



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110868912 A

(43)申请公布日 2020.03.06

(21)申请号 201880045279.1

(22)申请日 2018.07.06

(30)优先权数据

15/645,133 2017.07.10 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.01.06

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2018/055001 2018.07.06

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/012394 EN 2019.01.17

(71)申请人 国际商业机器公司

地址 美国纽约阿芒克

(72)发明人 P·达斯 R·哈巴德

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 鄧迅 李峥宇

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

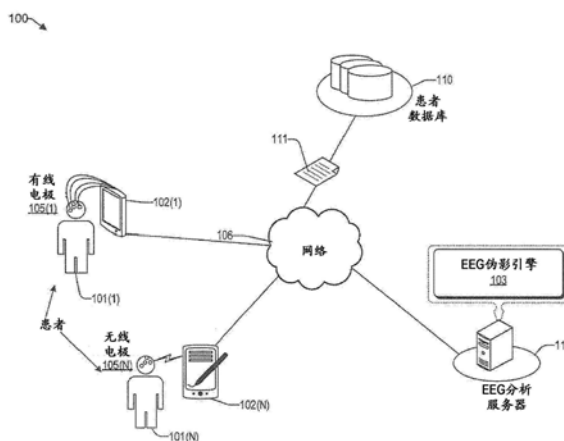
权利要求书4页 说明书11页 附图8页

(54)发明名称

神经生理信号中的伪影的移除

(57)摘要

提供了一种移除脑电图(EEG)信号中的伪影的方法和系统。接收基于来自第一电极的患者的模拟EEG信号的数字化的数字EEG数据。接收基于与模拟EEG信号同时发生的患者的模拟汗液传感器信号的数字化的数字汗液传感器数据。基于患者预先确定的汗液应力分布对数字汗液传感器数据进行变换。通过从数字EEG数据减去变换的汗液传感器数据来自适应地调整数字EEG数据。



1. 一种计算设备,包括:
处理器;
耦合到处理器以实现经由网络的通信的网络接口;
耦合到处理器的存储设备;
存储在存储设备中的软件,其中处理器对软件的执行将计算设备配置为执行以下动作:
从第一电极接收基于患者的模拟脑电图 (EEG) 信号的数字化的数字EEG数据;
接收基于与模拟EEG信号同时发生的患者的模拟汗液传感器信号的数字化的数字汗液传感器数据;
基于患者预先确定的汗液应力分布对数字汗液传感器数据进行变换;以及
通过从数字EEG数据减去变换的汗液传感器数据来自适应地调整数字EEG数据。
2. 如权利要求1所述的计算设备,其中数字EEG数据的自适应调整与模拟EEG和汗液传感器信号的接收是实时的。
3. 如权利要求1所述的计算装置,其中汗液传感器数据包括钠 (Na^+) 测量数据、钾 (K^+) 测量数据和氯 (Cl^-) 测量数据。
4. 如权利要求1所述的计算设备,其中模拟汗液传感器信号是通过当在第一电极和第二电极之间施加电流时测量第一电极和第二电极之间的电阻而基于皮肤电反应。
5. 如权利要求1所述的计算设备,其中:
第一电极是被配置为从患者头皮的不同部分接收模拟EEG信号的一组多个电极的一部分,以及
从汗液传感器电极接收对于多个汗液传感器的预定距离内的一个或多个电极的模拟汗液传感器信号。
6. 如权利要求1所述的计算设备,其中处理器对软件的执行还将计算设备配置为执行以下动作:在将变换应用于数字汗液传感器数据之前,基于第一电极和汗液传感器电极之间的距离执行变换的距离回归调整。
7. 如权利要求1所述的计算设备,其中处理器对软件的执行还将计算设备配置为执行以下动作:接收患者的环境的环境数据,包括以下中的至少一个:来自一个或多个环境传感器的 (i) 环境温度、(ii) 环境湿度、(iii) 以及环境空气流量,其中将变换应用于数字汗液传感器数据还基于所接收的环境数据。
8. 如权利要求1所述的计算设备,其中:
在训练阶段预先确定患者的汗液应力分布,以及处理器对软件的执行还将计算设备配置为执行包括以下的动作:
在受控环境中向患者引入应激物;
响应于应激物从第一电极接收患者的训练模拟EEG信号,并且将训练模拟EEG信号转换为训练数字EEG数据;
响应于与训练模拟EEG信号同时发生的应激物,接收患者的训练模拟汗液传感器信号并且将训练模拟汗液传感器信号转换为数字汗液传感器数据;以及
基于数字训练EEG数据和数字训练汗液传感器数据创建患者的汗液应力分布。
9. 如权利要求8所述的计算设备,其中应激物是经由以下中的至少一个引入的: (i) 计

算设备的虚拟现实 (VR) 接口, (ii) 计算设备的增强现实 (AR) 接口, (iii) 受控环境的环境温度的控制, (iv) 受控环境的环境湿度的控制, 以及 (v) 受控环境的环境气流的控制。

10. 如权利要求1所述的计算设备, 其中模拟EEG信号和模拟汗液传感器信号由计算设备经由短程无线通信技术无线地且实时地接收。

11. 一种有形地体现具有计算机可读指令的计算机可读程序代码的非暂时性计算机可读存储介质, 计算机可读指令在被执行时使计算机设备执行移除脑电图 (EEG) 信号中的伪影的方法, 所述方法包括:

从第一电极接收基于患者的模拟EEG信号的数字化的数字EEG数据;

接收基于与模拟EEG信号同时发生的患者的模拟汗液传感器信号的数字化的数字汗液传感器数据;

基于患者预先确定的汗液应力分布对数字汗液传感器数据进行变换; 以及

通过从数字EEG数据减去变换的汗液传感器数据来自适应地调整数字EEG数据。

12. 如权利要求11所述的非暂时性计算机可读存储介质, 其中数字EEG数据的自适应调整与模拟EEG和汗液传感器信号的接收是实时的。

13. 如权利要求11所述的非暂时性计算机可读存储介质, 其中汗液传感器数据包括钠 (Na^+) 测量数据、钾 (K^+) 测量数据和氯 (Cl^-) 测量数据。

14. 如权利要求11所述的非暂时性计算机可读存储介质, 其中模拟汗液传感器信号是通过当在第一电极和第二电极之间施加电流时测量第一电极和第二电极之间的电阻而基于皮肤电反应。

15. 如权利要求11所述的非暂时性计算机可读存储介质, 其中:

第一电极是被配置为从患者头皮的不同部分接收模拟EEG信号的一组多个电极的一部分, 以及

从汗液传感器电极接收对于多个汗液传感器的预定距离内的一个或多个电极的模拟汗液传感器信号。

16. 如权利要求11所述的非暂时性计算机可读存储介质, 还包括在将变换应用于数字汗液传感器数据之前, 基于第一电极和汗液传感器电极之间的距离执行变换的距离回归调整。

17. 如权利要求11所述的非暂时性计算机可读存储介质, 还包括: 接收患者的环境的环境数据, 包括以下中的至少一个: 来自一个或多个环境传感器的 (i) 环境温度、(ii) 环境湿度、(iii) 以及环境空气流量, 其中将变换应用于数字汗液传感器数据还基于所接收的环境数据。

18. 如权利要求11所述的非暂时性计算机可读存储介质, 其中确定所述汗液应力分布包括, 在训练阶段期间:

在受控环境中向患者引入应激物;

响应于应激物从第一电极接收患者的训练模拟EEG信号, 并且将训练模拟EEG信号转换为训练数字EEG数据;

响应于与训练模拟EEG信号同时发生的应激物, 接收患者的训练模拟汗液传感器信号并且将训练模拟汗液传感器信号转换为数字汗液传感器数据; 以及

基于数字训练EEG数据和数字训练汗液传感器数据创建患者的汗液应力分布。

19. 如权利要求18所述的非暂时性计算机可读存储媒体,其中应激物是经由以下中的至少一个引入的:(i) 计算设备的虚拟现实 (VR) 接口,(ii) 计算设备的增强现实 (AR) 接口,(iii) 受控环境的环境温度的控制,(iv) 受控环境的环境湿度的控制,以及(v) 受控环境的环境气流的控制。

20. 如权利要求11所述的非暂时性计算机可读存储介质,其中模拟EEG信号和模拟汗液传感器信号由计算设备经由短程无线通信技术无线地且实时地接收。

21. 一种移除脑电图 (EEG) 信号中的伪影的方法,所述方法包括:

从第一电极接收基于患者的模拟EEG信号的数字化的数字EEG数据;

接收基于与模拟EEG信号同时发生的患者的模拟汗液传感器信号的数字化的数字汗液传感器数据;

基于患者预先确定的汗液应力分布对数字汗液传感器数据进行变换;以及

通过从数字EEG数据减去变换的汗液传感器数据来自适应地调整数字EEG数据。

22. 如权利要求21所述的方法,其中数字EEG数据的自适应调整与模拟EEG和汗液传感器信号的接收是实时的。

23. 如权利要求21所述的方法,其中汗液传感器数据包括钠(Na^+)测量数据、钾(K^+)测量数据和氯(Cl^-)测量数据。

24. 如权利要求21所述的方法,其中模拟汗液传感器信号是通过当在第一电极和第二电极之间施加电流时测量第一电极和第二电极之间的电阻而基于皮肤电反应。

25. 如权利要求21所述的方法,其中:

