



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 119678122 A

(43) 申请公布日 2025. 03. 21

(21) 申请号 202380045704.8

(22) 申请日 2023.06.05

(30) 优先权数据

63/365,999 2022.06.07 US

63/480,746 2023.01.20 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2024.12.06

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2023/067938 2023.06.05

(87) PCT国际申请的公布数据

W02023/240043 EN 2023.12.14

(71) 申请人 澳大利亚同步企业有限公司

地址 美国

(72) 发明人 艾丹·塔尔 彼得·埃里·尤

(74) 专利代理机构 北京路浩知识产权代理有限公司

11002

专利代理师 安玉 南海兰

(51) Int.Cl.

G06F 3/01 (2006.01)

A61B 5/24 (2006.01)

A61F 2/72 (2006.01)

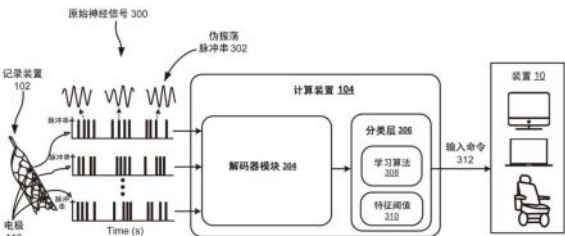
权利要求书3页 说明书26页 附图9页

(54) 发明名称

基于检测瞬态振荡或伪振荡脉冲串控制装置的系统和方法

(57) 摘要

本文公开了基于瞬态振荡或伪振荡脉冲串的检测来控制装置的系统、方法和设备。例如,方法可以包括从受试者的正在进行的神经信号记录中检测一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串。方法还包括从检测时段内检测到的一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串中提取一个或多个脉冲串特征。方法还包括通过对检测时段内提取的一个或多个脉冲串特征应用机器学习算法和特征阈值中的至少一个来预测受试者产生或想象的想法或受试者唤起的精神状态的变化。与预测相关联的输入命令可以传输到装置,以控制装置。



1. 一种控制装置的方法,包括:

从记录装置捕获的受试者的正在进行的神经信号记录中检测一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串,其中所述一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串是响应于所述受试者产生的想法或所述受试者唤起的精神状态的变化而产生的;

使用通信联接到所述记录装置的计算装置的一个或多个处理器,从检测时段内检测到的一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串中提取一个或多个脉冲串特征;

使用所述一个或多个处理器,通过将机器学习算法和特征阈值中的至少一个应用于在所述检测时段内提取的一个或多个脉冲串特征,来预测所述受试者产生的想法或所述受试者唤起的精神状态的变化;以及

将与预测相关联的输入命令传输到所述装置,以控制所述装置。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述受试者的正在进行的神经信号记录是通过使用所述记录装置记录所述受试者的大脑的原始电信号来实现的,并且其中检测所述一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串进一步包括:

使用一种或多种频率分解方法,对一个或多个所需频带中的原始电信号进行滤波;

将针对每个所需频带滤波后的原始电信号的电压值转换为幅度或功率相关值;

针对每个所需频带将功率阈值应用于所述幅度或功率相关值以及针对每个所需频带应用持续时间阈值中的至少一个;以及

响应于针对每个所需频带,所述幅度或功率相关值超过所述功率阈值以及滤波后的原始电信号超过所述持续时间阈值中的至少一个,识别所述瞬态振荡或伪振荡脉冲串中的一个。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中所述功率阈值和所述持续时间阈值中的至少一个是基于对所述受试者进行的至少一个训练环节来选择的,其中所述至少一个训练环节包括:

指示或提示所述受试者产生想法或唤起所述受试者的精神状态的变化;

在提示所述受试者产生想法后,使用所述记录装置记录所述受试者的大脑的原始电信号;

使用一种或多种频率分解方法,对一个或多个所需频带中的原始电信号进行滤波;

将针对每个所需频带滤波后的原始电信号的电压值转换为功率值;以及

选择待应用于每个所需频带的功率阈值和持续时间阈值中的至少一个,以将所述瞬态振荡或伪振荡脉冲串与背景噪声区分开。

4. 根据权利要求2所述的方法,其中所需频带包括0.1Hz到32kHz之间的频带。

5. 根据权利要求2所述的方法,其中所需频带包括贝塔频带、伽马频带和高伽马频带中的至少一个。

6. 根据权利要求1所述的方法,其中所述一个或多个脉冲串特征包括脉冲串率,其中所述脉冲串率是通过将脉冲串计数除以所述检测时段的长度计算出的。

7. 根据权利要求6所述的方法,其中所述脉冲串计数通过将所述检测时段内所述记录装置的所有电极或电极子集检测到的所有瞬态振荡或伪振荡脉冲串求和来计算。

8. 根据权利要求1所述的方法,其中所述特征阈值是脉冲串率阈值。

9. 根据权利要求8所述的方法,其中所述脉冲串率阈值是根据先前的检测时段计算出

的中位数脉冲串率。

10. 根据权利要求1所述的方法, 其中所述一个或多个脉冲串特征包括脉冲串计数、脉冲串率、脉冲串带频率或频率分布、脉冲串间隔长度、脉冲串定时或定时模式、平均脉冲串持续时间、脉冲串波形及其任意变化中的至少一个。

11. 根据权利要求1所述的方法, 其中所述机器学习算法是神经网络。

12. 根据权利要求11所述的方法, 其中所述神经网络是递归神经网络。

13. 根据权利要求12所述的方法, 其中所述递归神经网络是长短期记忆 (LSTM) 神经网络。

14. 根据权利要求1所述的方法, 其中所述特征阈值是静态阈值。

15. 根据权利要求1所述的方法, 其中所述特征阈值是由所述计算装置随时间调整的动态阈值。

16. 根据权利要求1所述的方法, 其中所述检测时段在1ms到100ms之间。

17. 根据权利要求1所述的方法, 其中所述装置是个人计算装置、物联网 (IoT) 装置和移动装置中的至少一种。

18. 根据权利要求17所述的方法, 其中所述装置是所述个人计算装置, 并且其中所述输入命令是启动点击所述个人计算装置的光标的命令。

19. 根据权利要求1所述的方法, 其中所述受试者的想法是由所述受试者产生的移动所述受试者的一个或多个身体部位的想法。

20. 根据权利要求1所述的方法, 其中所述想法是由所述受试者在不提示所述受试者这样做的情况下而产生的, 使得对所述装置的控制异步进行。

21. 根据权利要求1所述的方法, 其中所述想法是由所述受试者响应于提示所述受试者这样做而产生的, 使得对所述装置的控制同步进行。

22. 根据权利要求1所述的方法, 其中所述记录装置为非侵入式记录装置。

23. 根据权利要求1所述的方法, 其中所述记录装置为侵入式记录装置。

24. 根据权利要求23所述的方法, 其中所述记录装置是血管内记录装置, 所述血管内记录装置包括由血管内载体承载的多个电极, 所述血管内载体被配置为植入所述受试者的大脑的静脉或窦内。

25. 根据权利要求24所述的方法, 其中使用可扩张支架或搭架承载的电极检测所述一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串, 其中所述方法进一步包括对所述可扩张支架或搭架的一个或多个电极应用加权因子, 使得在所述可扩张支架或搭架的一个或多个电极上检测到的瞬态振荡或伪振荡脉冲串的权重比在另一电极上检测到的瞬态振荡或伪振荡脉冲串的权重更大。

26. 根据权利要求23所述的方法, 其中所述记录装置是植入式微电极阵列。

27. 根据权利要求26所述的方法, 其中所述记录装置是犹他微电极阵列。

28. 根据权利要求23所述的方法, 其中所述记录装置是薄膜电极阵列。

29. 根据权利要求23所述的方法, 其中所述记录装置是被配置为植入大脑表面的电极阵列。

30. 根据权利要求1所述的方法, 进一步包括使用所述机器学习算法先前做出的预测和从先前检测时段提取的脉冲串特征训练所述机器学习算法, 以增强所述机器学习算法做出

的预测。

31. 一种用于控制装置的系统,包括:

记录装置,被配置为捕获受试者的正在进行的神经信号记录;以及

计算装置,具有通信联接到所述记录装置的一个或多个处理器,其中所述一个或多个处理器被编程为:

从所述受试者的正在进行的神经信号记录中检测一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串,其中所述一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串是响应于所述受试者产生的想法或所述受试者唤起的精神状态的变化而产生的,

从检测时段内检测到的一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串中提取一个或多个脉冲串特征,

通过将机器学习算法和特征阈值中的至少一个应用于在所述检测时段内提取的一个或多个脉冲串特征,来预测所述受试者产生的想法或所述受试者唤起的精神状态的变化,以及

将与预测相关的输入命令传输到所述装置,以控制所述装置。

32. 一个或多个非暂时性计算机可读介质,包含存储在所述非暂时性计算机可读介质上的指令,当所述指令被一个或多个处理器执行时,执行以下步骤,所述步骤包括:

从受试者的正在进行的神经信号记录中检测一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串,其中所述一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串是响应于所述受试者产生的想法或所述受试者唤起的精神状态的变化而产生的;

从检测时段内检测到的一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串中提取一个或多个脉冲串特征;

通过将机器学习算法和特征阈值中的至少一个应用于所述检测时段内提取的一个或多个脉冲串特征,来预测所述受试者产生的想法或所述受试者唤起的精神状态的变化;以及

将与预测相关联的输入命令传输到装置,以控制所述装置。

33. 一种检测一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串的方法,包括:

使用一种或多种频率分解方法对一个或多个所需频带中的原始电信号进行滤波;

将针对每个所需频带滤波后的原始电信号的电压值转换为幅度或功率相关值;

针对每个所需频带将功率阈值应用于所述幅度或功率相关值以及针对每个所需频带应用持续时间阈值中的至少一个;以及

响应于针对每个所需频带,所述幅度或功率相关值超过所述功率阈值以及滤波后的原始电信号超过所述持续时间阈值中的至少一个,识别所述瞬态振荡或伪振荡脉冲串中的一个。

## 基于检测瞬态振荡或伪振荡脉冲串控制装置的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2023年1月20日提交的申请号为63/480,746的美国临时专利申请和2022年6月7日提交的申请号为63/365,999的美国临时专利申请的权益,其全部内容通过引用整体并入本文。

### 技术领域

[0003] 本公开总体上涉及脑计算机接口,更具体地,涉及基于检测瞬态振荡或伪振荡脉冲串(pseudo-oscillatory bursts)来控制装置的系统和方法。

### 背景技术

[0004] 研究表明,行动不便的人可以使用脑机接口(BCI)来控制个人电子或计算装置、物联网(IoT)装置、软件和移动工具。有效的BCI应允许所有行动不便的人有效控制这些装置,包括那些行动严重不便的人,诸如只能控制诸如产生或想象想法的某些神经功能的被锁定病人。有效BCI的目标是从神经信号记录中提取与受试者独特的精神和/或身体想法、状态或条件相关的特征,并能够识别这些想法、状态或条件以供使用。然而,存在与这一目标相关的一些问题。

[0005] 首先,传感器采样的神经活动通常会产生噪声信号,当信号遍及受试者产生或达到相同精神或身体状态的多次试验中平均时,能更好地观察到与受试者的精神或身体状态相关的这种信号的变化。这种做法有时被称为“遍及平均(averaging across)”。对重复任务进行平均也常用于根据平均创建信号模板,稍后可以与正在进行的信号进行匹配,以实现信号的实时识别和分类。通过遍及平均来分析神经信号的缺点是,为了使BCI系统克服信噪比低的问题,通常要求受试者重复实现相同的精神或身体状态。然而,为了使任意BCI系统对受试者真正有用,系统必须能够实时或持续记录检测受试者的神经信号的特征变化。

[0006] 第二,振荡信号的总功率通常是在跨越数秒的检测时段内计算出的,以突出受试者进入和离开精神和/或身体状态时的信号的变化。然而,由于功率是在该检测时段内计算的,因此BCI系统通常会丢失信号中更细粒度的瞬态变化,而这些变化可能是受试者的某些精神和/或身体想法、状态或条件的特征。

[0007] 第三,大多数传统BCI系统只能利用从受试者的神经信号记录中提取的少数特征。更强大的BCI系统应该能够获取多个特征,其然后可以被用于将这些检测到的特征与受试者的各种精神和/或身体状态相关联。此外,一些传统的BCI系统只能通过考虑较长数据窗口中的信号属性,根据较长的时间段做出分类决定,从而导致用于训练学习算法的示例较少。更强大的BCI系统应根据更短的数据片段做出分类决定,以实现更快的分类和为学习算法提供更多的训练示例。有些BCI系统可以通过对原始神经信号应用更复杂的算法,并让算法确定信号中的信息量最大的方面,从而克服上述这些限制中的一些。但是,这种系统可能需要来自每个参与者的大量数据进行训练,以使算法能够捕捉到神经信号中的那些信息方面。在很多情况下,可能无法获得如此大量的数据。此外,使用原始数据作为分类算法的

输入的方法可能存在使用噪声源而非实际大脑信号进行分类的风险,因为算法通常无法区分大脑信号和噪声源。因此,更强大的BCI系统会利用神经科学知识,以在应用分类算法之前从神经信号中提取信息特征。

[0008] 鉴于研究人员已开始研究可从受试者正在进行的或实时的神经记录中检测到的瞬态变化或类似脉冲串事件的重要性,因此无法在受试者的神经信号中发现更精细的瞬态变化是有问题的。例如,一些研究人员发现,自发的新皮质贝塔节律是作为非连续的贝塔事件出现的,它不一定取决于节律性输入,而是取决于同步近端和远端驱动的相对时间和强度(参见Sherman等人,“瞬态新皮质贝塔节律的神经机制:来自人类、计算建模、猴子和小鼠的汇聚证据(Neural mechanisms of transient neocortical beta rhythms:converging evidence from humans,computational modeling,monkeys,and mice)”。Proc Natl Acad Sci USA113(2016):E4885-E4894)。另一些研究表明,贝塔事件比率的差异可以用于预测感知阈值刺激的检测,不可检测的试验更有可能在刺激前约200毫秒内发生贝塔事件(参见Shin等人:“瞬态贝塔频率事件的比率预测不同任务和物种的行为(The rate of transient beta frequency events predicts behavior across tasks and species)”。Elife6(2017):e29086)。研究人员还采用了逐次试验分析法,发现在与反映“待记忆”项目的尖峰相关的记录位点中,伴随着编码和重新激活感官信息的是短暂的伽马波段脉冲串性活动(Lundqvist等人“伽玛和贝塔脉冲串是工作记忆的基础(Gamma and beta bursts underlie working memory)”,Neuron 90.1(2016):152-164)。此外,一些研究人员还注意到,瞬态事件可能会以毫秒级的精度形成更复杂的重复激活序列,这表明相关信息可能会通过微妙的时间差或大脑中瞬态事件的级联来编码(参见Felsenstein等人:“利用MEG事件的时间差解码多模态行为(Decoding multimodal behavior using time differences of MEG events)”,arXiv preprint:1901.08093(2019);Tal,Idan和Moshe Abeles“人类皮层与皮层相互作用的时间准确度(Temporal accuracy of human cortico-cortical interactions)”,神经生理学杂志,115.4(2016):1810-1820;以及Tal,I.和M.Abeles“高时间分辨率认知过程的时空动态成像(Imaging the spatiotemporal dynamics of cognitive processes at high temporal resolution)”,神经计算30.3(2018):610-630)。

