且去除噪声窗口,从所捕获的脑电图信号中检测眨眼区域并且滤出所述检测到的眨眼区域,利用滤波后的脑电图信号来测量用户的认知负荷,随后针对测量的认知负荷使用前额头皮EEG电极的空间分布变化计算用户的不同级别的脑力负荷。