第一电极是被配置为从患者头皮的不同部分接收模拟EEG信号的一组多个电极的一部分,以及

从汗液传感器电极接收对于多个汗液传感器的预定距离内的一个或多个电极的模拟汗液传感器信号。

26. 如权利要求21所述的方法,还包括:在将变换应用于数字汗液传感器数据之前,基于第一电极和汗液传感器电极之间的距离执行变换的距离回归调整。

27. 如权利要求21所述的方法,还包括:接收患者的环境的环境数据,包括以下中的至少一个:来自一个或多个环境传感器的(i) 环境温度、(ii) 环境湿度、(iii) 以及环境空气流量,其中将变换应用于数字汗液传感器数据还基于所接收的环境数据。

28. 如权利要求21所述的方法,其中确定汗液应力分布包括,在训练阶段期间:

在受控环境中向患者引入应激物;

响应于应激物从第一电极接收患者的训练模拟EEG信号,并且将训练模拟EEG信号转换为训练数字EEG数据;

响应于与训练模拟EEG信号同时发生的应激物,接收患者的训练模拟汗液传感器信号并且将训练模拟汗液传感器信号转换为数字汗液传感器数据;以及

基于数字训练EEG数据和数字训练汗液传感器数据创建患者的汗液应力分布。

29. 如权利要求28所述的方法,其中应激物是经由以下中的至少一个引入的:(i) 计算设备的虚拟现实 (VR) 接口,(ii) 计算设备的增强现实 (AR) 接口,(iii) 受控环境的环境温度的控制,(iv) 受控环境的环境湿度的控制,以及(v) 受控环境的环境气流的控制。

30. 如权利要求21所述的方法,其中模拟EEG信号和模拟汗液传感器信号由计算设备经

由短程无线通信技术无线地且实时地接收。

31. 一种计算机程序,包括存储在计算机可读介质上的计算机程序代码,当计算机程序代码被加载到计算机系统中并在其上执行时,使得计算机系统执行如权利要求21至30中任一项所述的方法的所有步骤。

神经生理信号中的伪影的移除

背景技术

技术领域

[0001] 本发明大体上涉及信号处理,且更具体地,涉及神经生理信号中的伪影(artifacts)的检测、识别和移除。

[0002] 相关技术的描述

[0003] 近年来,脑计算机接口和智能信号分段已经吸引了医学上的越来越多的兴趣。脑电活动由脑电图(EEG)信号表示。EEG是一种使用附着到头皮的电极(可以是小的、平坦的金属盘的形式)来检测脑中的电活动的测试。脑细胞通过电脉冲通信,并且一直是活动的,即使当一个人睡着时。这种活性显示为由脑神经元内的离子电流导致的电压波动。

[0004] 如本文所使用的,EEG是指在一段时间内记录脑的自发电活动,如从放置在头皮上的多个电极记录的。诊断应用通常集中在EEG的频谱内容,即,可以在EEG信号中观察到的神经振荡(有时称为“脑电波”)的类型。EEG是癫痫的主要诊断测试之一,并且还可以在诊断其他脑和睡眠障碍中起作用。为了增加EEG测量的准确性,应当移除在测量期间可能出现的使真实脑电波信号失真或淹没的电污染物,在此称为伪影。

发明内容

[0005] 根据各种实施例,提供了一种移除脑电图(EEG)信号中的伪影的计算设备、非暂时性计算机可读存储介质、计算机程序和方法。从第一电极接收患者的模拟EEG信号并转换为数字EEG数据。接收与模拟EEG信号同时发生的患者的模拟汗液传感器信号并转换为数字汗液传感器数据。基于患者预先确定的汗液应力分布对数字汗液传感器数据进行变换。通过从数字EEG数据减去变换的汗液传感器数据来自适应地调整数字EEG数据。发送调整的数字EEG数据以在计算机设备的用户界面上显示。

附图说明

[0006] 附图是说明性实施例。它们没有示出所有实施例。另外或替代地,可以使用其他实施例。可以省略可能是明显的或不必要的细节以节省空间或用于更有效的说明。一些实施例可以用附加的组件或步骤和/或不用所示出的所有组件或步骤来实现。当相同的数字出现在不同的附图中时,它指的是相同或相似的部件或步骤。

[0007] 图1示出了用于实现在电子大脑监测期间执行汗液伪影的自适应过滤的系统的示例架构。

[0008] 图2图示了与说明性实施例一致的随时间的若干EEG通道的信号。

[0009] 图3是与说明性实施例一致的响应于针对患者的各种紧张性刺激的汗液随时间的示例图。

[0010] 图4示出了在高级别示出说明性用户设备的各种组件的框图。

[0011] 图5示出了与说明性实施例一致的汗液伪影系统的自适应过滤的高级框图。

- [0012] 图6示出了初始化训练阶段的示例过程,其中针对个体患者定制的汗液应力分布。
- [0013] 图7图示了活动阶段的示例过程,其中与汗液相关的伪影被识别并从EEG数据中移除。
- [0014] 图8是与说明性实施例一致的可以与各种联网组件通信的计算机硬件平台的功能框图说明。

具体实施方式

[0015] 概述

[0016] 在以下详细描述中,通过实例阐述许多特定细节以提供对相关教导的透彻理解。然而,应了解,可在没有这些细节的情况下实践本教导。在其它实例中,已在相对高的层级上描述了众所周知的方法、程序、组件和/或电路,而没有细节,以避免不必要地模糊本教导的方面。

[0017] 本公开涉及神经生理信号中的伪影的检测、识别和移除。今天,用于脑活动检测的自动EEG分析的已知可用方法具有限制其可靠性的许多挑战。这些缺点包括生物伪影和对环境噪声/干扰的敏感性,导致可靠性降低。如本文所使用的,术语“伪影”表示污染感兴趣的事件信号的所有非事件信号。

[0018] 伪影的一个潜在来源是患者出汗。申请人已经识别了汗液引入了低频干扰源,其妨碍了对例如从患者前额测量的EEG信号的分析。虽然摩擦皮肤可以降低皮肤电位的影响以降低本文所讨论的负面影响,但是它是耗时的、潜在有害的,并且可能不是选择。例如,EEG可以在睡眠条件下执行,或者患者可能简单地不能在EEG分析期间定期地摩擦皮肤。

[0019] 本文所讨论的概念提供了一种自动且有效的方式来实时检测和移除与汗液有关的破坏EEG信号的伪影,从而提供对患者的更准确的认知状态评估。为此,计算设备可以是用户设备或与用户设备协作的中央服务器,其从第一电极接收患者的模拟EEG信号并将EEG信号转换为数字EEG数据。接收与模拟EEG信号同时发生的患者的模拟汗液传感器信号,并将其转换为数字汗液传感器数据。基于患者预先确定的汗液应力分布对数字汗液传感器数据进行变换。然后通过从数字EEG数据减去经变换的汗液传感器数据来自适应地调整数字EEG数据。然后,可以将经调整的EEG数据实时发送到计算设备的用户接口。现在详细参考附图中所示和下面讨论的示例。

[0020] 示例架构

[0021] 图1示出了用于实现在电子大脑监测期间执行汗液伪影的自适应过滤的系统的示例架构100。架构100可包括网络106,其允许患者101(1)至101(N)通过其相应的用户设备102(1)至102(N)与各种资源通信。联网资源可以包括患者数据库110、其上运行有EEG伪影引擎103的EEG分析服务器116以及连接到网络106的任何其他组件。

[0022] 网络106可以是,但不限于,局域网(“LAN”)、虚拟专用网(“VPN”)、蜂窝网络、因特网或其组合。例如,网络106可以包括通信地耦合到专用网络的移动网络,该专用网络有时被称为提供各种辅助服务的内联网,诸如与患者数据库110、库和因特网的通信。为了便于本讨论,将仅通过示例而非限制的方式将网络106描述为可由运营商或服务提供商操作以向其订户客户和相关联的移动设备用户提供各种各样的移动通信服务和补充服务或特征的移动网络。网络106允许从患者101(1)到101(N)采集的数据被传送到EEG分析服务器116

上的EEG伪影引擎103,以及被记录在患者数据库110中。

[0023] 为了随后讨论的目的,附图中出现了若干用户设备,以表示可经由电极105 (1) 至105 (N) 从患者获取神经生理学和/或汗液信息并经由网络106接收各种服务的设备的一些示例。当今,用户设备通常采用便携式手持机、智能电话、平板计算机、个人数字助理 (PDA) 和智能手表的形式,尽管它们可以以包括消费者和医疗电子设备的其他形式因素来实现。

[0024] 在一个实施方案中,电极105 (1) 和105 (N) 分别可拆卸地与患者的头皮101 (1) 和101 (N) 连接。不同的技术可以用于电极,其在此被分为两组:(i) 电生理信号电极和(ii) 汗液监测电极,在本文中统称为电极。在一些实施例中,电极被配置为感测电生理信号以及监测汗液参数。换句话说,单个电极通道可操作以提供EEG数据和汗液数据两者。

[0025] 关于前者,电极被配置成从患者收集脑活动或诸如EEG数据的相关数据。在各种实施例中,这样的电极可以包括用于测量电生理信号和诸如EEG、ECOG、EOG、EMG等的大脑相关信号的表面或颅内电极。在一个实施例中,传感器还可以是磁性电极,其被配置为感测磁场以采集脑电波信号,类似于可以通过例如施加到患者头皮的电极获得的信号。

[0026] 例如EEG电极,放置在患者头皮的不同位置以测量患者的神经生理信号。可以有几个这样的电极,每个电极向与其耦合的用户装置(例如,102 (1) 和102 (N)) 提供不同的信息通道。还存在汗液电极,其可操作以测量对应EEG电极附近的汗液量。