[0009] 因此,需要对BCI领域进行改进,以利用这些关于可从受试者正在进行的神经信号中检测到的瞬态脉冲串类事件的重要性的新发现。此外,任何这种改进BCI系统还应解决之前讨论的传统BCI系统的缺点。这样的系统应允许行动严重受限的病人保持或保留其独立性,即使这些病人只能控制自己的想法或精神状态。

## 发明内容

[0010] 本发明公开了基于检测瞬态振荡或伪振荡脉冲串来控制装置的系统和方法。

[0011] 在一些方面,公开了一种控制装置的方法。该方法包括:从由记录装置捕获的受试者的正在进行的或实时的神经信号记录中检测一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串,其中一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串中的至少一些是响应于受试者产生或想象的想法或受试者唤起的精神状态的变化而产生的;使用与记录装置通信联接的计算装置的一个或多个处理器,从检测时段内检测到的一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串中提取一个或多个

脉冲串特征;以及使用一个或多个处理器,通过将机器学习算法和特征阈值中的至少一个应用于在检测时段内提取的一个或多个脉冲串特征,来预测由受试者产生或想象的想法或由受试者唤起的精神状态的变化;以及将与预测相关联的输入命令传输到装置,以便控制装置。

[0012] 在一些方面,受试者的正在进行的或实时的神经信号记录可以通过使用记录装置记录受试者的大脑的原始电信号来实现,其中检测一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串进一步包括:使用一种或多种频率分解方法,诸如带通滤波器和小波卷积中的至少一种,对一个或多个所需频带中的原始电信号进行滤波;将针对每个所需频带滤波后的原始电信号的电压值转换为幅度或功率相关值;针对每个所需频带将功率阈值应用于幅度或功率相关值以及针对每个所需频带应用持续时间阈值中的至少一个;以及响应于针对每个所需频带,幅度或功率相关值超过功率阈值以及原始电信号超过持续时间阈值中的至少一个,识别瞬态振荡或伪振荡脉冲串中的一个。

[0013] 在一些方面,功率阈值和持续时间阈值中的至少一个可以基于对受试者进行的至少一个训练环节(session)来选择,其中至少一个训练环节包括指示或提示受试者产生或想象想法或唤起受试者的精神状态的变化;在提示受试者产生或想象想法之后,使用记录装置记录受试者的大脑的原始电信号;使用一种或多种频率分解方法,诸如带通滤波器和小波卷积中的至少一种,对一个或多个所需频带中的原始电信号进行滤波;将针对每个所需频带滤波后的原始电信号的电压值转换为功率值;以及为每个所需频带选择功率阈值和持续时间阈值中的至少一个,以便将瞬态振荡或伪振荡脉冲串与背景噪声区分开。

[0014] 在一些方面,公开了一种用于控制装置的系统。系统包括:记录装置,被配置为捕获受试者的正在进行的或实时的神经信号记录;以及计算装置,具有通信联接到记录装置的一个或多个处理器。在这些方面,计算装置的一个或多个处理器可以被编程为:从受试者的正在进行的或实时的神经信号记录中检测一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串,其中一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串是响应于受试者产生或想象的想法或受试者唤起的精神状态的变化而产生的;从检测时段内检测到的一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串中提取一个或多个脉冲串特征;通过将机器学习算法和特征阈值中的至少一个应用于检测时段内提取的一个或多个脉冲串特征,来预测受试者产生或想象的想法或受试者唤起的精神状态的变化,并将与预测相关联的输入命令传输到装置,以控制装置。

[0015] 在一些方面,记录装置可以被配置为通过记录受试者的大脑的原始电信号来捕获受试者正在进行的或实时的神经信号记录。在这些方面,计算装置的一个或多个处理器可以被编程为:使用一种或多种频率分解方法对一个或多个所需频带中的原始电信号进行滤波;将针对每个所需频带滤波后的原始电信号的电压值转换为幅度或功率相关值;针对每个所需频带将功率阈值应用于幅度或功率相关值以及针对每个所需频带应用持续时间阈值中的至少一个;以及响应于针对每个所需频带,幅度或功率相关值超过功率阈值和滤波后的原始电信号超过持续时间阈值中的至少一个,识别瞬态振荡或伪振荡脉冲串中的一个。

[0016] 在一些方面,功率阈值和持续时间阈值中的至少一个可以基于使用计算装置或另一装置和记录装置对受试者进行的至少一个训练环节来选择。计算装置或另一装置可以被配置为指示或提示受试者产生或想象想法或唤起受试者的精神状态的变化。记录装置可以

被配置为在受试者被提示产生或想象想法后记录受试者的大脑的原始电信号。计算装置的一个或多个处理器可被编程为:使用一个或多个频率分解方法对一个或多个所需频带中的原始电信号进行滤波;将针对每个所需频带滤波后的原始电信号的电压值转换为功率值;以及选择待应用于每个所需频带的功率阈值和持续时间阈值中的至少一个,以便将瞬态振荡或伪振荡脉冲串与背景噪声区分开。

[0017] 在一些方面,所需频带包括0.1Hz到32kHz之间的频带(例如,也包括4Hz到400Hz之间的频带)。

[0018] 在一些方面,所需频带包括贝塔频带、伽马频带和高伽马频带中的至少一个。

[0019] 在一些方面,一个或多个脉冲串特征包括脉冲串率,其中脉冲串率可通过将脉冲串计数除以检测时段的长度来计算。

[0020] 在一些方面,可以通过对记录装置的所有电极或电极子集在检测时段内检测到的所有瞬态振荡或伪振荡脉冲串求和来计算脉冲串计数。

[0021] 在一些方面,特征阈值可以是脉冲串率阈值。

[0022] 在一些方面,脉冲串率阈值可以是根据先前检测时段计算的中位数脉冲串率。

[0023] 在一些方面,一个或多个脉冲串特征包括脉冲串计数、脉冲串率、脉冲串带频率或频率分布、脉冲串间隔长度、脉冲串定时或定时模式、平均脉冲串持续时间、脉冲串波形及其任何变化中的至少一个。

[0024] 在一些方面,机器学习算法可以是神经网络。

[0025] 在一些方面,神经网络可以是递归神经网络。

[0026] 在一些方面,递归神经网络可以是长短时记忆(LSTM)神经网络。

[0027] 在一些方面,特征阈值可以是静态阈值。

[0028] 在一些方面,特征阈值可以由计算装置随时间调整的动态阈值。在特定方面,特征阈值可以要求在特定持续时间内跨越阈值。

[0029] 在一些方面,检测时段可以是1ms到100ms。在其他方面,检测时段可以在10ms和100ms之间。

[0030] 在一些方面,装置可以是个人计算装置、物联网(IoT)装置和移动工具中的至少一种。

[0031] 在一些方面,装置可以是个人计算装置,输入命令可以是启动个人计算装置的光标的点击的命令。

[0032] 在一些方面,受试者的想法可以是受试者产生或想象的移动受试者的一个或多个身体部位的想法。

[0033] 在一些方面,想法可以在没有提示受试者这样做的情况下由受试者产生或想象,使得对装置的控制异步进行。

[0034] 在一些方面,想法可以由受试者响应于提示受试者这样做而产生或想象,使得对装置的控制同步进行。

[0035] 在一些方面,记录装置可以是非侵入式记录装置。例如,记录装置可以是脑电图(EEG)装置。

[0036] 在一些方面,记录装置可以是侵入式记录装置。

[0037] 在一些方面,记录装置可以是配置为植入受试者大脑的静脉或窦内的血管内记



录装置。

[0038] 在一些方面,血管内记录装置可以是包括由可扩张支架或搭架承载的多个电极的电极阵列。

[0039] 在一些方面,可以使用由可扩张支架或搭架承载的电极检测一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串,其中,方法进一步包括:对可扩张支架或搭架的一个或多个电极应用加权因子,使得在可扩张支架或搭架的一个或多个电极上检测到的瞬态振荡或伪振荡脉冲串比在另一电极上检测到的瞬态振荡或伪振荡脉冲串的权重更高。

[0040] 在一些方面,记录装置可以是植入式微电极阵列(MEA)。例如,记录装置可以是犹他微电极阵列或密歇根微电极阵列。

[0041] 在一些方面,记录装置可以是可植入大脑表面或皮层表面的电极阵列。例如,记录装置可以是电皮层成像(eCoG)电极阵列。

[0042] 在一些方面,记录装置可以是薄膜电极阵列或薄膜微电极。

[0043] 在一些方面,可以使用机器学习算法先前做出的预测和从先前检测时段提取的脉冲串特征来训练机器学习算法,以增强机器学习算法做出的预测。

## 附图说明

[0044] 图1A示出了被配置为基于从受试者的正在进行的或实时的神经信号记录中检测瞬态振荡或伪振荡脉冲串来控制装置的脑-计算机接口(BCI)系统的一个实施例。

[0045] 图1B示出了被实施为包括多个电极的支架电极阵列的BCI系统的记录装置的一个实施例。

[0046] 图1C示出通信导管可将支架电极阵列与通信联接到BCI系统的计算装置的遥测单元连接。

[0047] 图1D示出了遥测单元的实施例的特写视图。

[0048] 图2A示出了被实施为包括多个电极的线圈线的可植入记录装置的另一实施例。

[0049] 图2B示出了被实施为包括多个电极的锚定线的可植入记录装置的另一实施例。

[0050] 图2C示出了被实施为脑电图(EEG)装置的非侵入式记录装置的一个实施例。

[0051] 图2D示出了被实施为电皮层成像(ECoG)装置的记录装置的实施例。

[0052] 图3A示出了在操作中的BCI系统。

[0053] 图3B-3D示出了解码器模块的示例子模块。

[0054] 图4示出了可从受试者的神经信号记录中提取的示例脉冲串特征。

[0055] 图5A是示出记录装置上的所有通道和脉冲串频率的总脉冲串计数与所做预测的函数的图。

[0056] 图5B是示出随时间变化的预测结果和准确度的阶梯图。

[0057] 图6是示出BCI系统预测的分类准确度的混淆矩阵。

[0058] 图7A是示出记录装置上的所有通道在五秒钟时段内的累积脉冲串计数的图。

[0059] 图7B是示出BCI系统使用从受试者的5分钟神经信号记录中检测到的瞬态振荡或伪振荡脉冲串所做的预测的准确度、召回率和f1得分的分类报告。

## 具体实施方式

[0060] 图1A示出了脑计算机接口 (BCI) 系统100的一个实施例,该系统100被配置为基于从受试者的正在进行的或实时的神经信号记录 (参见图3A) 中检测瞬态振荡或伪振荡脉冲串302来控制装置10。本文公开的BCI系统100可由受试者 (例如,有行动障碍的个人) 使用以控制装置10,诸如个人计算装置、物联网 (IoT) 装置、移动工具 (例如轮椅) 或其组合。

[0061] BCI系统100可以向装置10传输输入命令312 (参见图3A) 以控制装置10。例如,当装置10是个人计算装置时,输入命令312可以是启动个人计算装置的光标点击的命令。在其他实施例中,输入命令312可以是操纵或操作承载受试者的移动工具 (例如轮椅) 的命令。

[0062] 系统100可以包括记录装置102 (参见图1B) 和计算装置104。记录装置102可以被配置为记录受试者的大脑活动。在一些实施例中,记录装置102可以是配置为植入受试者的脑血管106内的侵入式记录装置102。

[0063] 例如,记录装置102可以是配置为植入受试者的脑血管106内的支架电极阵列108 (例如,参见图1B)。作为更具体的示例,记录装置102可以植入受试者的皮质或脑静脉或窦内。

[0064] 在一些实施例中,记录装置102可以是可植入的微电极阵列 (MEA)。例如,记录装置102可以是犹他 (Utah) 微电极阵列或密歇根 (Michigan) 微电极阵列。

[0065] 在一些实施例中,记录装置102可以是薄膜电极阵列或由薄膜微电极组成。

[0066] 在一些实施例中,记录装置102是可以植入大脑表面或皮层表面的电极阵列。例如,记录装置102可以是电皮层成像 (eCoG) 电极阵列 (参见图2D)。

[0067] 在一些实施例中,记录装置102可以是非侵入式记录装置,诸如脑电图 (EEG) 装置、头盔或其他类型的头戴装置。

[0068] 图1B示出支架电极阵列108可以包括多个电极110,这些电极110被粘贴、固定或以其他方式联接到作为电极阵列的血管内载体的可扩张支架112或搭架的外部部分或径向外部分。例如,电极110可以沿构成可扩张支架112的壁、环或搭架的细丝布置。

[0069] 在一些实施例中,记录装置102通常可以包括8到24个电极。例如,记录装置102可以包括16个电极。在其他实施例中,记录装置102可以包括24至64个电极110。

[0070] 在一些实施例中,可扩张支架112的细丝可以部分由形状记忆合金制成。例如,可扩张支架112的细丝可以部分由镍钛或镍钛丝制成。可扩张支架112的细丝也可以部分由不锈钢、金、铂、镍、钛、钨、铝、镍铬合金、金-钯-铑合金、铬-镍-钼合金、铌、铈或它们的组合制成。

[0071] 在可选的实施例中,可扩张支架112的细丝也可以部分由形状记忆聚合物制成。

[0072] 电极110可以部分由铂、黑铂、金、铌、钯、铈或其合金或复合材料 (例如,金-钯-铈合金或复合材料) 制成。在特定实施例中,电极110可以由具有高电荷注入能力的金属合金或复合材料 (例如,铂铌合金或复合材料) 制成。

[0073] 电极110可以是圆盘形状,圆盘直径在约100微米到1.0毫米之间。在其他实施例中,电极110的圆盘直径可以在1.0毫米到1.5毫米之间。在其他实施例中,电极110可以是圆柱形、球形、袖口形、环形、部分环形 (例如C形) 或半圆柱形。

[0074] 在其他实施方案中,支架电极阵列108可以是以下公开的支架、搭架、支架电极或支架电极阵列中的任意一种:公开号为2021/0365117的美国专利;公开号为2021/0361950