[0027] 在各种实施例中,取决于本文所讨论的EEG数据过滤的期望的准确性,汗液电极与EEG电极的数量的比率可以变化。例如,汗液与EEG电极的比率可以是1:1;1到许多(其中EEG电极在汗液电极的预定半径内);或者每个EEG电极可以具有嵌入其中的汗液传感器。换句话说,同一电极提供患者的汗液信息和神经生理信号两者。由于灵敏度与EEG电极和汗液电极之间的距离成反比,因此可以做出折衷以具有良好的灵敏度,并且汗液值的差异大于单个汗液测量的不准确性。在一个实施例中,执行距离回归计算以基于EEG电极和汗液传感器电极之间的距离来调整过滤(例如,变换)。

[0028] 在各种实施例中,电极(例如汗液和/或EEG)可以经由物理线路(例如线缆)和/或经由短距离无线通信无线地耦合到其对应的用户设备。例如,患者101 (1) 的电极之间的有线通信可以是经由物理耦合到用户设备102 (1) 的线束(例如,以线带的形式)经由单独的线。

[0029] 在其他实施例中,电极105 (N) 和用户设备102 (N) 之间的通信经由短程无线通信技术来执行。与用户设备102 (N) 通信的各种短距离无线技术包括但不限于数字增强无绳电信(DECT)、近场通信(NFC)、ZigBee和蓝牙。DECT技术(传统上用于无线家庭电话系统)使用比蜂窝系统少得多的能量。NFC是用于智能电话和类似设备的一组标准,以通过将它们接触在一起或使它们紧密接近(通常不超过几厘米)来建立彼此的无线电通信。由于范围小,所以存在相当大的功耗益处。蓝牙虽然在比NFC更长的距离处操作,但是与蜂窝系统相比仍然节省了大量的功率。ZigBee是低成本、低功率、无线网状网络标准。ZigBee网状组网提供了高可靠性和更广泛的范围。因此,用户设备102 (N) 可以从更长的距离节省功率。通常,低功率使用允许更长的寿命和更小的电池,从而提供用户设备102 (N) 和/或电极105 (N) 的更符合人体工程学的形状因子。例如,电极可以是容易地佩戴在患者头部上的头盔的一部分。本文讨论的无线技术提供了患者的更舒适和移动性,同时避免了电极意外切断而被拴系到接收器。

[0030] 申请人已经确定汗液引入了低频、大振幅的干扰源,其妨碍了对例如从患者(例如101(1))前额测量的EEG信号的分析。在这点上,图2示出了若干EEG通道随时间变化的信号。熟悉EEG信号数据的人理解,这样的数据具有“特征”,其中信号具有频率和幅度的预定范围。汗液形式的伪影在EEG数据中产生低频、大幅度的偏移,如通道1、2和11的数据所表明的。因此,身体上的不同位置在同时EEG测量中产生不同的结果。

[0031] 返回参考图1,每个用户设备(例如,102(1))被配置成接收从相应患者(直接通过有线或无线)收集的电子信息,并处理所接收的信息。例如,用户设备102(1)可以从一个或多个电极105(1)接收患者101(1)的EEG信号和汗液传感器信号。EEG信号和汗液传感器信号是同时发生的(例如,彼此同步)。最初,所采集的数据是模拟形式的。因此,用户设备102(1)将模拟EEG信号和模拟汗液传感器信号转换为相应的数字数据。在各种实施例中,该数据然后可以(i)由用户设备102(1)进一步处理,或(ii)通过网络106被发送到EEG分析服务器116以供EEG伪影引擎103进一步处理。

[0032] 例如,EEG伪影引擎103可与用户设备(例如,102(1)或102(N))协作以实时处理数字EEG数据和汗液数据,以提供已从其移除与患者的汗液相关的伪影的经调整的数字EEG数据。为此,EEG伪影引擎103可以从患者数据库110接收汗液应力分布111。

[0033] 患者数据库110被耦合以经由网络106通信。在一个实施例中,患者数据库110提供对与患者账户相关的各种功能的在线访问,诸如健康数据、汗液应力分布111、订阅信息、密码控制等。

[0034] 在一个实施例中,存储在患者数据库110中的汗液应力分布111可以在训练阶段生成,其中汗液应力分布是针对患者单独创建的。在这点上,识别患者(例如101(1))对受控应激物的反应。例如,患者可以佩戴虚拟现实(VR)或增强现实(AR)接口以加速身体锻炼以及对音频、视觉和身体应激物的反应。在训练阶段期间,在该受控环境中随时间识别出汗液应力分布。图3是与说明性实施例一致的针对患者的响应于各种应激物的汗液随时间的示例图300。在一些实施例中,在该阶段期间执行EEG以分别校准用于患者的滤波器。

[0035] 例如,患者可以在佩戴与EEG集成的VR头带时执行运动任务。患者还佩戴汗液传感器。在时间10,汗液水平增加超过预定阈值,这是由于生理环境的受控变化(例如,温度增加、移动等)。此时,滤波器被接通并且被自适应地修改以使用迭代过程来减小所生成的输出与真实输出之间的误差。

[0036] 在训练阶段期间,确定患者的皮肤电敏感性是什么(例如,出汗如何影响神经生理信号水平)。一些患者可能受到强烈影响(例如,他们的颅部宽度可能相对较薄或者他们的神经信号的幅度可能相对较低,这可能与那些具有较厚颅部宽度和/或在他们观察到的神经生理信号中具有较高幅度的患者不同地影响测量的信号水平,此外,一些患者在测试期间可能具有不同的个性和不同的焦虑水平。在这方面,在一个实施例中,为每个患者确定基线,有时这里称为汗液应力分布,其存储在患者数据库110中。通过这种方式,一个计算设备可以确定一个特定病人的EEG反应是如何受到他们出汗的影响的。

[0037] 在一个实施例中,在训练阶段期间确定用于数字EEG数据的适当滤波器。例如,可以评估不同类型的滤波器,包括但不限于最小均方(LMS)、递归最小二乘(RLS)、卡尔曼等,以确定最适合患者对汗液的生理反应的一个或多个滤波器。在这点上,注意到RLS算法可以比LMS更快地收敛,但是通常也更复杂。如果汗液伪影被限制于窄带信号,则LMS算法可在准

确度方面提供优越的性能。卡尔曼滤波器可以比RLS算法更复杂,但是也表现出更高的性能,因为它们不需要稳定性,并且因此可以在要移除的伪影随时间高度变化的情况下实现。最后,如果确定伪影信号是非线性的,则可以使用非线性滤波器(粒子滤波器、批滤波器、去噪或堆叠自动编码器等)。一旦生成了足够量的训练数据,就可以使用基于深度神经网络的模型。

[0038] 返回参考图1,虽然已经在EEG分析服务器116的上下文中讨论了EEG伪影引擎103的功能,但是在一个实施例中,EEG伪影引擎103的一些或全部功能可以被包括在用户设备(例如,102(1)或102(N))本身中。换句话说,用户设备可以独立于EEG分析服务器116在电子大脑监测期间提供汗液伪影的自适应过滤的功能。

[0039] 尽管通过举例的方式将患者数据库110、计算设备(例如,102(1))和EEG分析服务器116图示为在不同的平台上,但应理解,在各种实施例中,可以以各种组合组合患者数据库110、EEG分析服务器116和用户设备(例如,102(1))。在其他实施例中,这些计算平台可以由虚拟机或软件容器形式的虚拟计算设备实现,所述虚拟机或软件容器被托管在云中,从而提供用于处理和存储的弹性架构。

[0040] 本文讨论的数据库和计算设备中的每一个都符合健康保险携带和责任法案(HIPAA),HIPAA设置了用于保护敏感患者数据的标准。

[0041] 示例用户设备

[0042] 如在图1的上下文中讨论的,在架构100中的电子大脑监视系统期间的汗液伪影的自适应过滤可以涉及不同类型的用户设备。为此,图4示出了在高级别示出说明性用户设备400的各种组件的框图。为了讨论的目的,该图示以可以通过图1的网络106进行通信的无线计算设备的形式示出了用户设备400。

[0043] 用户设备400可以包括一个或多个天线402;用于蜂窝、Wi-Fi通信和/或有线通信的收发器404;用户接口406;一个或多个处理器408;硬件410;以及存储器416。在一些实施例中,天线402可以包括向基站发送无线电信号的上行链路天线和从基站接收无线电信号的下行链路天线。在一些其它实施例中,单个天线可以发送和接收无线电信号两者。相同或其它天线可用于Wi-Fi通信。这些信号可以由收发器404处理,有时统称为网络接口,其被配置为接收和发送数字数据。在一个实施例中,收发器404另外包括短程无线通信能力,例如DECT、NFC、ZigBee、蓝牙等。在一个实施例中,用户设备400不包括天线402,并且与外部组件的通信是经由有线通信。

[0044] 在一个实施例中,用户设备400包括用户接口406,其使得用户能够提供输入并接收来自用户设备400的输出。例如,用户接口406可以包括数据输出设备(例如,视觉显示器、音频扬声器、触觉设备等),其可以用于提供来自EEG分析服务器116的EEG伪影引擎103的通知。

[0045] 用户接口406还可以包括一个或多个数据输入设备。数据输入设备可以包括但不限于小键盘、鼠标设备、触摸屏、麦克风、语音识别包和任何其他合适的设备或其他电子/软件选择接口中的一个或多个的组合。数据输入设备还可以包括诸如USB的端口,其被配置为与这里讨论的有线电极耦合。

[0046] 用户设备400可以包括一个或多个处理器408,其可以是单核处理器、多核处理器、复杂指令集计算(CISC)处理器或另一类型的处理器。

[0047] 硬件410可以包括电源和数字信号处理器(DSP), DSP可以包括单核或多核处理器。硬件410还可以包括管理高速通信接口的网络处理器, 包括与外围组件交互的通信接口。网络处理器和外围组件可以通过交换结构链接。硬件410还可以包括硬件解码器和编码器、模数转换器、网络接口控制器和/或USB控制器。更进一步, 硬件可以包括温度传感器、湿度传感器、加速度计和全球定位系统(GPS)。例如, 温度和湿度传感器可以用于确定患者所处环境的环境温度和湿度。此外, 加速度计和GPS可用于确定患者的位置以及患者是否正在移动。

[0048] 存储器416可以使用诸如计算机存储介质等计算机可读介质来实现。存储介质包括以用于存储诸如计算机可读指令、数据结构、程序模块或其它数据等信息的任何方法或技术实现的易失性和非易失性、可移动和不可移动介质。计算机存储介质包括但不限于, RAM、ROM、EEPROM、闪存或其它存储器技术、CD-ROM、数字多功能盘(DVD)、高清晰度视频存储盘、或其它光存储、磁带盒、磁带、磁盘存储或其它磁存储设备、或可以用来存储供计算设备访问的信息的任何其它非传输介质。

[0049] 存储器416可以存储可由用户设备400的(一个或多个)处理器408和(一个或多个)控制器执行或访问的各种软件组件或模块。存储器416的各种组件可以包括软件418和操作系统450。软件418可以包括各种应用420, 诸如具有若干模块的EEG分析App440。每个模块可以包括执行任务或实现抽象数据类型的例程、程序指令、对象和/或数据结构。

[0050] 例如, 用户设备400的EEG分析App440可以包括汗液模块442, 其可操作以解释可穿戴数字汗液传感器数据。在一个实施例中, 可穿戴汗液传感器主要测量皮肤电反应(GSR), 这可以通过将两个电极放置在身体和/或头皮表面上分开预定距离(例如, 一英寸)处并且当非常弱的电流稳定地在两个电极之间通过时测量两个电极之间的记录电阻来执行。当电极连接到电压放大器时, 可以在没有任何外部施加的电流的情况下测量两个电极之间的皮肤电势(GSP)。GSR和GSP两者都随着对象的情绪状态(例如, 唤醒)以及随着体温和湿度而变化。可穿戴汗液传感器可以集成在EEG头带中, 或者可以穿戴在身体的任何其他部位。

[0051] 可以有神经生理模块444, 其可操作以解释数字EEG数据。可以存在温度模块446, 其可操作以解释由温度传感器提供的环境温度条件。可以有湿度模块448, 其可操作以确定患者所处环境的湿度。还可以存在可操作以确定汗液中存在的生物标记物的NA450、K452和Cl454模块, 所述生物标记物分别诸如数字汗液传感器数据的钠(Na^+)、钾(K^+)、氯(Cl^-)、葡萄糖、乳糖等含量。生物标志物含量与GSR信号的组合可以用于将情绪和认知成分与汗液分泌物中存在的生理成分分离, 然后可以用于校正EEG信号。

[0052] 在特定实施例中, EEG分析App440包括自适应调整模块456, 其可操作以基于患者的预定汗液应力分布将变换应用于汗液传感器数据。EEG分析App440然后自适应地从数字EEG数据减去经变换的汗液传感器数据。

[0053] 虽然EEG分析App440已被图示为用户设备400的一部分, 但是在一些实施例中, 由EEG分析App440执行的功能可以由EEG伪影引擎103执行。例如, 与自适应调整模块456相关的功能可以由EEG分析服务器116的EEG伪影引擎103执行。EEG分析服务器116的操作稍后更详细地讨论。

[0054] 操作系统450可以包括使得用户设备400能够经由各种接口(例如, 用户控制、通信接口和/或存储器输入/输出设备)接收和发送数据以及使用(一个或多个)处理器408处理

数据以生成输出的组件。操作系统450可以包括呈现输出(例如,在用户设备400的电子显示器上显示数据、将数据存储在存储器416中、将数据传输到另一电子设备等)的呈现组件。另外,操作系统450可以包括执行通常与操作系统450相关联的各种附加功能的其他组件。

[0055] 示例性框图

[0056] 图5示出了与说明性实施例一致的汗液伪影系统500的自适应过滤的高级框图。系统500包括求和节点510,其可以表示用户设备400的EEG分析App440或EEG伪影引擎103。从各种电极接收患者的EEG信号。块502表示已经数字化的单个通道。同时接收患者的汗液传感器信号。块504表示数字化的汗液传感器数据。可调滤波器506,有时在此称为变换,接收汗液传感器数据504,并基于由自适应算法508接收的控制信号自适应地调整汗液传感器数据。自适应算法508在训练阶段期间被配置,在训练阶段中确定汗液应力分布。患者的汗液应力分布被用于创建自适应算法以调整滤波器506。因此,可调滤波器506为数字EEG数据的每个样本生成数字信号水平。对于数字EEG数据的每个样本,求和节点510从其减去经变换的汗液传感器数据。

[0057] 在一个实施例中,在训练期间确定可调滤波器506的系数和/或超参数,其中预先计算或根据其它环境变量和/或来自其它传感器(例如,温度传感器、湿度传感器等)的数据来估计期望输出。误差函数,在此有时称为误差信号,由期望输出和实际输出之间的差来估计。系数和/或超参数被优化,使得误差函数最小化。然后使用经训练的自适应算法508从测试EEG信号中移除伪影。在一些实施例中,在患者的评估期间基于环境条件进一步调整可调滤波器506。

[0058] 示例过程

[0059] 通过示例架构100和示例框图500的前述概述,现在考虑示例过程的高级讨论可能是有帮助的。为此,图6和7示出了在患者的大脑电子监测期间检测、识别和移除神经生理信号中的伪影的示例性过程600和700。更特别地,图6示出了初始化训练阶段的示例过程,其中针对个体患者定制汗液应力分布,并且图7示出了活动阶段的示例过程,其中从EEG数据中识别并移除与汗液相关的伪影。

[0060] 过程600和700被示为逻辑流程图中的框的集合,其表示可以用硬件、软件或其组合来实现的操作序列。在软件的上下文中,这些框表示计算机可执行指令,这些指令在由一个或多个处理器执行时执行所叙述的操作。通常,计算机可执行指令可以包括执行功能或实现抽象数据类型的例程、程序、对象、组件、数据结构等。描述操作的顺序不旨在被解释为限制,并且任何数量的所描述的框可以以任何顺序组合和/或并行执行以实现该过程。出于讨论的目的,参考图1的体系结构100来描述过程600和700。

[0061] 在框602处,将患者置于受控环境中以产生患者特有的汗液应力分布。为此,受控环境可以包括患者佩戴VR或AR接口以加速身体活动以及对音频、视频和身体应激物的反应。在一些实施例中,控制房间的环境温度和/或湿度以识别患者如何对引入的应激物作出反应。

[0062] 在框604处,由计算设备从一个或多个电极接收患者的模拟EEG信号。如前所述,在各种实施例中,计算设备可以是用户设备,例如用户设备102(1)或EEG分析服务器116。这些模拟信号被转换成数字训练EEG数据。

[0063] 在框606处,计算设备接收与模拟EEG信号同时发生的患者的模拟汗液传感器信

号。例如,汗液传感器信号与EEG信号同时发生,因为汗液传感器信号与EEG信号同步。这些模拟汗液传感器信号被转换为数字训练汗液传感器数据。在一些实施例中,该训练阶段的不同时间段使受试患者暴露于不同的应激物。例如,在时间段 $0 < T < 5\text{min}$ 内,播放舒缓音乐,在VR或AR界面显示剧情场景,保持舒适的环境条件;在时间段 $5\text{分钟} < T < 10\text{分钟}$ 期间,环境条件可能恶化(例如,较高的温度和/或湿度);在时间段 $10\text{分钟} < T < 15\text{分钟}$ 期间,VR或AR接口可以显示紧张场景以加速身体锻炼以及对音频、视觉和身体应激物的反应;等。

[0064] 在框610处,将数字训练EEG数据、数字训练汗液传感器数据和应激物相关联。

[0065] 在框612处,基于在框610处执行的相关性来创建受试患者的汗液应力分布。在各种实施例中,可将所述受试患者的汗液应力分布存储在所述用户设备中(例如,102(1))和/或通过网络106发送以存储在所述患者数据库110中。

[0066] 现在参考图7,其图示了活动阶段的示例过程700,其中由计算设备从EEG数据识别和移除与汗液相关的伪影。计算设备可以是用户设备(例如,102(1))或EEG分析服务器116。在各种实施例中,过程700可独立于过程600或可在其后运行(即,使用来自过程600的汗液应力分布)。因此,在框702处,接收受试患者的汗液应力分布。在各种实施例中,可通过网络106从患者数据库110或直接从用户装置(例如,102(1))接收汗液应力分布。

[0067] 在框704处,由计算设备从一个或多个电极接收患者的模拟EEG信号,在各种实施例中,所述计算设备可以是用户设备(例如,102(1))或EEG分析服务器116。这些模拟信号被转换成数字EEG数据。

[0068] 在框706,计算设备接收与模拟EEG信号同时发生的患者的模拟汗液传感器信号。这些模拟汗液传感器信号被转换为数字汗液传感器数据。

[0069] 在框708处,在一个实施例中,计算设备接收环境条件数据。例如,环境条件数据可以包括但不限于来自受试患者附近的一个或多个环境传感器的(i)环境温度、(ii)环境湿度、(iii)环境气流等。