的美国专利;公开号为2020/0363869的美国专利;公开号为2020/0078195的美国专利;公开号为2020/0016396的美国专利;公开号为2019/0336748的美国专利;公开号为US2014/0288667的美国专利;专利号为10,575,783的美国专利;专利号为10,485,968的美国专利;专利号为10,729,530的美国专利;以及专利号为10,512,555的美国专利;这些专利的全部内容通过引用整体并入本文。

[0075] 当记录装置102 (例如支架电极阵列108) 植入受试者的脑血管106中时,记录装置102的每个电极110可以被配置为读取或记录每个电极110附近的神经元的电活动。神经元的电活动可记录为原始电信号。正如稍后部分将详细讨论的,原始电信号可以被滤波和处理,以检测一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串302。

[0076] 原始电信号可按其频率划分为多个频带。例如,所需频带包括0.1Hz到32kHz之间的频带。从这些信号中检测到的瞬态振荡或伪振荡脉冲串302也可以与这些频带相关联。例如,如果瞬态振荡或伪振荡脉冲串302是从贝塔(beta)振荡频带(频率约为15至35Hz)的信号中获得的,则可称为贝塔脉冲串或贝塔频带脉冲串。此外,如果瞬态振荡或伪振荡脉冲串302是从伽马(gamma)振荡频带(频率约为45至100Hz)的信号中获得的,则可称为伽马脉冲串或伽马频带脉冲串。此外,如果瞬态振荡或伪振荡脉冲串302是从阿尔法(alpha)振荡频带(频率约为7Hz至12Hz)的信号中获得的,则可称为阿尔法脉冲串或阿尔法频带脉冲串。此外,如果瞬态振荡或伪振荡脉冲串302是从西塔(theta)振荡频带(频率约为4Hz至7Hz)的信号中获得的,则可称为西塔脉冲串或西塔频带脉冲串。

[0077] 在一些实施例中,记录装置102可以植入受试者的大脑或皮质静脉或窦内。例如,记录装置102可以植入上矢状窦,下矢状窦,乙状窦,横窦,直窦,大脑浅静脉,诸如拉贝静脉、Trolard静脉、维安静脉、罗兰多静脉,大脑深静脉,诸如罗森塔尔静脉、盖伦静脉、丘脑上静脉、丘脑下静脉或大脑内静脉,中央沟静脉、中央沟后静脉或中央沟前静脉。在一些实施例中,可将记录装置102植入延伸穿过受试者的海马或杏仁核的血管内。

[0078] 可选地或另外地,记录装置102可以是可植入的微电极阵列(MEA)。例如,记录装置102可以是犹他微电极阵列或密歇根微电极阵列。

[0079] 记录装置102也可以是薄膜电极阵列或由薄膜微电极组成。

[0080] 图1C示出通信导管114 (例如引导线) 可以将可植入记录装置102 (例如支架电极阵列108) 与和计算装置104通信联接的遥测单元116连接起来。可选地,通信导管114可以将可植入记录装置102与计算装置104直接连接。

[0081] 通信导管114可以是生物相容性引导线或线缆。当记录装置102是部署在受试者的脑血管106 (例如上矢状窦) 内的支架电极阵列108时,通信导管114可以穿过一个或多个脑血管,并通过与受试者的至少一个脑血管 (例如颈内静脉) 联接的静脉壁延伸出去。然后,通信导管114可以在受试者的皮肤下穿过,到达受试者植入遥测单元116的区域 (例如,胸大肌下方)。

[0082] 图1D示出了遥测单元116的实施例的特写视图。在一些实施例中,遥测单元116可以被配置为将从记录装置102接收到的信号传输到计算装置104进行处理和分析。遥测单元116还可以用作记录装置102和计算装置104之间的通信枢纽。

[0083] 在一些实施例中,遥测单元116可以是可植入受试者皮肤下的内部遥测单元116。例如,遥测单元116可以植入受试者的胸骨区域或锁骨下腔内。

[0084] 在其他实施例中,遥测单元116可以是不植入受试者体内的外部遥测单元116。在这些实施例中,通信导管114可以穿过受试者的皮肤延伸以连接到遥测单元116。在附加实施例中,遥测单元116可以包括可植入部分和外部部分。

[0085] 在一些实施例中,遥测单元116可以通过有线连接向计算装置104传输数据或信号,或从计算装置104接收数据或命令。在其他实施例中,遥测单元116可以通过诸如蓝牙™、低功耗蓝牙(BLE)、ZigBee™、WiFi或其组合的无线通信协议向计算装置104传输数据或信号或从计算装置104接收数据或命令。

[0086] 如后面部分将详细讨论的,计算装置104的一个或多个处理器可被编程为从记录装置102捕获的受试者的正在进行的或实时的神经信号记录中检测一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串302。一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串302中的至少一些瞬态振荡或伪振荡脉冲串可响应受试者产生或想象的想法或受试者唤起的精神状态的变化而产生。此外,计算装置104的一个或多个处理器还可以被编程为从检测时段404或检测窗口内检测到的一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串302中提取一个或多个脉冲串特征400(参见图4)。此外,计算装置104的一个或多个处理器可以被编程为通过将特征阈值310和/或机器学习算法308(参见图3A)(例如,深度学习算法)应用于在检测时段404内提取的一个或多个脉冲串特征400来预测受试者产生或想象的想法或受试者精神状态的变化。然后,计算装置104的一个或多个处理器可以将与预测相关联的输入命令312传输到装置10,以控制装置10。

[0087] 在一些实施例中,遥测单元116的一个或多个处理器可以被编程为从记录装置102捕获的受试者的正在进行的或实时的神经信号记录中检测一个或多个瞬态振荡或伪振荡302。至少一个或多个瞬态振荡或伪振荡302可以响应于受试者产生或想象的想法或受试者唤起的精神状态的变化而产生。此外,遥测单元116的一个或多个处理器还可以被编程为从检测时段404内检测到的一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串302中提取一个或多个脉冲串特征400。此外,遥测单元116的一个或多个处理器可被编程为通过将特征阈值310和/或机器学习算法308应用于检测时段404内提取的一个或多个脉冲串特征400来预测受试者产生或想象的想法或受试者唤起的精神状态的变化。然后,遥测单元116的一个或多个处理器可以将与预测相关联的输入命令312发送到计算装置104或直接发送到装置10,以控制装置10。

[0088] 瞬态振荡或伪振荡脉冲串302可以响应于受试者产生、激发或唤起的想法或受试者唤起的精神状态的变化而产生。

[0089] 在一些实施例中,想法可以是受试者产生或想象的用于命令装置10(包括其组件或在其上运行的软件应用程序)的想法。作为更具体的示例,受试者产生或想象的想法可以是移动作为装置10的个人计算装置的显示器上显示的光标的想法。作为另一示例,受试者产生或想象的想法可以是移动作为装置10的移动工具(例如,承载受试者的轮椅)的想法。在这些情况下,想法可称为任务相关想法。

[0090] 作为附加示例,由受试者唤起的精神状态的变化可以涉及受试者将注意力集中在光标上或将注意力集中在移动工具上。在这些情况下,精神状态的变化可以被称为与任务相关的精神状态变化。

[0091] 在其他实施例中,想法可以由受试者产生或想象的与命令装置10(包括其任何组件或在其上运行的软件应用程序)无关或断开连接的想法。作为更具体的示例,受试者产

生或想象的想法可以是移动受试者的一个或多个身体部位(例如,手、手指、脚踝、脚/脚掌、脚趾、腿、手臂、头部等)的想法。另外,例如,受试者产生或想象的想法可以是绷紧或松开受试者的一个或多个身体部位(例如,绷紧或松开受试者的一个或多个肌肉或肌肉群)的想法。在这些情况下,想法可被称为任务无关想法。

[0092] 此外,由受试者唤起的精神状态的变化可以涉及受试者将注意力集中在受试者的一个或多个身体部位上,或将注意力集中在命令装置10(包括其任何组件或在其上运行的软件应用程序)之外的任务上。在这些情况下,精神状态的变化可称为任务无关精神状态变化。

[0093] 作为附加示例,由受试者唤起的精神状态的变化可以涉及受试者将注意力集中在光标上或将注意力集中在移动工具上。在这些情况下,精神状态的变化可称为与任务相关精神状态变化。

[0094] 图2A示出了作为包括多个电极110的线圈线200的可植入记录装置102的另一实施例。线圈线200可作为电极110的血管内载体,可用于太小而无法容纳支架电极阵列108的血管中。

[0095] 线圈线200可以是被配置为将自身缠绕成线圈模式或基本上螺旋模式的生物相容性导线或微型导线。电极110可以被布置为使得电极110沿线圈线200的长度分散。更特别地,电极110可以粘贴、固定或以其他方式联接到沿线圈线200的长度的不同点。

[0096] 电极110可以彼此分开,使得没有两个电极110在预定分割距离(例如,至少10微米、至少100微米或至少1.0mm)内。在一些实施例中,线圈线200可以承载8到24个电极。例如,线圈线200可以承载16个电极。在其他实施例中,线圈线200可以承载24到64个电极110。

[0097] 在一些实施例中,当导线200从输送导管中展开时,导线200可以被配置为自动缠绕自身成线圈配置(例如,螺旋模式)。例如,当输送导管或套缩回时,线圈线200可以通过形状记忆自动达到线圈配置。线圈配置或形状可以是导线200在导线200被导入输送导管前的预设形状或形状记忆形状。预设或预先训练的形状可以被制造为大于预期部署或植入血管的直径,以使线圈施加的径向力将线圈线200固定或定位在部署或植入血管内的适当位置。

[0098] 导线200可以部分由形状记忆合金、形状记忆聚合物或其组合制成。例如,导线200可以部分由镍钛(例如镍钛导线)制成。导线200也可以部分由不锈钢、金、铂、镍、钛、钨、铝、镍铬合金、金钽铌合金、铬镍钼合金、铌、铈或其组合制成。

[0099] 图2B示出了作为包括多个电极110的锚定线202的可植入记录装置102的另一实施例。锚定线202可作为电极110的血管内载体,可用于太小而无法容纳线圈线200或支架电极阵列108的血管。

[0100] 锚定线202可包括附接或以其他方式联接到锚或其他类型血管内固定机制的生物相容导线或微型线。图2B示出了锚定线202可以包括倒钩锚204、径向可扩张锚206或其组合(图2B中倒钩锚204和径向可扩张锚206均以断线或幻线显示)。在一些实施例中,倒钩锚204可以设置在锚定线202的远端。在其他实施例中,倒钩锚204可以沿导线或微型线的一侧或多侧设置。倒钩锚204的倒钩可将锚定线202固定或系停在受试者体内的植入部位。径向可扩张锚206可以是导线或微型线的一段,形状为线圈或环。线圈或环的大小可以使线圈或环与血管腔相适应,并扩张抵靠血管腔壁以将锚定线202固定在血管内的植入部位。例如,线圈或环的大小可以大于预期部署或植入血管的直径,以使线圈或环施加的径向力能够将锚

定线202固定或定位在部署或植入血管内的适当位置。

[0101] 锚定线202的电极110可以沿锚定线202的长度分散。更特别地,电极110可以粘贴、固定或以其他方式联接到沿锚定线202的长度的不同点。电极110可以彼此分开,使得没有两个电极110在预定的分隔距离(例如,至少10微米、至少100微米或至少1.0mm)内。

[0102] 在一些实施例中,锚定线202可以承载8到24个电极。例如,锚定线202可以承载16个电极。在其他实施例中,锚定线202可承载24至64个电极110。

[0103] 尽管图2B示出了锚定线202仅具有一个倒钩锚204和一个径向可扩张锚206,但根据本公开的设想,锚定线202可以包括多个倒钩锚204和/或径向可扩张锚206。

[0104] 图2C示出了在系统100的另一实施例中,记录装置102可以是诸如脑电图(EEG)装置208的非侵入性装置。EEG装置208可以是头戴式EEG设备。例如,EEG装置208可以是被配置为由受试者佩戴的EEG帽或EEG眼镜。EEG装置208可以包括被配置为与受试者的头皮接触的多个非侵入式电极210。

[0105] EEG装置208可以包括8到24个电极210。例如,EEG装置208可以包括16个电极210。在其他实施例中,EEG装置208可以包括24至64个电极210。

[0106] EEG装置208可作为系统100的一部分用于检测一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串302,类似于由可植入记录装置102记录的那些。例如,EEG装置208可以通过记录受试者的大脑的原始电信号来捕获受试者的正在进行的或实时的神经信号记录。

[0107] 图2D示出了在系统100的另一实施例中,记录装置102可以是电皮层成像(ECoG)装置212(也称为颅内EEG装置)。ECoG装置212可以是植入或放置在受试者大脑表面的柔性或可拉伸电极网或一个或多个电极贴片。电极网或电极贴片可包括分别布置在网或贴片上的多个电极214。

[0108] ECoG装置212可以包括多个电极214。例如,ECoG装置212可以包括8到24个电极214。另外,例如,ECoG装置212可以包括16个电极214。在其他实施例中,ECoG装置212可以包括24至64个电极214。

[0109] 在一些实施例中,记录装置102可以是可植入的微电极阵列(MEA)。例如,记录装置102可以是犹他微电极阵列或密歇根微电极阵列。

[0110] 在一些实施例中,记录装置102可以是薄膜电极阵列或由薄膜微电极组成。

[0111] 图3A示出了使用本文公开的系统100的某些组件控制装置的示例方法。方法可包括使用记录装置102记录受试者的大脑的原始电信号或神经信号300。

[0112] 例如,当记录装置102是诸如图1B中的支架电极阵列108的可植入的记录装置时,记录装置102可以通常包括16至64个电极110。每个电极110可以记录一个或多个频带的神经信号300。这种电极110和频带的组合意味着,即使神经信号记录仅持续三到五秒,也可以包含多达数千个瞬态振荡或伪振荡脉冲串302。

[0113] 记录装置102的电极110捕捉的神经信号300可以通过遥测单元116传输到计算装置104。

[0114] 如图3A所示,计算装置104可以包括解码器模块304和分类层306或模块。解码器模块304可以被配置为对原始电信号进行滤波,将滤波后的原始电信号转换为幅度或功率相关值,并在每次幅度或功率相关值中的一个超过功率阈值时识别瞬态振荡或伪振荡脉冲串302。解码器模块304还可以被配置为从检测时段404内的一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉

冲串中提取一个或多个脉冲串特征400(参见图4)。

[0115] 分类层306可以被配置为通过将机器学习算法308(例如深度学习算法)和特征阈值310中的至少一个应用于在检测时段404内提取的一个或多个脉冲串特征400来预测由受试者产生或想象的想法或由受试者唤起的精神状态的变化。

[0116] 如将关于图3B更详细地讨论的,解码器模块304可以包括多个解码器子模块。解码器模块304可以被配置为使用一个或多个软件滤波器或小波卷积对一个或多个所需频带(例如,贝塔频带、伽马频带、阿尔法频带、西塔频带等)中的原始电信号进行滤波。例如,解码器模块304可包括解码器子模块或指令,以使用一个或多个带通滤波器对一个或多个所需频带中的原始电信号进行滤波。

[0117] 解码器模块304还可以将针对每个所需频带滤波后的原始电信号的电压值转换为功率值。此外,解码器模块304还可以针对每个所需频带,将功率阈值应用于幅度或功率相关值。然后,解码器模块304可以每次在针对每个所需频带,幅度或功率相关值中的一个超过功率阈值时识别瞬态振荡或伪振荡脉冲串302中的一个。

[0118] 解码器模块304还可以包括子模块,用于从检测时段404内的一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串302中提取一个或多个脉冲串特征400(参见图4)。利用提取的脉冲串特征400,分类层306然后可以通过对检测时段404内提取的脉冲串特征400应用机器学习算法308和特征阈值310中的至少一个,来对受试者产生或想象的想法或受试者精神状态的变化进行预测。

[0119] 在一些实施例中,机器学习算法308可以是神经网络。例如,机器学习算法308可以是递归神经网络。作为更具体的示例,分类层306可以使用递归神经网络,诸如长短期记忆(LSTM)网络,通过将提取的脉冲串特征反馈给LSTM网络,以对受试者产生或想象的想法或受试者唤起的精神状态的变化进行预测。

[0120] 在其他实施例中,分类层306可以通过将特征阈值310(另参见图5A)应用于在检测时段404内提取的脉冲串特征400来对受试者产生或想象的想法或受试者唤起的精神状态的变化进行预测。

[0121] 然后,计算装置104可以将与分类层306所作预测相关联的输入命令312传输到装置10,以控制装置10。

[0122] 在一些实施例中,装置10可以是与计算装置104分离的装置。在这些和其他实施例中,输入命令312可以是控制装置10的一个或多个外围或硬件组件、在装置10上运行的软件应用程序或在计算装置10的显示器上显示的图形元素(例如,光标、指针、刻度线等)的命令。

[0123] 在其他实施例中,计算装置104可以生成与预测相关联的输入命令312,以控制装置104的一个或多个外围或硬件组件、在装置104上运行的软件应用程序或在计算装置104的显示器上显示的图形元素(例如光标、指针、游标等)。

[0124] 在一些实施例中,计算装置104的模块(例如,解码器模块304、分类层306等)可以使用Java™编程语言、Python™编程语言、C/C++编程语言、JavaScript编程语言、Ruby™编程语言、Matlab编程语言、C#编程语言或它们的组合来编写。

[0125] 图3B-3D示出了解码器模块304的示例子模块。每个子模块(图3B-3D)可以代表解码器模块304的不同可能流水线。

[0126] 图3B示出了可以使用小波变换从单个事件或多个事件中提取振荡脉冲串特征并将这些特征传递给机器学习算法进行分类的子模块的一个实施例。图3C示出了可通过对信号应用多个有限脉冲响应(FIR)滤波器来提取振荡脉冲串计数并检测超过预定义阈值的功率值以进行振荡脉冲串检测的子模块的另一实施例。另一阈值可应用于对检测到的脉冲串进行分类。后一阈值可以是动态的,要求信号越过阈值一定持续时间。图3D示出了使用阈值分类和机器学习算法二者的子模块的另一实施例。

[0127] 图4示出了可从受试者的三秒神经信号记录中提取的示例脉冲串特征400,该记录已被转换为频谱图,其中使用颜色梯度描述了在不同频带检测到的功率值。在频谱图下方描绘的是脉冲串时序图,显示在记录装置102的一个电极110上或在此时段的一个脉冲串频率上检测到的几个瞬态振荡或伪振荡脉冲串302的时序,以及五个这种脉冲串302的示例波形。

[0128] 如前所述,记录装置102可用于捕获来自受试者大脑的原始电信号或原始神经信号300。然后,计算装置104的解码器模块304可以使用一个或多个带通滤波器、小波卷积或其组合对一个或多个所需频带中的原始电信号进行滤波。然后,解码器模块304可以将滤波后的原始电信号的电压值转换为功率值(表示为 $V^2/\text{Hz}$ 或 $\mu V^2/\text{Hz}$ 、 $\text{dB}/\text{Hz}$ 、 $S^2$ (其中S表示信号的单位)等)或标准化功率值(表示为z分数、比率、差、百分比变化)。作为更具体的示例,图4中的标准化功率单位可以基于信号的中位数进行标准化。

[0129] 然后,解码器模块304可将功率阈值402应用于每个所需频带的幅度或功率相关值。解码器模块304可以响应于每个所需频带的幅度或功率相关值中的一个超过功率阈值402而识别或检测瞬态振荡或伪振荡脉冲串302中的一个。功率阈值402可以针对每个用户或患者进行选择或优化。

[0130] 在一些实施例中,解码器模块304可以应用每个所需频带的持续时间阈值403。解码器模块304可以响应于针对每个所需频带,原始电信号中的一个的持续时间超过持续时间阈值403而识别或检测瞬态振荡或伪振荡脉冲串302中的一个。持续时间阈值403可以针对每个用户或患者进行选择或优化。

[0131] 瞬态振荡或伪振荡脉冲串302在本领域也可称为“瞬时”、“振荡事件”、“[带]脉冲串(例如,贝塔脉冲串)”、“[带]事件(例如,伽马事件)”、“微型诱发响应”或“振荡脉冲串”。振荡或伪振荡脉冲串302的特征可以是瞬态的,表示每个脉冲串仅持续很短的持续时间,并且每个脉冲串是高能脉冲串,表示每个脉冲串的功率超过相对于神经活动和/或背景噪声的基线水平确定的阈值功率水平(功率阈值402)。

[0132] 在一些实施例中,典型瞬态振荡或伪振荡脉冲串302的持续时间可以在1ms到100ms之间。在其他实施例中,典型瞬态振荡或伪振荡脉冲串302的持续时间可以在10ms到100ms之间。瞬态振荡或伪振荡脉冲串302的持续时间可取决于诸如所测频带的因素。例如,当测量的频带相对较高时(例如伽马带),瞬态振荡或伪振荡脉冲串302可持续1ms至10ms,或者当测量的频带较低时(例如阿尔法频带),瞬态振荡或伪振荡脉冲串302可持续10ms以上。

[0133] 由于典型的瞬态振荡或伪振荡脉冲串302在持续时间上如此短暂或有限,因此即使神经信号记录仅持续几秒钟(例如3秒至5秒),也可以在记录装置102的各个电极110上和各个所需频带上产生数千个振荡或伪振荡脉冲串302。



[0134] 在一些实施例中,所需频带可以在0.1Hz和32kHz之间。所需频带也可以在4Hz和400Hz之间。在一些实施例中,所需频带可以在20Hz和200Hz之间。在其他实施例中,所需频带可以在35Hz和150Hz之间。

[0135] 每个电极110可以记录一个或多个频带的神经信号300。电极110和频带的这种组合表示即使神经信号记录仅持续三到五秒钟,也可以包含多达数千个瞬态振荡或伪振荡脉冲串302。例如,每个电极110可以记录多个频带(例如神经信号的整个带宽),记录可以分解成特定的频率成分。

[0136] 瞬态振荡或伪振荡脉冲串302可以与特定频带的功率的持续增加区分开。

[0137] 这些瞬态振荡或伪振荡脉冲串302还可以与动作电位尖峰事件区分开。动作电位尖峰在采样时无处不在。也就是说,无论受试者产生或想象的想法或受试者唤起的精神状态的变化如何,它们都具有特征响应函数。另一方面,瞬态振荡或伪振荡脉冲串302表现出在不同的精神状态下不同或根据受试者产生或想象的想法而不同的特定的脉冲串特性或特性。例如,在右手与左手运动或活动尝试期间检测到的脉冲串特征包括不同的脉冲串速率和其他脉冲串特征,即使是从受试者大脑的相同位置记录的。

[0138] 瞬态振荡或伪振荡脉冲串302可以在不需要(或无需)对多次试验的结果进行平均的情况下进行检测。也就是说,瞬态振荡或伪振荡脉冲串302可以从受试者正在进行的或实时的神经信号记录中检测。与平均数据相比,瞬态振荡或伪振荡脉冲串302可以表现出更短的功率增加。

[0139] 在一些实施例中,可以使用功率阈值402、持续时间阈值403或它们的组合来检测瞬态振荡或伪振荡脉冲串302。在其他实施例中,可以使用隐马尔可夫模型(HMM)或模板匹配来检测瞬态伪振荡脉冲串302。

[0140] 在特定实施例中,用于检测瞬态振荡或伪振荡脉冲串302的功率阈值402和持续时间阈值403中的至少一个可以基于与受试者进行的至少一次训练环节来选择或优化。例如,训练环节可以包括指示或提示受试者产生或想象想法(例如,任务相关想法或任务无关想法)或唤起受试者精神状态的变化。然后,计算装置104的解码器模块304可以在提示受试者后使用记录装置102记录受试者的大脑的原始神经信号300。然后,解码器模块304可以使用一种或多种频率分解方法,诸如一种或多种带通滤波器、小波卷积或其组合,对所需频带内的原始电信号进行滤波。然后,解码器模块304可以将针对每个所需频带滤波后的原始电信号的电压值转换为功率值。

[0141] 然后,计算装置104可以确定或以其他方式设置应用于每个所需频带的功率值的最佳功率阈值402,以便将瞬态振荡或伪振荡脉冲串302与基线水平的神经活动和/或背景噪声区分开。

[0142] 可选地或另外地,计算装置104确定或以其他方式设置应用于每个所需频带的原始电信号的最佳持续时间阈值403,以便将瞬态振荡或伪振荡脉冲串302与基线水平的神经活动和/或背景噪声区分开。

[0143] 在一些实施例中,功率阈值402和持续时间阈值403中的至少一个可以根据统计量或统计离散度确定,诸如高于神经活动中位数或平均水平的标准偏差数。作为更具体的示例,功率阈值402和持续时间阈值403中的至少一个可以比神经活动的平均水平高1到6个标准偏差(SD)。

[0144] 解码器模块304还可以从在预定或预设检测时段404内检测到的瞬态振荡或伪振荡脉冲串302中提取一个或多个脉冲串特征400。解码器模块304可以在每个检测时段404内,在记录装置102上的不同电极110和不同频带(例如0.1Hz至32kHz)上检测到多达数百个瞬态振荡或伪振荡脉冲串302。

[0145] 在一些实施例中,检测时段404可以在10毫秒(ms)到100ms之间。更特别地,检测时段404可以在50ms和100ms之间。例如,检测时段404可以是大约100ms。

[0146] 解码器模块304可以通过对检测到的瞬态振荡或伪振荡脉冲串302的数量进行计数或求和并确定这些脉冲串302的定时来提取一个或多个脉冲串特征400。解码器模块304还可以确定每个脉冲串302的频率、功率值和持续时间。

[0147] 脉冲串特征400可以包括脉冲串计数406、脉冲串率408、脉冲串带频率410或频率分布、脉冲串间隔长度412(单通道和跨多通道)、脉冲串定时414或定时模式、平均脉冲串持续时间416、脉冲串波形418(例如,脉冲串的时域波形)或其任何变化或组合。脉冲串特征400还可以包括时间窗口内的各脉冲串302的平均功率、脉冲串302的最大功率、周期数、脉冲串302的峰值频率、脉冲串302的最小频率、脉冲串的最大频率、频率跨度(以倍频程表示)、刚好在脉冲串302之前和/或之后的平均功率、高频脉冲串发生时的低频瞬态相位、高频脉冲串发生时的阿尔法和贝塔功率、振荡得分(即脉冲串302时滤波信号与原始信号之间的相关性)。脉冲串特征还可以包括脉冲串同步或距离(即,将不同通道的脉冲串作为点过程处理时的相关性的测量)、瞬态脉冲串的左斜率和/或右斜率(即,振幅上升或下降的速度),以及瞬态脉冲串在时间上的重复序列(例如,特定用户想法或运动类型可产生在特定时间间隔出现在特定电极上的脉冲串序列)。

[0148] 可以从每个检测时段404(例如1ms到100ms)内检测到的瞬态振荡或伪振荡脉冲串302中提取任意或所有这种脉冲串特征400。

[0149] 在一些实施例中,脉冲串率408可以通过脉冲串计数406除以检测时段404的长度来计算。脉冲串计数406可以通过对在检测时段404内记录装置102的所有电极110或电极110的子集检测到的所有瞬态振荡或伪振荡脉冲串302求和来计算。例如,单个通道和频带的脉冲串率408可以在每秒1到200个脉冲串之间,取决于所选频带(低频带通常比高频带具有更低的脉冲串率)。

[0150] 申请人的一个意外发现是,当测量瞬态振荡或伪振荡脉冲串302时,脉冲串率408是用于预测受试者产生或想象的想法或受试者诱发的精神状态的变化可靠且有效的标记。

[0151] 在特定可选的实施例中,脉冲串计数406可以通过对在检测时段404内通过记录装置102的一些电极110,而非全部电极110,检测到的瞬态振荡或伪振荡脉冲串302求和来计算。例如,当记录装置102是诸如支架电极阵列108的可植入记录装置102时,可以通过对支架电极阵列108的一些电极110而非全部电极110检测到的瞬态振荡或伪振荡脉冲串302求和来计算脉冲串计数406。

[0152] 在其他实施例中,计算装置104可以对记录装置102的一个或多个电极110(也称为记录装置102的“通道”)应用加权因子,使得在记录装置102的这些电极110(或通道)检测到的瞬态振荡或伪振荡脉冲串302比在另一电极110(或另一通道)检测到的瞬态振荡或伪振荡脉冲串302的权重更高(例如1.5X、2X、3X等)。例如,记录装置102可以是支架电极阵列

108,其包括联接到可扩张支架112或搭架的多个电极110。在这些实施例中,计算装置102可以对支架电极阵列108的一个或多个电极110或通道应用加权因子,使得在支架电极阵列108的这些电极110或通道检测到的瞬态振荡或伪振荡脉冲串302比在另一电极110或另一通道检测到的瞬态振荡或伪振荡脉冲串302的权重更高(例如,1.5X、2X、3X等)。