[0070] 在框710处,对数字汗液传感器数据进行变换。在一个实施例中,变换基于由计算装置接收的预定汗液应力分布(例如,框702)。在一些实施例中(例如,在框708中测量环境条件的情况下,变换进一步基于环境条件。因此,框710提供可用作过滤参考的经变换的数字汗液传感器数据。

[0071] 在框712处,从数字EEG数据减去经变换的数字汗液传感器数据,从而从数字EEG数据移除与汗液相关的伪影。因此,计算设备自适应地调整数字EEG数据。因此,对于每个样本,从数字EEG数据中减去适当的量以从其移除汗液伪影。

[0072] 在框714,在用户设备(例如,102(1))的用户界面上显示自适应调整的数字EEG数据。可以实时地执行经调整的数字EEG数据的呈现。

[0073] 示例计算机平台

[0074] 如上所述,与神经生理信号中的伪影的检测、识别和移除相关的功能可以利用经由无线或有线通信连接以进行数据通信的一个或多个计算装置来执行,如图1所示,并且根据图6的过程600和图7的过程700,图8是可以与各种网络组件通信的计算机硬件平台的功能框图,该网络组件例如患者的用户设备102(1)至102(N),患者数据库例如患者数据库110等。特别地,图8示出了网络或主机计算机平台800,其可以用于实现服务器,例如图1的EEG分析服务器116。

[0075] 计算机平台800可包括中央处理单元(CPU) 804、硬盘驱动器(HDD) 806、随机存取存储器(RAM) 和/或只读存储器(ROM) 808、键盘810、鼠标812、显示器814和通信接口816,它们连接到系统总线802。

[0076] 在一个实施例中,HDD806具有包括存储程序的能力,该程序可以以这里描述的方式执行各种处理,诸如EEG伪影引擎840。EEG伪影引擎840可以具有被配置为执行不同功能的各种模块。如在图4的用户设备400的讨论的上下文中所提到的,在各种实施例中,下面描述的功能中的一些或全部可以由用户设备400本身执行。换句话说,用户设备400的EEG分析App440可以执行下面讨论的EEG伪影引擎840的功能。

[0077] 例如,EEG伪影引擎840可包括汗液模块842,其可操作以解释从用户设备(例如,102(1))接收的数字汗液传感器数据。可以存在神经生理模块844,其可操作以解释由用户设备(例如,102(1))接收的数字EEG数据。可以存在温度模块846,其可操作以解释由温度传感器提供的环境温度条件。可以存在湿度模块848,其可操作以确定患者所处环境的湿度。还可以存在可操作以分别确定数字汗液传感器数据的 Na^+ 、 K^+ 和 Cl^- 含量的NA850、K852和C1854模块。可以有附加的模块(未示出)来测量附加的参数,例如葡萄糖、乳糖等。

[0078] 在一个实施例中,存在报告模块858,其可操作以将自适应地调整的数字EEG数据报告给适当的接受者,诸如负责的护士、医师或患者本身。例如,自适应地调整的数字EEG数据可以通过网络106发送到患者的用户设备,使得在其用户界面上显示。可以实时地执行对经调整的数字EEG数据的报告。

[0079] 在一个实施例中,可以存储诸如Apache™之类的程序,用于将系统作为Web服务器来操作。在一个实施例中,HDD806可以存储执行应用,该执行应用包括一个或多个库软件模块,例如用于实现JVM(Java™虚拟机)的Java™运行时环境程序的库软件模块。

[0080] 结论

[0081] 已经出于说明的目的呈现了本教导的各种实施例的描述,但是不旨在是穷举的或限于所公开的实施例。在不背离所描述的实施例的范围的情况下,许多修改和变化对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。选择本文所使用的术语是为了最好地解释实施例的原理、实际应用或对市场上存在的技术改进,或为了使本领域的其他普通技术人员能够理解本文所公开的实施例。

[0082] 虽然上文已描述了被认为是最佳状态的内容和/或其它实例,但应理解,可在其中作出各种修改,且本文所揭示的标的物可以各种形式和实例来实施,且所述教导可应用于许多应用中,本文仅描述了其中的一些应用。所附权利要求书旨在要求保护落入本发明的真实范围内的任何和所有应用、修改和变化。

[0083] 在此讨论的部件、步骤、特征、目的、益处和优点仅仅是说明性的。它们中的任何一个,或者与它们相关的讨论,都不是要限制保护范围。虽然本文已经讨论了各种优点,但是将理解,并非所有实施例都必须包括所有优点。除非另有说明,否则本说明书中,包括所附权利要求中阐述的所有测量值、值、额定值、位置、量值、大小和其它规格是近似的,而不是精确的。它们旨在具有与它们相关的功能以及它们所属领域中惯用的功能相一致的合理范围。

[0084] 也考虑了许多其它实施例。这些实施例包括具有更少、附加和/或不同组件、步骤、特征、目的、益处和优点的实施例。这些实施例还包括其中以不同方式布置和/或排序组件

和/或步骤的实施例。

[0085] 本文参考根据本公开的实施例的方法、装置(系统)和计算机程序产品的流程图图示和/或框图描述本公开的方面。将理解,流程图和/或框图的每个框以及流程图和/或框图中的框的组合可以由计算机可读程序指令来实现。

[0086] 这些计算机可读程序指令可以被提供给通用计算机、专用计算机或其他可编程数据处理装置的处理器以产生机器,使得经由计算机或其他可编程数据处理装置的处理器执行的指令创建用于实现流程图和/或框图的一个或多个框中指定的功能/动作的装置。这些计算机可读程序指令还可以存储在计算机可读存储介质中,其可以引导计算机、可编程数据处理装置和/或其他设备以某种方式起作用,使得其中存储有指令的计算机可读存储介质包括制品,该制品包括实现流程图和/或框图的一个或多个框中指定的功能/动作的各方面的指令。

[0087] 计算机可读程序指令还可以被加载到计算机、其他可编程数据处理装置或其他设备上,以使得在计算机、其他可编程装置或其他设备上执行一系列操作步骤,以产生计算机实现的过程,使得在计算机、其他可编程装置或其他设备上执行的指令实现流程图和/或框图的一个或多个框中指定的功能/动作。

[0088] 本文附图中的流程图和框图示出了根据本公开的各种实施例的系统、方法和计算机程序产品的可能实现的架构、功能和操作。在这点上,流程图或框图中的每个框可以表示指令的模块、段或部分,其包括用于实现指定的逻辑功能的一个或多个可执行指令。在一些替代实施方案中,框中所标注的功能可不按图中所标注的次序发生。例如,连续示出的两个框实际上可以基本上同时执行,或者这些框有时可以以相反的顺序执行,这取决于所涉及的功能。还将注意,框图和/或流程图图示的每个框以及框图和/或流程图图示中的框的组合可以由执行指定功能或动作或执行专用硬件和计算机指令的组合作为专用的基于硬件的系统来实现。

[0089] 虽然已经结合示例性实施例描述了前述内容,但是应当理解,术语“示例性”仅仅意味着作为示例,而不是最佳或最优的。除了上文刚刚陈述的,无论是否在权利要求中陈述,已经陈述或示出的内容都不旨在或不应被解释为导致任何组件、步骤、特征、对象、益处、优点或等同物专用于公众。

[0090] 应当理解,除非本文另外阐述了特定的含义,否则本文所使用的术语和表达具有与这些术语和表达在其相应的各自的调查和研究领域一致的普通含义。诸如第一和第二等的关系术语可仅用于将一个实体或动作与另一个区分,而不必要求或暗示这些实体或动作之间的任何实际的这种关系或顺序。术语“包括”、“包含”或其任何其它变化形式旨在覆盖非排他性的包括,使得包括一系列元素的过程、方法、物品或装置不仅包括那些元素,而且可以包括未明确列出的或对于这样的过程、方法、物品或装置是固有的其它元素。前面有“一”或“一个”的元件在没有进一步约束的情况下不排除在包括该元件的过程、方法、物品或装置中存在附加的相同元件。

[0091] 提供本公开的摘要以允许读者快速地确定本技术公开的本质。应当理解,它不是用于解释或限制权利要求的范围或含义。另外,在前述详细描述中,可以看出,为了使本公开流畅,在各种实施例中将各种特征分组在一起。这种公开方法不应被解释为反映了所要求保护的实施例具有比每个权利要求中明确记载的特征更多的特征的意图。相反,如所附