[0153] 在一些实施例中,提取的脉冲串特征400可以是一个或多个其他脉冲串特征400的变化,诸如脉冲串计数406、脉冲串率408、脉冲串带频率410、脉冲串间隔长度412、脉冲串定时414、脉冲串持续时间416或脉冲串波形418在多个检测时段404内的变化。在这些实施例中,一个或多个脉冲串特征400的变化可作为输入提供给分类层306,以允许分类层306对受试者产生或想象的想法或受试者唤起的精神状态的变化做出预测。

[0154] 如先前所讨论的,计算装置104的分类层306可以通过将机器学习算法308(例如,深度学习算法)应用于提取的一个或多个脉冲串特征400来预测受试者产生或想象的想法或受试者唤起的精神状态的变化。例如,计算装置104的分类层306可以通过对每个检测时段404内提取的一个或多个脉冲串特征400应用机器学习算法308来预测受试者产生或想象的想法或受试者唤起的精神状态的变化。

[0155] 可选地或另外地,计算装置104的分类层306可以通过对提取的一个或多个脉冲串特征400应用特征阈值310来预测由受试者产生或想象的想法或由受试者唤起的精神状态的变化。例如,计算装置104的分类层306可以通过对每个检测时段404内提取的一个或多个脉冲串特征400应用特征阈值310来预测由受试者产生或想象的想法或由受试者唤起的精神状态的变化。

[0156] 在一些实施例中,分类层306可以在每个检测时段404结束时做出预测。例如,三秒钟的记录可以包括关于受试者产生或想象的想法或受试者唤起的精神状态的变化30个检测时段404和30次预测。

[0157] 在其他实施例中,分类层306只有在多个检测时段404过去后才能做出预测。在这些实施例中,分类层306可以依靠先前检测时段404的数据进行预测。

[0158] 当提取的脉冲串特征400是脉冲串率40或包括脉冲串率408时,特征阈值310可以是脉冲串率阈值或包括脉冲串率阈值。例如,当从检测时段404内检测到的瞬态振荡或伪振荡脉冲串302计算出的脉冲串率408超过该特定检测时段404的脉冲串率阈值时,计算装置104的分类层306可以做出如下预测,即受试者正在考虑移动受试者的身体部位。

[0159] 在其他实施例中,当提取的脉冲串特征400是脉冲串计数406时,特征阈值可以是脉冲串计数阈值。此外,当提取的脉冲串特征400是脉冲串间隔长度412(连续脉冲串302之间的平均时间长度)时,特征阈值可以是间隔长度阈值。此外,当提取的脉冲串特征400是平均脉冲串持续时间416时,特征阈值可以是脉冲串持续时间阈值。

[0160] 在一些实施例中,特征阈值可以是静态阈值。例如,特征阈值可以在受试者使用系统100的短暂训练时段或训练环节之后提前设置或确定。

[0161] 在其他实施例中,特征阈值可以是动态阈值。在这些实施例中,计算装置102可以随时间调整特征阈值。例如,计算装置104的分类层306可以随时间调整特征阈值。在特定实施例中,特征阈值可以要求跨越阈值特定持续时间。

[0162] 在特定实施例中,特征阈值可以是根据先前检测时段404计算的中位数阈值量或平均阈值量。例如,脉冲串率阈值可以是根据先前检测时段404确定的脉冲串率408计算出

的中位数脉冲串率。另外,例如,脉冲串计数阈值可以是根据先前检测时段404确定的脉冲串计数406计算出的中位数脉冲串计数。

[0163] 如先前所讨论的,分类层306还可以通过将一个或多个脉冲串特征400传递给在计算装置104上运行的机器学习算法308来进行预测。在一些实施例中,机器学习算法308可以是深度学习网络,诸如神经网络。例如,机器学习算法308可以是递归神经网络。作为更具体的示例,分类层306可以使用递归神经网络,诸如长短期记忆 (LSTM) 网络,以通过将提取的脉冲串特征馈送给LSTM网络来对受试者产生或想象的想法或受试者唤起的精神状态的变化进行预测。

[0164] 在一些实施例中,递归神经网络 (RNN) (例如LSTM或另一RNN) 的输入可以是瞬态振荡或伪振荡脉冲串302中提取的特征 (例如每个电极110和频带的脉冲串计数406、脉冲串的振幅、脉冲串发生的特定频率、波形或其任意组合)。可以使用单个或多个环节来训练RNN (每个环节可包括几百个示例),并基于训练环节期间获得的结果的准确度选择最佳模型。RNN的最终输出可以是对类别类型 (例如运动类型或休息状态等) 的预测,或者可以是对每个类别的概率预测 (例如,如果我们选择3个类别,则输出可以是某个运动类型的几率是60%,不同运动类型的几率是20%,无运动或受试者处于休息状态的几率是20%)。模型可以进一步处理这些概率,以做出最终预测。

[0165] 机器学习算法308可以使用机器学习算法308过去的预测以及从先前的检测时段404中提取的一个或多个脉冲串特征400进行训练。例如,可以利用机器学习算法308使用脉冲串计数406和/或脉冲串率408做出的过去预测来训练机器学习算法308。可以对机器学习算法进行训练,以增强机器学习算法308所做的未来预测。

[0166] 计算装置104可以将分类层306做出的特定预测映射或关联到特定输入命令312。例如,计算装置104可以将分类层306所做的对受试者产生或想象的想法或受试者唤起的精神状态的变化预测与特定的输入命令312关联。作为更具体的示例,计算装置104可以将分类层306所做的对受试者移动受试者的身体部位 (例如,移动受试者的脚踝) 而产生或想象的想法的预测与输入命令312关联,以启动作为装置10的个人计算装置的光标的点击。

[0167] 在一些实施例中,计算装置104可以将对受试者产生或想象的第一想法 (例如,移动受试者的脚踝的想法) 的第一预测与第一输入命令 (例如,光标点击) 相关联,还可以将对受试者产生或想象的第二想法 (例如,移动受试者的手臂的想法) 的第二预测与第二输入命令 (例如,关闭软件应用程序的命令) 相关联。

[0168] 如先前所讨论的,受试者产生或想象的想法可以是与输入命令312或与打算由受试者控制的装置10相关的想法。例如,受试者产生或想象的想法可以是移动作为装置10的个人计算装置的显示器上显示的光标的想法,或者是移动作为装置10的移动工具 (例如,承载受试者的轮椅) 的想法。在这些情况下,想法可被视为并称为任务相关想法。此外,由受试者唤起的精神状态的变化可以涉及受试者将注意力集中在光标上,或将注意力集中在移动工具上。在这些情况下,精神状态的变化可称为任务相关精神状态变化。

[0169] 在其他实施例中,受试者产生或想象的想法可以是与输入命令312或命令装置10 (包括其任意组件或在其上运行的软件应用程序) 无关或断开连接的想法。作为更具体的示例,受试者产生或想象的想法可以是移动受试者的一个或多个身体部位 (例如,手、手指、脚踝、脚/脚掌、脚趾、腿、手臂、头部等) 的想法。另外,例如,受试者产生或想象的想法可以是

绷紧或松开受试者的一个或多个身体部位(例如,绷紧或松开受试者的一个或多个肌肉或肌肉群)的想法。在这些情况下,想法可称为任务无关想法。此外,受试者唤起的精神状态的变化可以涉及受试者将注意力集中在受试者的一个或多个身体部位上,或将注意力集中在命令装置10(包括其任意组件或在其上运行的软件应用程序)之外的任务上。在这些情况下,精神状态的变化可称为任务无关精神状态变化。

[0170] 在一些实施例中,使用系统100对装置10的控制可以异步进行,使得可以在不事先提示受试者这样做的情况下受试者通过生成器或激发适当的想法或唤起适当的精神状态变化来控制装置10。事实上,申请人面临的技术难题之一是如何在没有提示受试者这样做的情况下让受试者有效地控制装置。申请人发现的一个技术解决方案是本文公开的系统100和方法,在其中从记录装置102捕获的正在进行的或实时的神经信号记录300中检测到响应于受试者产生或想象的想法或受试者唤起的精神状态的变化而产生的瞬态振荡或伪振荡脉冲串302。然后从检测时段404内检测到的瞬态振荡或伪振荡脉冲串302中提取脉冲串特征400,并基于提取的脉冲串特征400预测关于受试者产生或想象的想法或受试者唤起的精神状态的变化。在这些实施例中,记录装置102被配置为持续捕获来自受试者大脑的原始电信号或原始神经信号300,并持续对这些信号进行滤波并转换为功率值,并且持续应用阈值以识别每个检测时段404内的瞬态振荡或伪振荡脉冲串302。然后,计算装置104的分类层306在每个检测时段404结束时预测关于受试者是否打算向装置10传输输入命令。

[0171] 可选地,使用系统100对装置10的控制可以同步进行,使得受试者可以响应于计算装置104、遥测单元116或其他装置的提示或指示这样做通过产生或想象适当的想法或唤起适当的精神状态变化来控制装置10。在这些实施例中,一旦受试者被提示或指示产生或想象适当的想法或唤起适当的精神状态变化,就可以开始一个或多个检测时段404。申请人的一个意外发现是,当同步进行装置10的控制时,诸如脉冲串间隔长度412或脉冲串定时414或定时模式的特定脉冲串特征400可用于预测受试者产生或想象的想法或受试者唤起的精神状态的变化。

[0172] 图5A是示出记录装置102的所有通道(或电极110)和所有脉冲串频率的总脉冲串计数与所做预测的函数关系的图。图5B是显示预测结果和准确度的阶梯图。

[0173] 如图5A所示,在这五分钟记录期间总共可以进行3000次预测,在每个100ms检测时段404结束时进行预测。可以将脉冲串计数阈值设置为特征阈值310。例如,对于所有通道和脉冲串频率,大脉冲串计数阈值可以是约220次脉冲串。

[0174] 在本示例中,记录装置102可以是可植入记录装置,诸如支架电极阵列108。在每个检测时段404结束时,可以计算在支架电极阵列108的所有电极110或电极110的子集上以及所有频率(例如0.1Hz至32kHz)上检测到的瞬态振荡或伪振荡脉冲串302的总数。当总脉冲串计数超过脉冲串计数阈值时,计算装置104的分类层306可以预测受试者试图移动或激发移动受试者脚踝的想法。当检测时段404期间总脉冲串计数未超过脉冲串计数阈值时,计算装置104的分类层306预测受试者的精神状态为休息状态。

[0175] 图5A和5B还示出可以通过周期性地向受试者提供提示或暗示来确定预测移动受试者的脚踝或保持/实现休息状态的准确度。在提示后进行的预测可用于确定预测的准确度。例如,图5B示出计算装置104在预测受试者处于休息状态时准确度很高,但在预测受试者试图移动脚踝或产生/唤起移动脚踝的想法时准确度稍低。这一结果是可以接受的,因为

在一个或多个检测时段404期间,对休息状态或无效动作的预测准确度稍差,只会导致在输入命令312在受试者需要时无法传输的一些情况。由于检测时段404仅在约1ms至100ms之间,输入命令错过或不足可以通过后续或随后的输入命令传输来解决(也就是说,如果在一个检测时段内受试者打算点击光标但错过了受试者的意图,则可以在随后的检测时段内检测到点击,其结果是受试者甚至可能不会察觉到延迟或认为延迟是由机器延迟引起的)。相反的结果(即计算装置104无法准确检测休息状态)是不可接受的,因为这将导致系统100在受试者不希望的情况下传输输入命令312(例如,光标点击或用户输入)。

[0176] 图5A和5B示出本文公开的系统100和方法可用于基于从正在进行的或实时的神经信号记录中检测瞬态振荡或伪振荡脉冲串302而准确地传输输入命令312以控制装置10。

[0177] 图6示出了显示了系统100就受试者产生或想象的想法或受试者唤起的精神状态的变化所做的预测的分类准确度的混淆矩阵。例如,如图6所示,受试者产生或想象的想法或受试者唤起的精神状态的变化与受试者两个脚踝的移动有关。当受试者没有产生或想象这种想法或唤起其精神状态的这种变化时,受试者实现或保持在休息状态。

[0178] 为了生成混淆矩阵,从受试者的10分钟神经信号记录中检测到的大量瞬态振荡或伪振荡脉冲串302中提取了总共15个脉冲串特征400。例如,这15个脉冲串特征400可以从脉冲串特征400的以下列表中选择:脉冲串计数406、脉冲串率408、脉冲串频带频率410或频率分布、脉冲串间隔长度412(单通道和跨多通道)、脉冲串定时414或定时模式、平均脉冲串持续时间416、脉冲串波形418(例如,脉冲串的时域波形)、时间窗口内脉冲串302的平均功率、脉冲串302的最大功率、周期数、脉冲串302的峰值频率、脉冲串302的最小频率、脉冲串的最大频率、频率跨度(以倍频程表示)、刚好在脉冲串302之前和/或之后的平均功率、高频脉冲串发生时的低频瞬态相位、高频脉冲串发生时的阿尔法和贝塔功率、振荡得分(即,在脉冲串302时滤波信号与原始信号之间的相关性)、脉冲串同步或距离(即不同通道的脉冲串在作为点过程处理时的相关性的测量)、瞬态脉冲串的左斜率和/或右斜率(即振幅上升或下降的速度),以及瞬态脉冲串在时间上的重复序列(例如,特定用户想法或移动类型可产生在特定时间间隔出现在特定电极上的脉冲串序列)。

[0179] 如图6所示,当受试者实际处于休息状态时,系统100预测受试者处于休息状态的准确度最高( $f1$ 得分为约0.70)。这种预测可视为真负例预测。

[0180] 在受试者实际上正在产生或想象想法或唤起受试者的精神状态的变化与移动受试者的两个脚踝有关时,系统100在预测受试者产生或想象这种想法或唤起受试者的精神状态的这种变化的准确度稍低( $f1$ 得分为约0.65)。这一预测可视为真正例预测。

[0181] 当受试者实际产生/唤起想法或唤起受试者的精神状态的变化与移动受试者的两个脚踝有关时,系统100不可能预测受试者处于休息状态。这种预测可视为假负例预测。

[0182] 当受试者实际处于休息状态时,系统100最不可能预测到受试者正在产生/唤起想法或唤起受试者的精神状态的变化与移动受试者的两个脚踝有关。这种预测可视为假正例预测。任何有效BCI系统100的目标是最小化假正例预测。这是因为假正例预测会最大程度地干扰受试者对BCI系统100的使用,因为系统100会在受试者不希望这么做时无意地将输入命令312传送到装置10(导致无意的光标点击或用户输入)。

[0183] 图7A是示出记录装置102的所有通道在5秒钟时段内的累积脉冲串计数的图。受试者被指示在五秒钟时段内要么产生/唤起移动受试者两个脚踝的想法,要么保持休息状态。

在这五秒钟时段期间,记录装置102的所有通道或电极110上检测到的所有瞬态振荡或伪振荡脉冲串302被计数。图7A示出除极少数例外情况外,响应于受试者产生或想象移动受试者两个脚踝的想法而检测到大量瞬态振荡或伪振荡脉冲串302,而当受试者保持休息状态时,这种脉冲串302的数量显著减少。

[0184] 图7B是示出系统100使用从受试者的5分钟神经信号记录中检测到的瞬态振荡或伪振荡脉冲串302所做预测的准确度、召回率和f1得分的分类报告。f1得分是测量分类模型或分类层306的性能或准确度的误差指标。f1得分可以帮助深入了解分类模型或分类层306捕获正例的能力(召回率)以及捕获的例的准确性(准确度)。图7B中示出的相对较高的f1得分表明,在点击率大于每秒3次的情况下,受试者能够以较高的准确率可靠地控制装置10。

[0185] 本公开还包括以下示例:

[0186] 示例1、一种控制装置的方法,包括:从记录装置捕获的受试者的正在进行的神经信号记录中检测一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串,其中,一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串响应于受试者产生的想法或受试者唤起的精神状态的变化而产生;使用通信联接到记录装置的计算装置的一个或多个处理器,从检测时段内检测到的一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串中提取一个或多个脉冲串特征;使用一个或多个处理器,通过将机器学习算法和特征阈值中的至少一个应用于在检测时段内提取的一个或多个脉冲串特征,来预测受试者产生的想法或由受试者唤起的精神状态的变化;以及将与预测相关联的输入命令传输到装置,以控制装置。

[0187] 示例2、根据示例1的方法,其中受试者的正在进行的神经信号记录是通过使用记录装置记录受试者的大脑的原始电信号来进行的,并且其中检测一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串进一步包括:使用一种或多种频率分解方法,对一个或多个所需频带中的原始电信号进行滤波;将针对每个所需频带滤波后的原始电信号的电压值转换为幅度或功率相关值;针对每个所需频带将功率阈值应用于幅度或功率相关值和针对每个所需频带应用持续时间阈值中的至少一个;并响应于针对每个所需频带,幅度或功率相关值超过功率阈值以及滤波后的原始电信号超过持续时间阈值中的至少一个,识别瞬态振荡或伪振荡脉冲串中的一个。

[0188] 示例3、根据示例2的方法,其中功率阈值和持续时间阈值中的至少一个是基于对受试者进行的至少一个训练环节来选择的,其中至少一个训练环节包括:指示或提示受试者产生想法或唤起受试者的精神状态的变化;在提示受试者产生想法之后,使用记录装置记录受试者的大脑的原始电信号;使用一种或多种频率分解方法对一个或多个所需频带中的原始电信号进行滤波;将针对每个所需频带滤波后的原始电信号的电压值转换为功率值;以及选择待为每个所需频带应用的功率阈值和持续时间阈值中的至少一个,以将瞬态振荡或伪振荡脉冲串与背景噪声区分开。

[0189] 示例4、根据示例2的方法,其中所需频带包括0.1Hz至32kHz之间的频带。

[0190] 示例5、根据示例2的方法,其中所需频带包括贝塔频带、伽马频带和高伽马频带中的至少一个。

[0191] 示例6、根据示例1的方法,其中一个或多个脉冲串特征包括脉冲串率,其中脉冲串率通过脉冲串计数除以检测时段的长度来计算。

[0192] 示例7、根据示例6的方法,其中脉冲串计数通过在检测时段内对记录装置的所有



电极或电极子集检测到的所有瞬态振荡或伪振荡脉冲串求和来计算。

[0193] 示例8、根据示例1的方法,其中特征阈值是脉冲串率阈值。

[0194] 示例9、根据示例8的方法,其中脉冲串率阈值是根据先前检测时段计算的中位数脉冲串率。

[0195] 示例10、根据示例1的方法,其中一个或多个脉冲串特征包括脉冲串计数、脉冲串率、脉冲串带频率或频率分布、脉冲串间隔长度、脉冲串定时或定时模式、平均脉冲串持续时间、脉冲串波形及其任意变化中的至少一个。

[0196] 示例11、根据示例1的方法,其中机器学习算法是神经网络。

[0197] 示例12、根据示例11的方法,其中神经网络是递归神经网络。

[0198] 示例13、根据示例12的方法,其中递归神经网络是长短期记忆 (LSTM) 神经网络。

[0199] 示例14、根据示例1的方法,其中特征阈值是静态阈值。

[0200] 示例15、根据示例1的方法,其中特征阈值是由计算装置随时间调整的动态阈值。

[0201] 示例16、根据示例1的方法,其中检测时段在1ms和100ms之间。

[0202] 示例17、根据示例1的方法,其中装置是个人计算装置、物联网 (IoT) 装置和移动工具中的至少一种。

[0203] 示例18、根据示例17的方法,其中装置是个人计算装置,并且其中输入命令是启动个人计算装置的光标的点击的命令。

[0204] 示例19、根据示例1的方法,其中受试者的想法是由受试者产生的移动受试者的一个或多个身体部位的想法。

[0205] 示例20、根据示例1的方法,其中想法是由受试者在不提示受试者这样做的情况下而产生的,使得对装置的控制异步进行。

[0206] 示例21、根据示例1的方法,其中想法是由受试者响应于提示受试者这样做而产生的,使得对装置的控制同步进行。

[0207] 示例22、根据示例1的方法,其中记录装置是非侵入式记录装置。

[0208] 示例23、根据示例1的方法,其中记录装置是侵入式记录装置。

[0209] 示例24、根据示例23的方法,其中记录装置是血管内记录装置,包括由血管内载体承载的多个电极,血管内载体被配置为植入受试者脑的静脉或窦内。

[0210] 示例25、根据示例24的方法,其中使用由可扩张支架或搭架承载的电极检测一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串,其中方法进一步包括对可扩张支架或搭架的一个或多个电极应用加权因子,使得在可扩张支架或搭架的一个或多个电极上检测到的瞬态振荡或伪振荡脉冲串比在另一电极上检测到的瞬态振荡或伪振荡脉冲串的权重更大。

[0211] 示例26、根据示例23的方法,其中记录装置是可植入微电极阵列。

[0212] 示例27、根据示例26的方法,其中记录装置是犹他微电极阵列。

[0213] 示例28、根据示例23的方法,其中记录装置是薄膜电极阵列。

[0214] 示例29、根据示例23的方法,其中记录装置是被配置为植入脑表面的电极阵列。

[0215] 示例30、根据示例1的方法,进一步包括使用机器学习算法做出的先前预测和从先前检测时段提取的脉冲串特征训练机器学习算法,以增强机器学习算法做出的预测。

[0216] 示例31、一种用于控制装置的系统,包括:记录装置,被配置为捕获受试者的正在进行的神经信号记录;以及计算装置,具有通信地联接到记录装置的一个或多个处理器,其



中,一个或多个处理器被编程为:从受试者的正在进行的神经信号记录中检测一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串,其中一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串是响应于受试者产生的想法或受试者唤起的精神状态的变化而产生的,从检测时段内检测到的一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串中提取一个或多个脉冲串特征,通过将机器学习算法和特征阈值中的至少一个应用于检测时段内提取的一个或多个脉冲串特征来预测受试者产生的想法或受试者唤起的精神状态的变化,将与预测相关联的输入命令传输到装置,以控制装置。

[0217] 示例32、根据示例31的系统,其中记录装置被配置为通过记录受试者的大脑的原始电信号来捕获受试者正在进行的神经信号记录,并且其中计算装置的一个或多个处理器被编程为:使用一种或多种频率分解方法对一个或多个所需频带中的原始电信号进行滤波;将针对每个所需频带滤波后的原始电信号的电压值转换为幅度或功率相关值;针对每个所需频带将功率阈值应用于幅度或功率相关值和针对每个所需频带应用持续时间阈值中的至少一个;以及响应于针对每个所需频带,幅度或功率相关值超过功率阈值以及滤波后的原始电信号超过持续时间阈值中的至少一个,识别瞬态振荡或伪振荡脉冲串中的一个。

[0218] 示例33、根据示例32的系统,其中功率阈值和持续时间阈值中的至少一个是基于使用计算装置或另一装置和记录装置与受试者进行的至少一个训练环节而选择的,其中计算装置或另一装置被配置为指示或提示受试者产生想法或唤起受试者的精神状态的变化,其中记录装置被配置为在受试者被提示产生想法之后记录受试者的大脑的原始电信号,并且其中计算装置的一个或多个处理器被编程为:使用一个或多个频率分解方法对一个或多个所需频带中的原始电信号进行滤波;将针对每个所需频带滤波后的原始电信号的电压值转换为功率值;以及选择待应用于每个所需频带的功率阈值和持续时间阈值中的至少一个,以将瞬态振荡或伪振荡脉冲串与背景噪声中区分。

[0219] 示例34、根据示例32的系统,其中所需频带包括0.1Hz至32kHz之间的频带。

[0220] 示例35、根据示例32的系统,其中所需频带包括贝塔频带、伽马频带和高伽马频带中的至少一个。

[0221] 示例36、根据示例31的系统,其中一个或多个脉冲串特征包括脉冲串率,其中脉冲串率通过将脉冲串计数除以检测时段的长度来计算。

[0222] 示例37、根据示例36的系统,其中脉冲串计数通过将检测时段内的记录装置的所有电极或电极子集检测到的所有瞬态振荡或伪振荡脉冲串求和来计算。

[0223] 示例38、根据示例31的系统,其中特征阈值是脉冲串率阈值。

[0224] 示例39、根据示例38的系统,其中脉冲串率阈值是根据先前检测时段计算的中位数脉冲串率。

[0225] 示例40、根据示例31的系统,其中一个或多个脉冲串特征包括脉冲串计数、脉冲串率、脉冲串带频率或频率分布、脉冲串间隔长度、脉冲串定时或定时模式、平均脉冲串持续时间、脉冲串波形及其任意变化中的至少一个。

[0226] 示例41、根据示例31的系统,其中机器学习算法是神经网络。

[0227] 示例42、根据示例41的系统,其中神经网络是递归神经网络。

[0228] 示例43、根据示例42的系统,其中递归神经网络是长短期记忆(LSTM)神经网络。

[0229] 示例44、根据示例31的系统,其中特征阈值是静态阈值。

- [0230] 示例45、根据示例31的系统,其中特征阈值是由计算装置随时间调整的动态阈值。
- [0231] 示例46、根据示例31的系统,其中检测时段在1ms和100ms之间。
- [0232] 示例47、根据示例31的系统,其中装置是个人计算装置、物联网(IoT)装置和移动工具中的至少一种。
- [0233] 示例48、根据示例47的系统,其中装置是个人计算装置,并且其中输入命令是启动个人计算装置的光标的点击的命令。
- [0234] 示例49、根据示例31的系统,其中受试者的想法是由受试者产生的移动受试者的一个或多个身体部位的想法。
- [0235] 示例50、根据示例31的系统,其中想法是由受试者在没有提示受试者这样做而产生的,使得对装置的控制异步进行。
- [0236] 示例51、根据示例31的系统,其中想法是由受试者响应于提示受试者这样做而产生的,使得对装置的控制同步进行。
- [0237] 示例52、根据示例31的系统,其中记录装置是非侵入式记录装置。
- [0238] 示例53、根据示例31的系统,其中记录装置是侵入式记录装置。
- [0239] 示例54、根据示例53的系统,其中记录装置是血管内记录装置,包括由血管内载体承载的多个电极,血管内载体被配置为植入受试者脑的静脉或窦内。
- [0240] 示例55、根据示例54的系统,其中使用由可扩张支架或搭架承载的电极检测一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串,其中加权因子被配置为应用于可扩张支架或搭架的一个或多个电极,使得在可扩张支架或搭架的一个或多个电极上检测到的瞬态振荡或伪振荡脉冲串比在另一电极上检测到的瞬态振荡或伪振荡脉冲串的权重更大。
- [0241] 示例56、根据示例53的系统,其中记录装置是可植入微电极阵列。
- [0242] 示例57、根据示例56的系统,其中记录装置是犹他微电极阵列。
- [0243] 示例58、根据示例53的系统,其中记录装置是薄膜电极阵列。
- [0244] 示例59、根据示例53的系统,其中记录装置是被配置成植入脑表面的电极阵列。
- [0245] 示例60、根据示例31的系统,其中机器学习算法被配置为使用由机器学习算法做出的先前预测和从先前检测时段提取的脉冲串特征进行训练,以增强由机器学习算法做出的预测。
- [0246] 示例61、一个或多个非暂时性计算机可读介质,包括存储在其上的指令,当被一种或多种处理器执行时,执行以下步骤,包括:从受试者的正在进行的神经信号记录中检测一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串,其中一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串是响应于受试者产生的想法或受试者唤起的精神状态变化而产生的;从检测时段内检测到的一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串中提取一个或多个脉冲串特征;通过将机器学习算法和特征阈值中的至少一个应用于检测时段内提取的一个或多个脉冲串特征来预测受试者产生的想法或受试者唤起的精神状态的变化;以及将与预测相关联的输入命令传输到装置,以控制装置。
- [0247] 示例62、根据示例61的一个或多个非暂时性计算机可读介质,其中受试者的正在进行的神经信号记录是通过使用记录装置记录受试者的大脑的原始电信号来进行的,并且其中检测一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串的步骤进一步包括:使用一种或多种频率分解方法对一个或多个所需频带中的原始电信号进行滤波;将针对每个所需频带滤波后的原

始电信号的电压值转换为幅度或功率相关值;针对每个所需频带将功率阈值应用于幅度或功率相关值和针对每个所需频带应用持续时间阈值中的至少一个;以及响应于针对每个所需频带,幅度或功率相关值超过功率阈值以及滤波原始电信号超过持续时间阈值中的至少一个,识别瞬态振荡或伪振荡脉冲串中的一个。

[0248] 示例63、根据示例62的一个或多个非暂时性计算机可读介质,其中,功率阈值和持续时间阈值中的至少一个基于与受试者进行的至少一个训练环节来选择的,其中至少一个训练环节包括以下步骤:指示或提示受试者产生想法或唤起受试者的精神状态的变化;在提示受试者产生想法之后,从记录装置接收受试者大脑的原始电信号;使用一种或多种频率分解方法对一个或多个所需频带中的原始电信号进行滤波;将针对每个所需频带滤波后的原始电信号的电压值转换为功率值;以及选择待应用于每个所需频带的功率阈值和持续时间阈值中的至少一个,以将瞬态振荡或伪振荡脉冲串从背景噪声中区分。