权利要求所反映的,发明主题在于少于单个公开的实施例的所有特征。因此,以下权利要求书在此被并入具体实施方式中,其中每个权利要求独立地作为单独要求保护的主体。

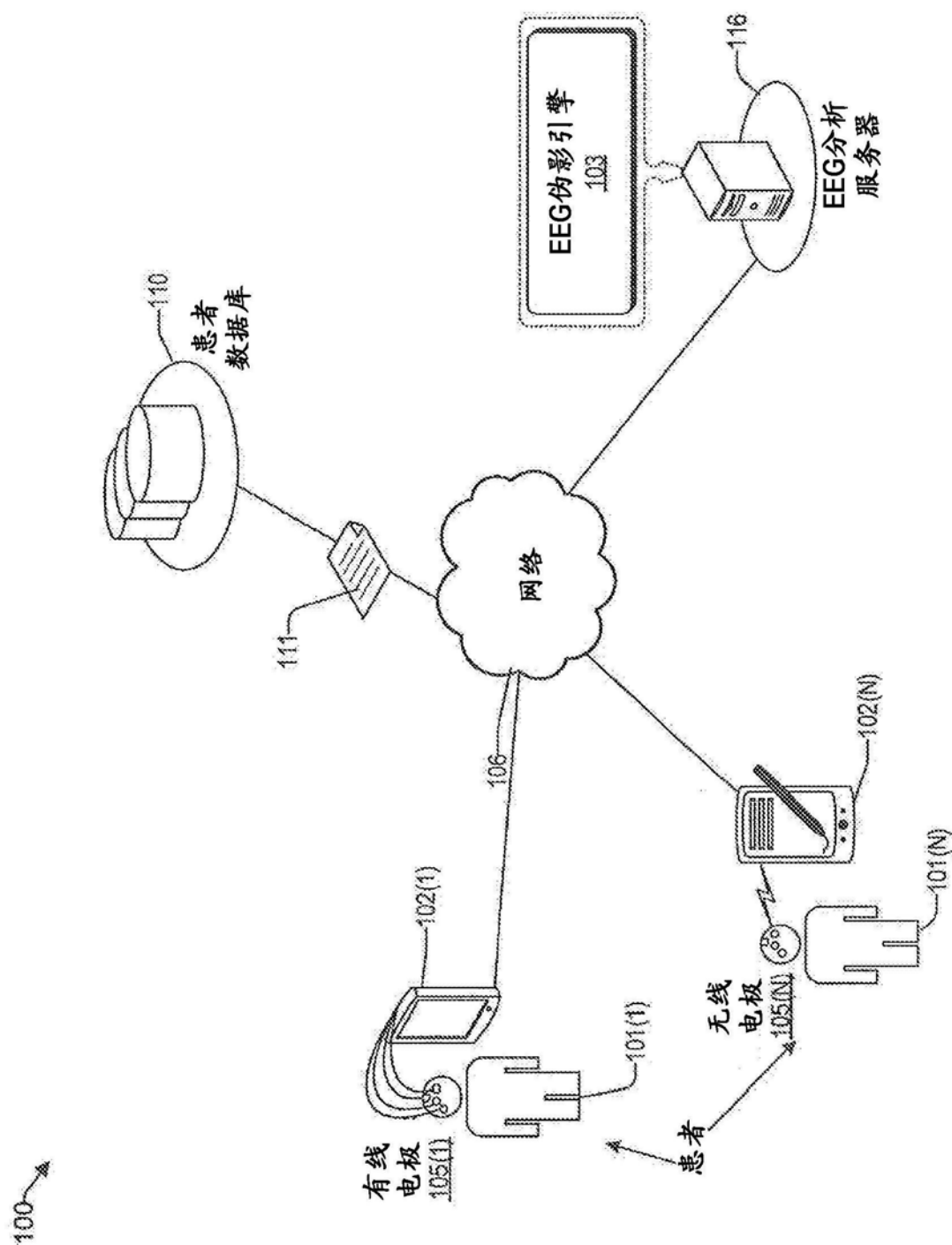


图1

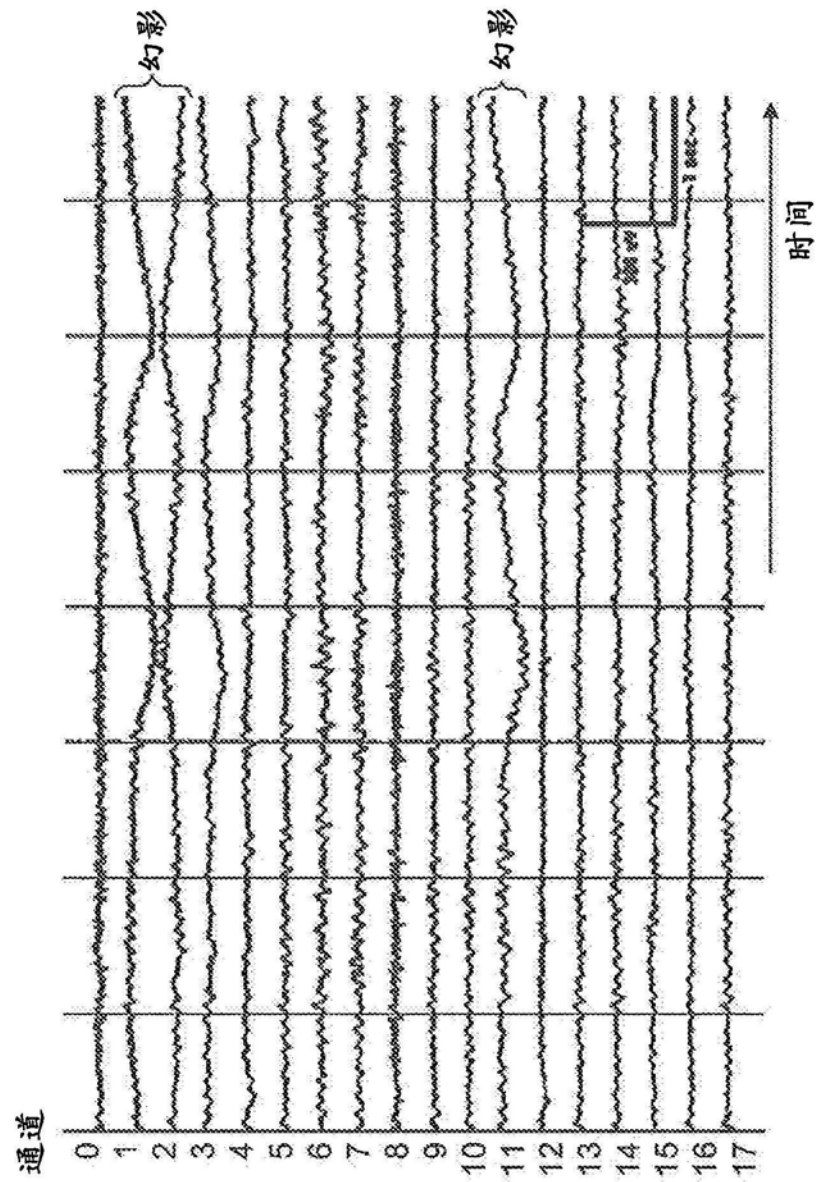


图2

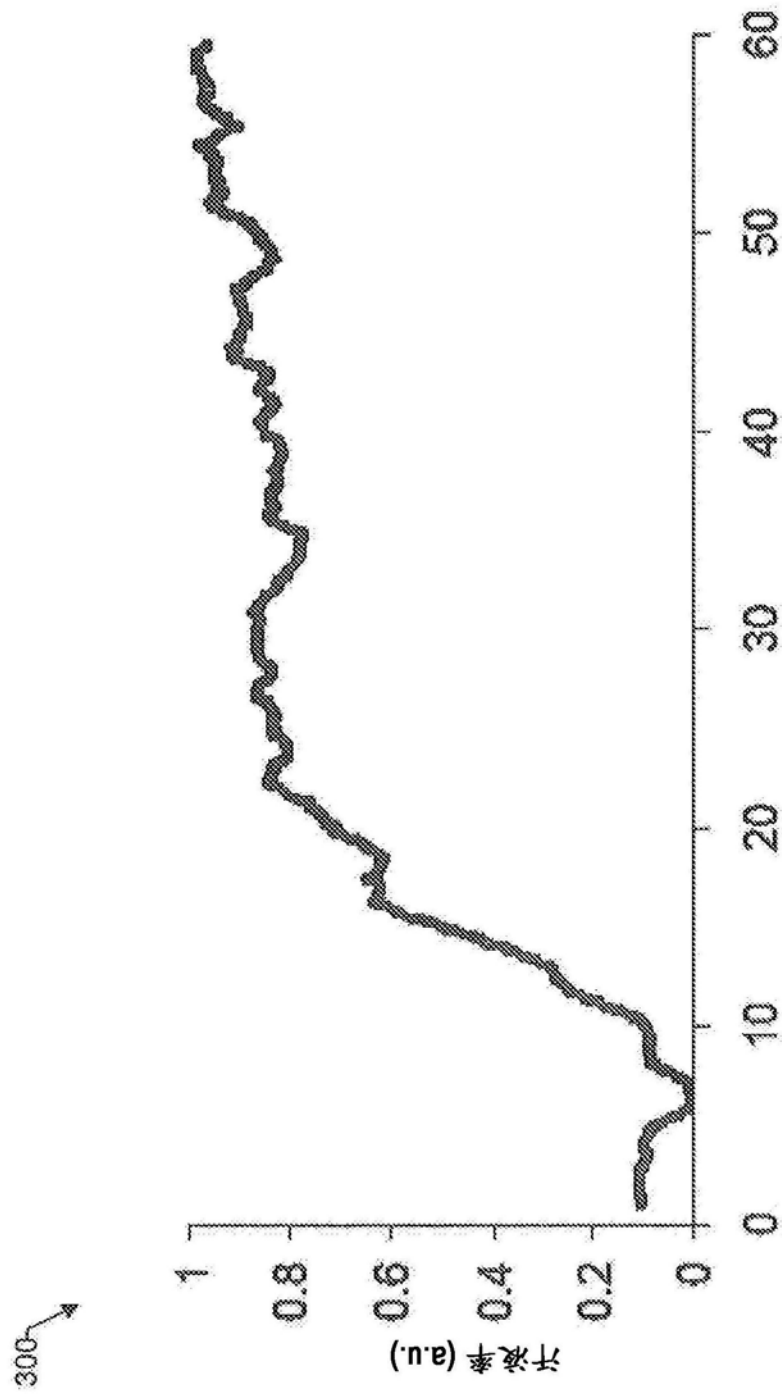


图3

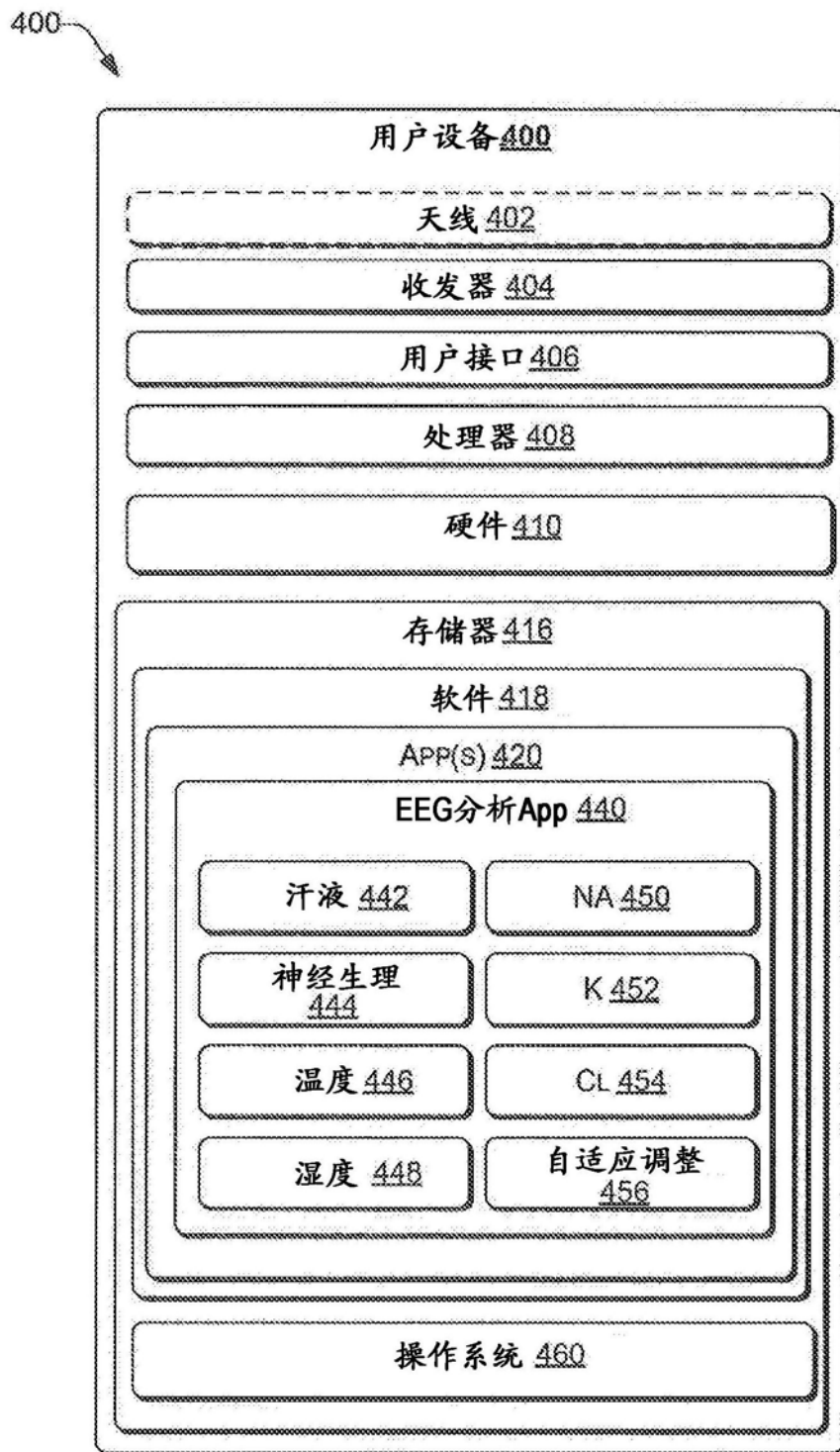


图4

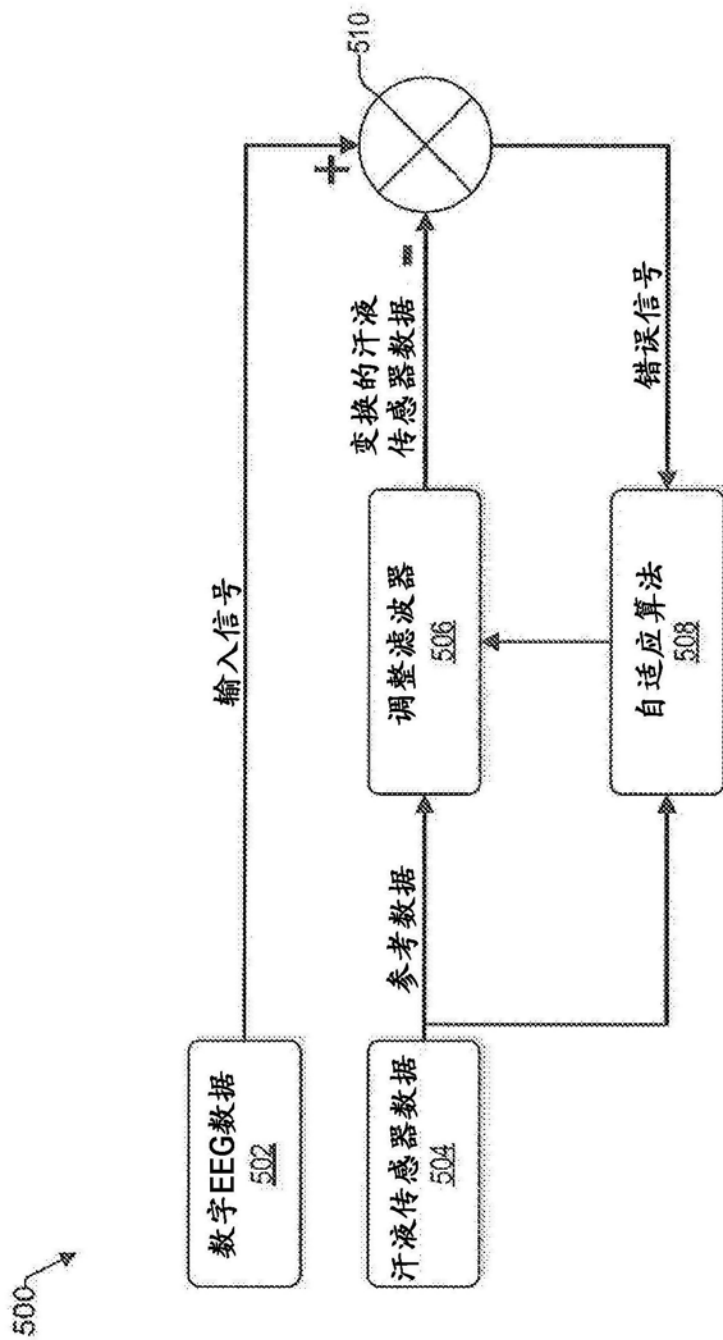


图5

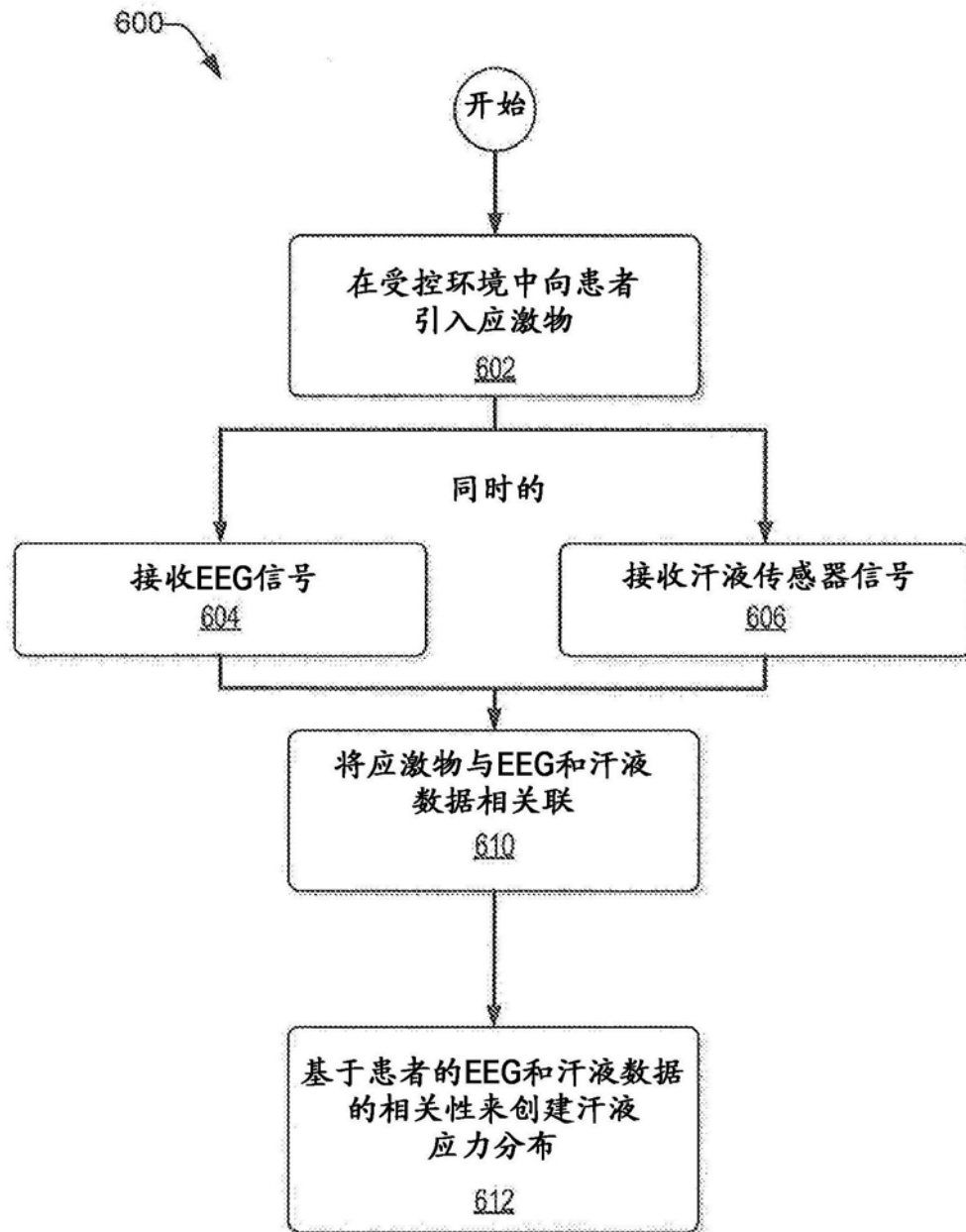


图6