[0249] 示例64、根据示例62的一个或多个非暂时性计算机可读介质,其中所需频带包括0.1Hz和32kHz之间的频带。

[0250] 示例65、根据示例62的一个或多个非暂时性计算机可读介质,其中所需频带包括 $\beta$ 频带、伽马频带和高伽马频带中的至少一个。

[0251] 示例66、根据示例61的一个或多个非暂时性计算机可读介质,其中一个或多个脉冲串特征包括脉冲串率,其中脉冲串率通过脉冲串计数除以检测时段的长度来计算。

[0252] 示例67、根据示例66的一个或多个非暂时性计算机可读介质,其中,脉冲串计数通过在检测时段内对记录装置的所有电极或电极子集检测到的所有瞬态振荡或伪振荡脉冲串求和来计算。

[0253] 示例68、根据示例61的一个或多个非暂时性计算机可读介质,其中特征阈值是脉冲串率阈值。

[0254] 示例69、根据示例68的一个或多个非暂时性计算机可读介质,其中脉冲串率阈值是根据先前的检测时段计算的中位数脉冲串率。

[0255] 示例70、根据示例61的一个或多个非暂时性计算机可读介质,其中一个或多个脉冲串特征包括脉冲串计数、脉冲串率、脉冲串带频率或频率分布、脉冲串间隔长度、脉冲串定时或定时模式、平均脉冲串持续时间、脉冲串波形及其任意变化中的至少一个。

[0256] 示例71、根据示例61的一个或多个非暂时性计算机可读介质,其中机器学习算法是神经网络。

[0257] 示例72、根据示例71的一个或多个非暂时性计算机可读介质,其中神经网络是递归神经网络。

[0258] 示例73、根据示例72的一个或多个非暂时性计算机可读介质,其中递归神经网络是长短期记忆(LSTM)神经网络。

[0259] 示例74、根据示例61的一个或多个非暂时性计算机可读介质,其中特征阈值是静态阈值。

[0260] 示例75、根据示例61的一个或多个非暂时性计算机可读介质,其中特征阈值是随时间调整的动态阈值。

[0261] 示例76、根据示例61的一个或多个非暂时性计算机可读介质,其中检测时段在1ms和100ms之间。

[0262] 示例77、根据示例61的一个或多个非暂时性计算机可读介质,其中装置是个人计算装置、物联网(IoT)装置和移动工具中的至少一种。

[0263] 示例78、根据示例77的一个或多个非暂时性计算机可读介质,其中装置是个人计算装置,并且其中输入命令是启动个人计算装置的光标的点击的命令。

[0264] 示例79、根据示例61的一个或多个非暂时性计算机可读介质,其中受试者的想法是由受试者产生的移动受试者的一个或多个身体部位的想法。

[0265] 示例80、根据示例61的一个或多个非暂时性计算机可读介质,其中想法在不提示受试者这样做的情况下由受试者产生,使得对装置的控制异步进行。

[0266] 示例81、根据示例61的一个或多个非暂时性计算机可读介质,其中想法由受试者响应于提示受试者这样做而产生,使得对装置的控制同步进行。

[0267] 示例82、根据示例61的一个或多个非暂时性计算机可读介质,其中记录装置是非侵入式记录装置。

[0268] 示例83、根据示例61的一个或多个非暂时性计算机可读介质,其中记录装置是侵入式记录装置。

[0269] 示例84、根据示例83的一个或多个非暂时性计算机可读介质,其中记录装置是血管内记录装置,包括由血管内载体承载的多个电极,血管内载体被配置为植入受试者的脑的静脉或窦内。

[0270] 示例85、根据示例84的一个或多个非暂时性计算机可读介质,其中使用由可扩张支架或搭架承载的电极检测一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串,其中步骤进一步包括对可扩张支架或搭架的一个或多个电极应用加权因子,使得在可扩张支架或搭架的一个或多个电极上检测到的瞬态振荡或伪振荡脉冲串比在另一电极上检测到的瞬态振荡或伪振荡脉冲串的权重更大。

[0271] 示例86、根据示例83的一个或多个非暂时性计算机可读介质,其中记录装置是可植入微电极阵列。

[0272] 示例87、根据示例86的一个或多个非暂时性计算机可读介质,其中记录装置是犹他微电极阵列。

[0273] 示例88、根据示例83的一个或多个非暂时性计算机可读介质,其中记录装置是薄膜电极阵列。

[0274] 示例89、根据示例83的一个或多个非暂时性计算机可读介质,其中记录装置是被配置为植入脑表面的电极阵列。

[0275] 示例90、根据示例61的一个或多个非暂时性计算机可读介质,其中步骤进一步包括使用机器学习算法所做的先前预测和从先前检测时段提取的脉冲串特征来训练机器学习算法,以增强机器学习算法所做的预测。

[0276] 示例91、一种检测一个或多个瞬态振荡或伪振荡脉冲串的方法,包括:使用一种或多种频率分解方法对一个或多个所需频带中的原始电信号进行滤波;将针对每个所需频带滤波后的原始电信号的电压值转换为幅度或功率相关值;针对每个所需频带将功率阈值应用于幅度或功率相关值和针对每个所需频带应用持续时间阈值中的至少一个;以及响应于针对每个所需频带,幅度或功率相关值超过功率阈值以及滤波后的原始电信号超过持续时间阈值中的至少一个,识别瞬态振荡或伪振荡脉冲串中的一个。

[0277] 已经描述了许多实施例。然而,本领域的普通技术人员可以理解,在不脱离实施例的精神和范围的情况下,可以对本公开进行各种更改和修改。任何实施例中所示的系统、装置、设备和方法的元素均为特定实施例的示例,并且可在本公开的其他实施例中组合使用或以其他方式使用。例如,图中描绘或本公开中描述的任何方法的步骤不需要特定的顺序或所示或所描述的顺序来实现所需的结果。此外,还可以提供其他步骤操作,或者从所描述的方法或流程中取消或省略步骤或操作,以实现所需的结果。此外,本公开中描述的或图中描绘的任何设备或系统的任何组件或部件可以被移除、取消或省略,以达到预期效果。此外,为简洁明了,本文所示或所描述的系统、装置或设备的特定组件或部件被省略。

[0278] 因此,其他实施例在所附权利要求的范围内,说明书和/或附图可视为说明性的而非限制性的。

[0279] 本文所描述和示出的各个变型或实施例具有离散的组件和特征,这些组件和特征可以容易地从任何其他变型或实施例的特征中分离或与任何其他变型或实施例的特征相结合。可以进行修改,以使特定情况、材料、物质组成、工艺、工艺行为或步骤适应本发明的目标、精神或范围。

[0280] 本文所叙述的方法可以按所叙述事件的任何逻辑上可能的顺序以及所叙述事件的顺序进行。此外,还可以提供额外的步骤或操作,或者可以取消步骤或操作,以实现所需的结果。

[0281] 此外,在提供数值范围的情况下,该范围的上限和下限之间的每一个中间值以及该范围内的任何其他规定值或中间值包含在本发明中。此外,发明变型的任何可选特征可以独立提出并要求保护,或与本文所述的任何一个或多个特征结合。例如,从1到5的范围的描述应被视为已公开了诸如从1到3、从1到4、从2到4、从2到5、从3到5等子范围以及该范围内的单个数字,例如1.5、2.5等以及其间的任何整体或部分增量。

[0282] 本文提及的所有现有主题(如出版物、专利、专利申请)均通过引用的方式全部并入本文,但与本发明主题相冲突的内容除外(在这种情况下,以本文所述内容为准)。所引用的内容仅在本申请提交日之前公开。本文的任何内容均不得解释为承认本发明无权凭借先前的发明而超越这些材料。

[0283] 提及单个项时,包括存在相同项的复数的可能性。更具体地说,本文和所附权利要求书中使用的单数形式“一”、“一个”、“所述”和“该”包括复数指代,除非上下文另有明确规定。需要进一步指出的是,权利要求书可以排除任何可选元素。因此,本声明旨在作为在叙述权利要求要素时使用“仅”、“唯一”等排他性术语或使用“否定”限制的先行依据。除非另有定义,本发明中使用的所有技术和科学术语与本发明所属技术领域的普通技术人员通常理解的含义相同。

[0284] 当短语“至少一个”修饰多个项或组件(或列举的项或组件清单)时,指一个或多个这些项或组件的任意组合。例如,短语“A、B和C中的至少一个”是指(i) A; (ii) B; (iii) C; (iv) A、B和C; (v) A和B; (vi) B和C; 或(vii) A和C。

[0285] 在理解本公开的范围时,本文使用的术语“包括”及其派生词意在作为开放式术语,指明存在所述特征、元素、组件、组、整数和/或步骤,但不排除存在其他未说明的特征、元素、组件、组、整数和/或步骤。上述内容也适用于具有类似含义的词语,诸如术语“包括”、“具有”及其派生词。此外,术语“部件”、“部分”、“部”、“构件”、“元素/元件”或“组件”在单数

使用时,可以具有单个部件或多个部件的双重含义。本文中使用的以下方向性术语“前、后、上、下、垂直、水平、下方、横向、侧向和竖直”以及任何其他类似的方向性术语均指装置或设备的这些位置或装置或设备的平移或移动的这些方向。

[0286] 最后,本文中使用的“基本上”、“约”和“近似”的程度术语是指指定值或指定值以及与指定值的合理偏差量(例如,偏差不超过 $\pm 0.1\%$ 、 $\pm 1\%$ 、 $\pm 5\%$ 或 $\pm 10\%$ ,这种偏差是适当的),从而最终结果不发生显著或实质性的改变。例如,“约1.0cm”可解释为表示“1.0cm”或在“0.9cm和1.1cm”之间。当诸如“约”或“大约”的程度术语用于指代属于某一范围的数字或数值时,该术语可用于修饰最小和最大数字或数值。

[0287] 本文使用的术语“引擎”或“模块”可以指软件、固件、硬件或其组合。例如,在软件实现的情况下,这些可以表示在处理器(例如CPU、GPU或其中的处理器内核)上执行时执行指定任务的程序代码。程序代码可存储在一个或多个计算机可读存储器或存储装置中。任何对由“引擎”或“模块”执行的功能、任务或操作的引用也可以指被编程为执行这种程序代码以执行功能、任务或操作的装置或服务器的一个或多个处理器。

[0288] 本领域的普通技术人员将理解,本文公开的各种方法可以体现在非暂时性可读介质、机器可读介质和/或机器可访问介质中,这些介质包括与机器、装置或计算装置的处理器或服务器处理器兼容的、可读的和/或可执行的指令。图中的结构和模块可以显示为不同的,并且只与几个特定结构通信,而不与其他结构通信。这些结构可以相互合并,可以执行重叠的功能,并且可以与图中未显示连接的其他结构通信。因此,说明书和/或附图可视为说明性的而非限制性的。

[0289] 本公开不旨在局限于阐述的特定形式的范围,而是旨在涵盖本文描述的变体或实施例的替代、修改和等同方案。此外,本公开的范围完全包括本领域技术人员根据本公开可能变得明显的其他变体或实施例。

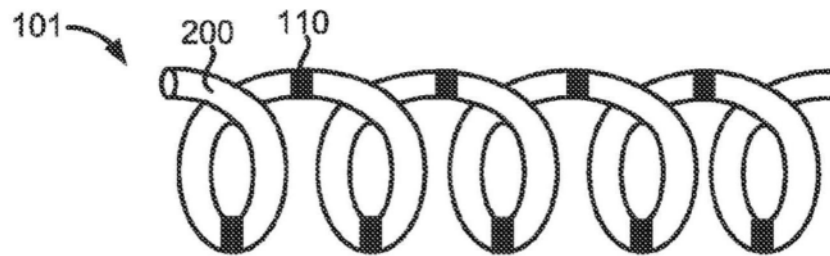
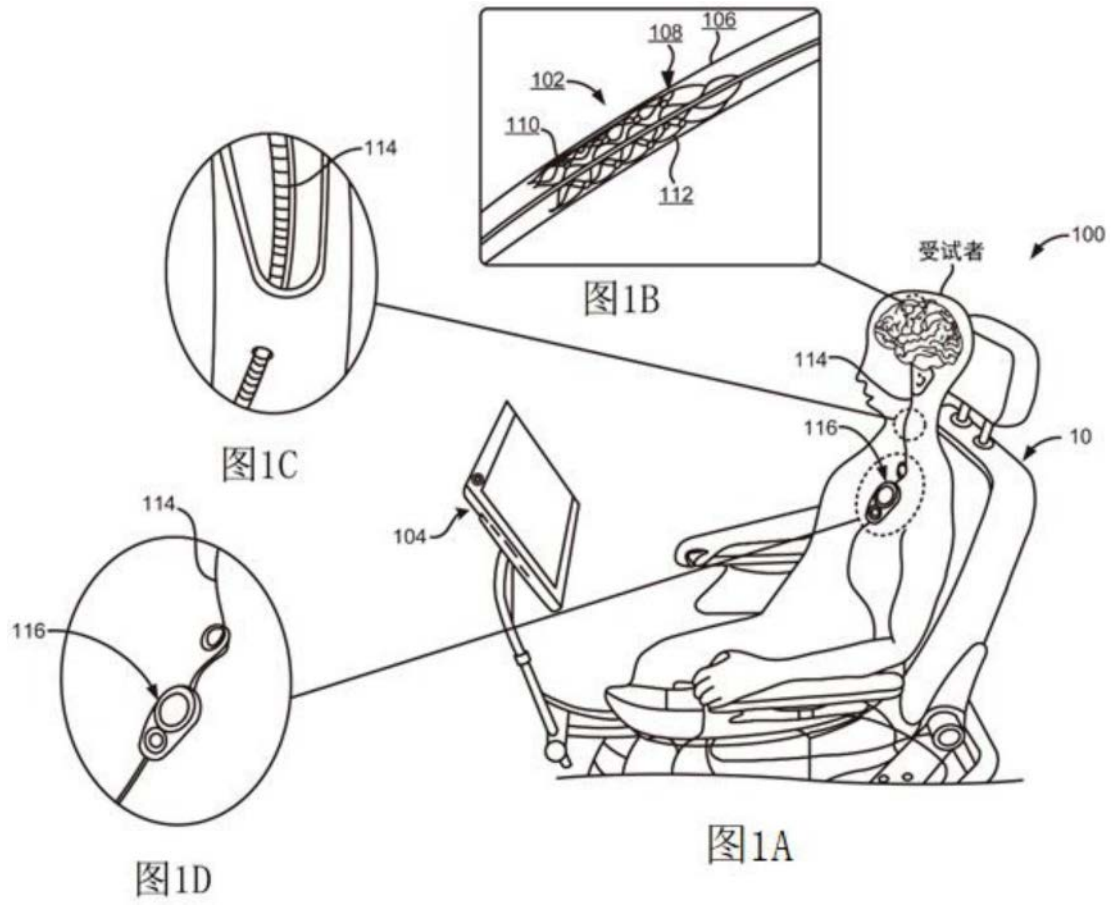