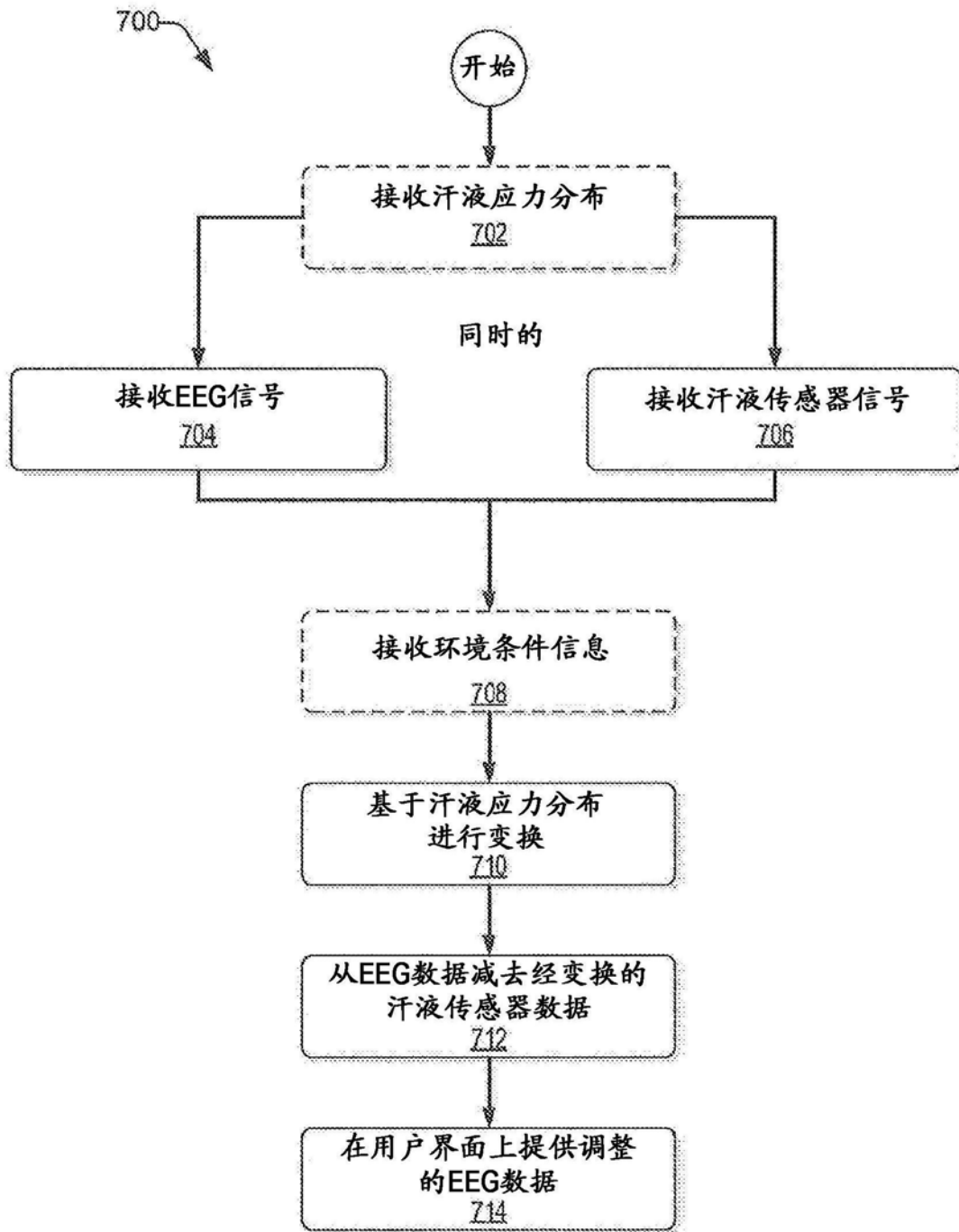


图7

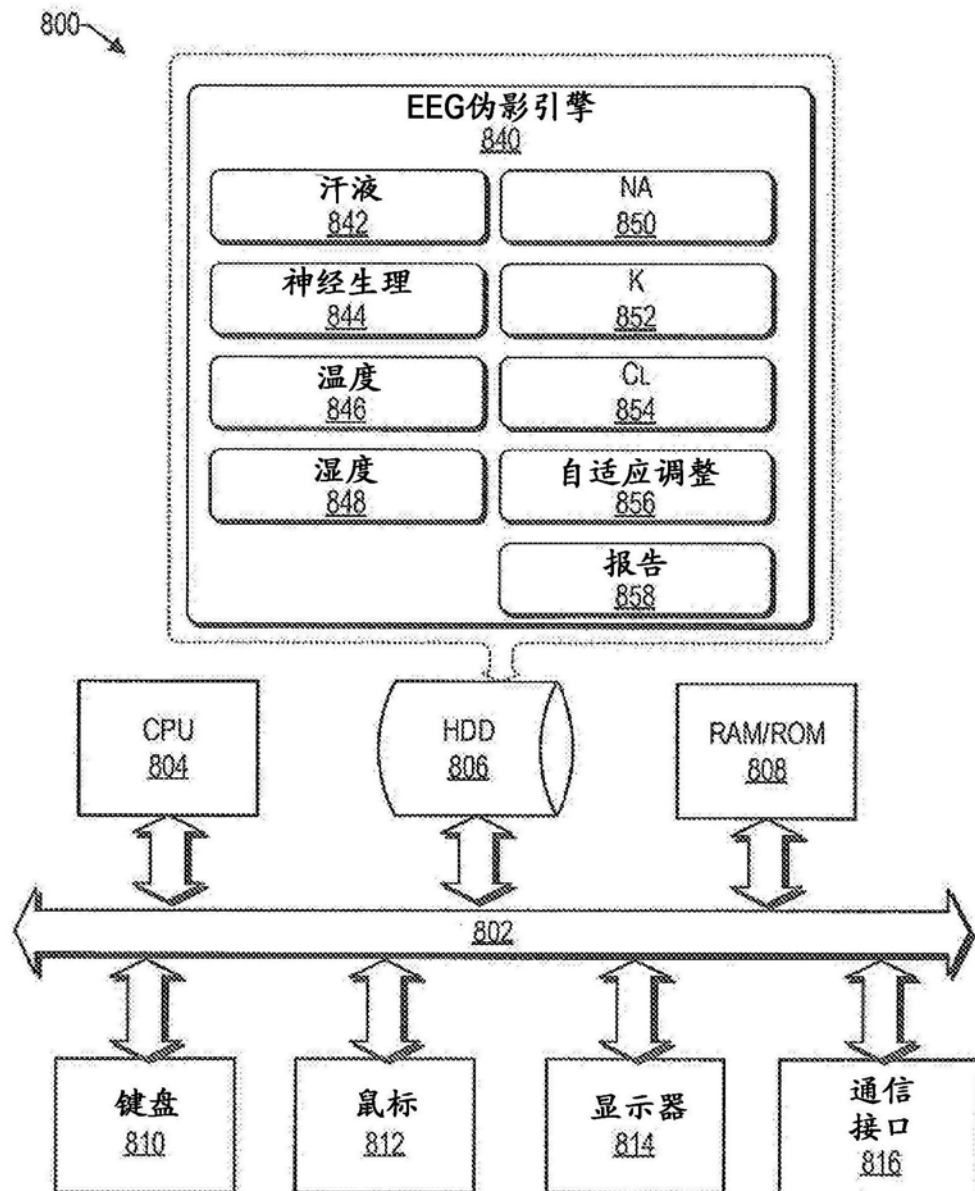


图8

专利名称(译)	神经生理信号中的伪影的移除		
公开(公告)号	CN110868912A	公开(公告)日	2020-03-06
申请号	CN201880045279.1	申请日	2018-07-06
[标]申请(专利权)人(译)	国际商业机器公司		
申请(专利权)人(译)	国际商业机器公司		
当前申请(专利权)人(译)	国际商业机器公司		
[标]发明人	P·达斯 R·哈巴德		
发明人	P·达斯 R·哈巴德		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/01 A61B5/04012 A61B5/0476 A61B5/14517 A61B5/7203 A61B2560/0247 A61B2562/029 A61B5/0006 A61B5/4064 A61B5/4812 A61B5/6814 A61B5/721		
优先权	15/645133 2017-07-10 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了一种移除脑电图(EEG)信号中的伪影的方法和系统。接收基于来自第一电极的患者的模拟EEG信号的数字化的数字EEG数据。接收基于与模拟EEG信号同时发生的患者的模拟汗液传感器信号的数字化的数字汗液传感器数据。基于患者预先确定的汗液应力分布对数字汗液传感器数据进行变换。通过从数字EEG数据减去变换的汗液传感器数据来自适应地调整数字EEG数据。