图2A

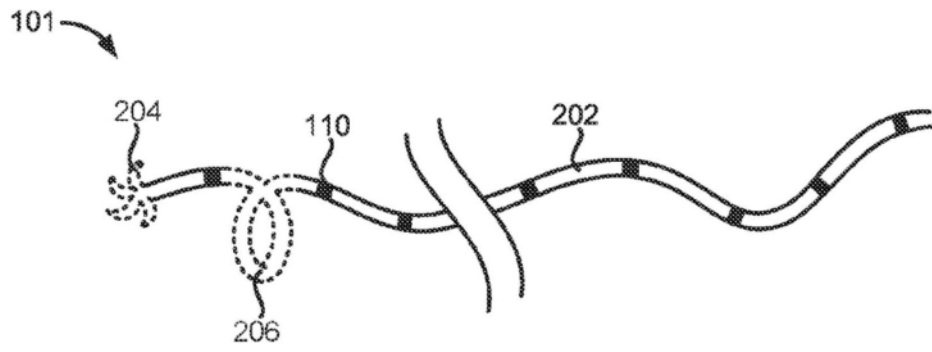


图2B



图2C





图2D

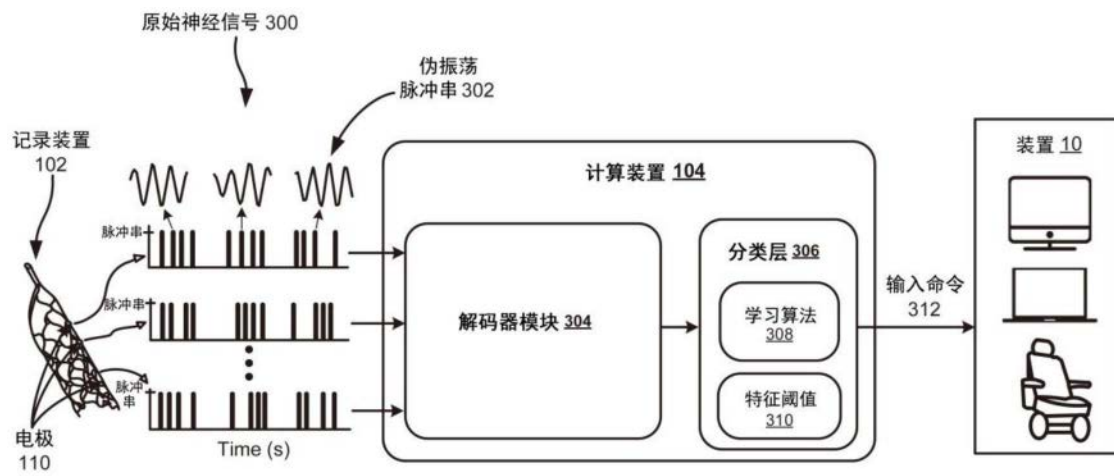


图3A



脉冲串\_衰减\_持续时间(线上)

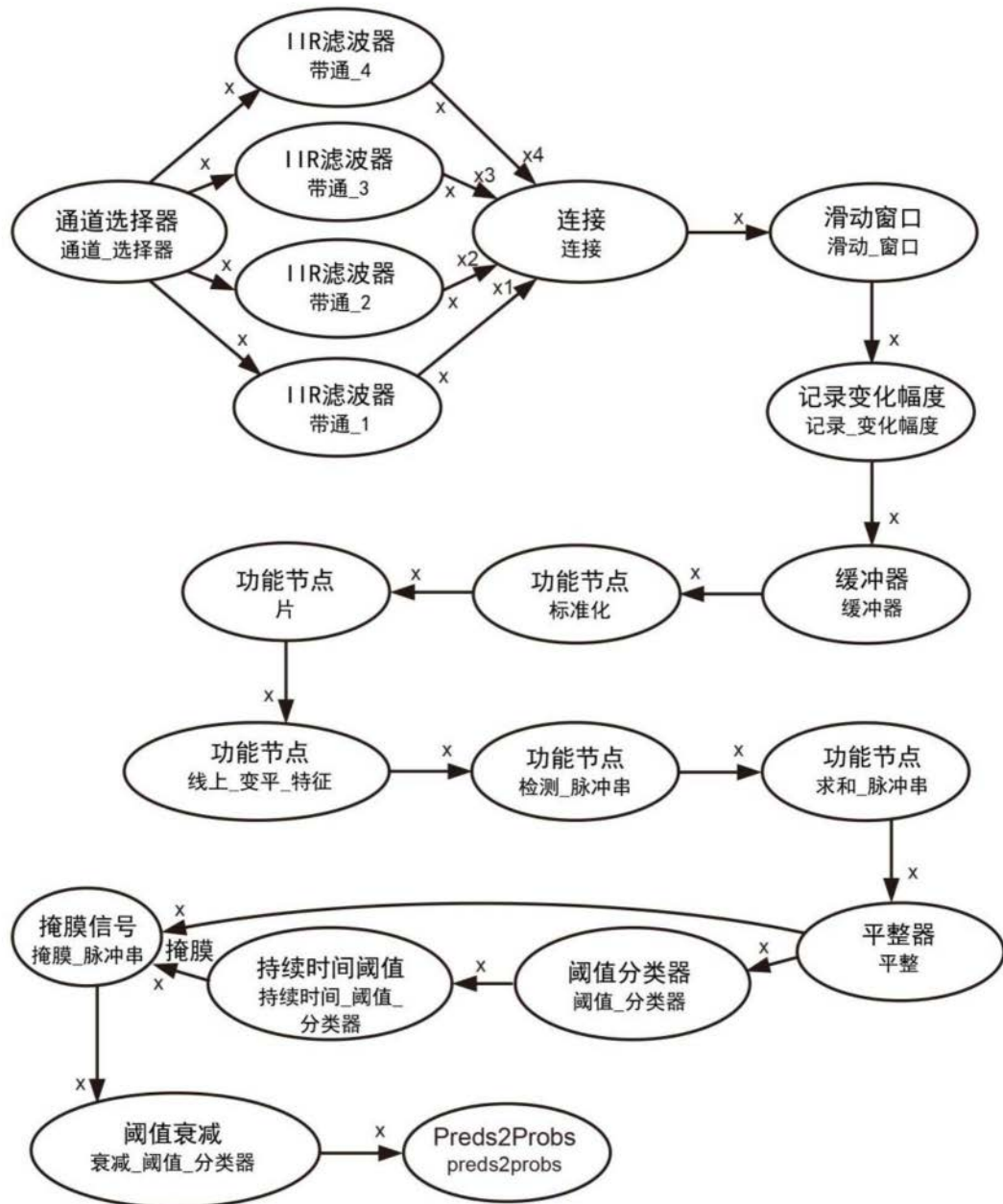


图3C

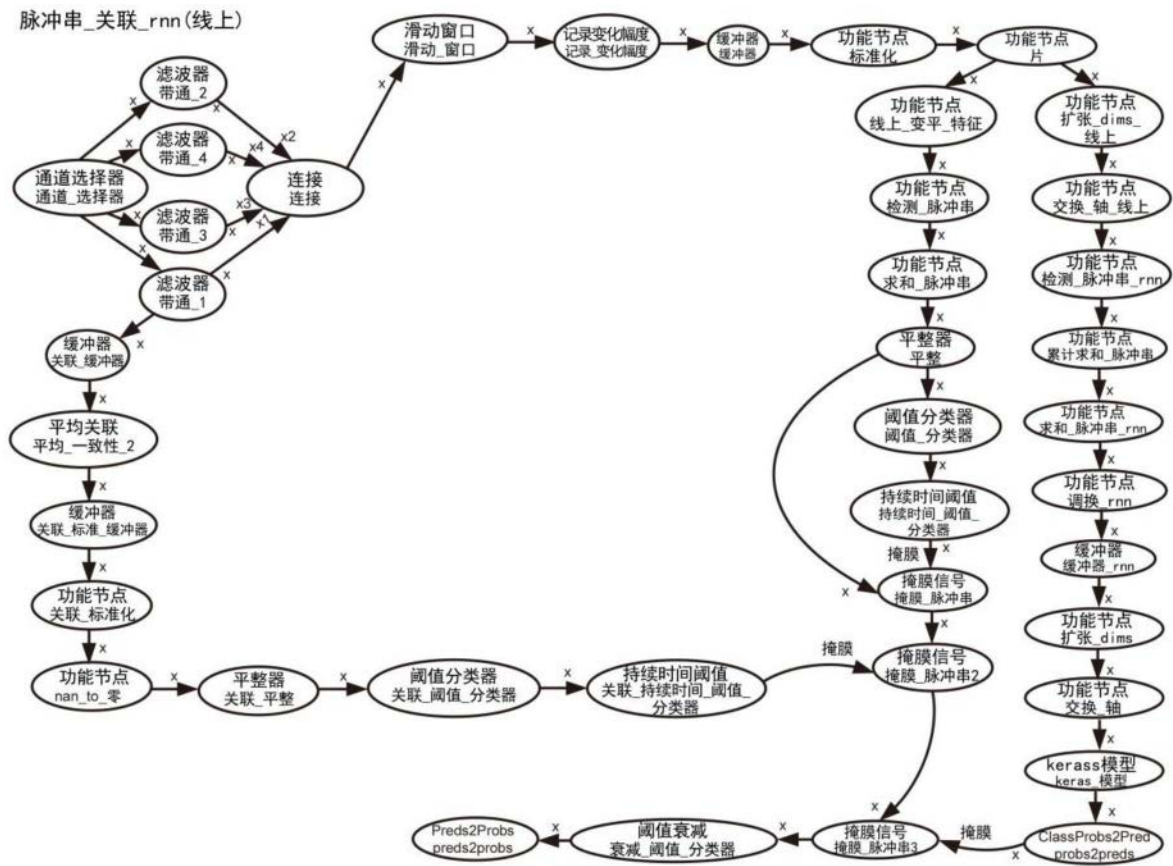


图3D

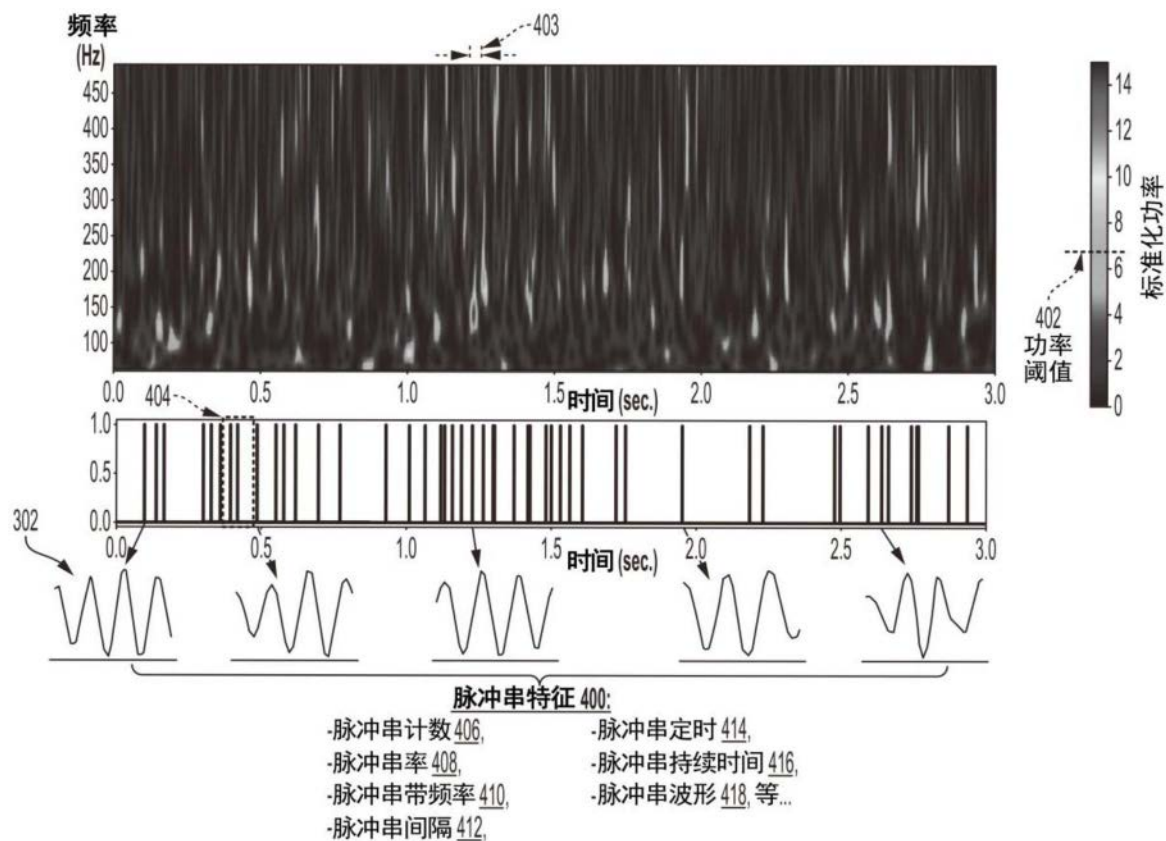


图4

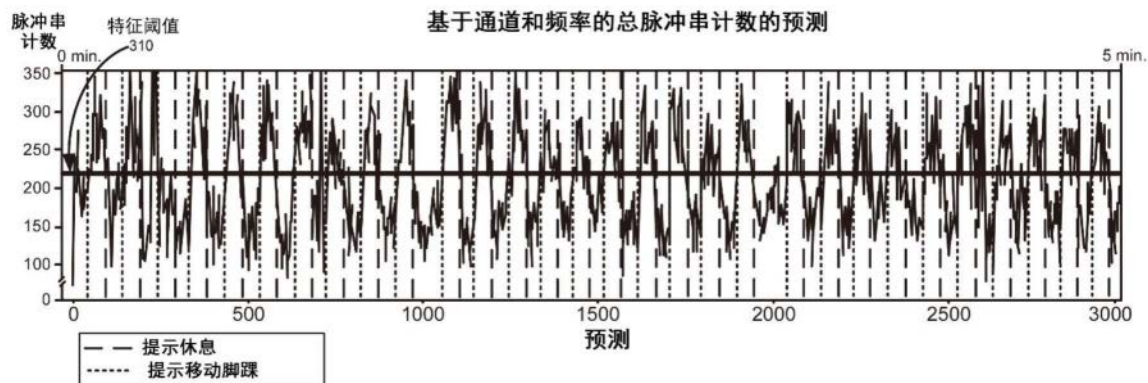


图5A



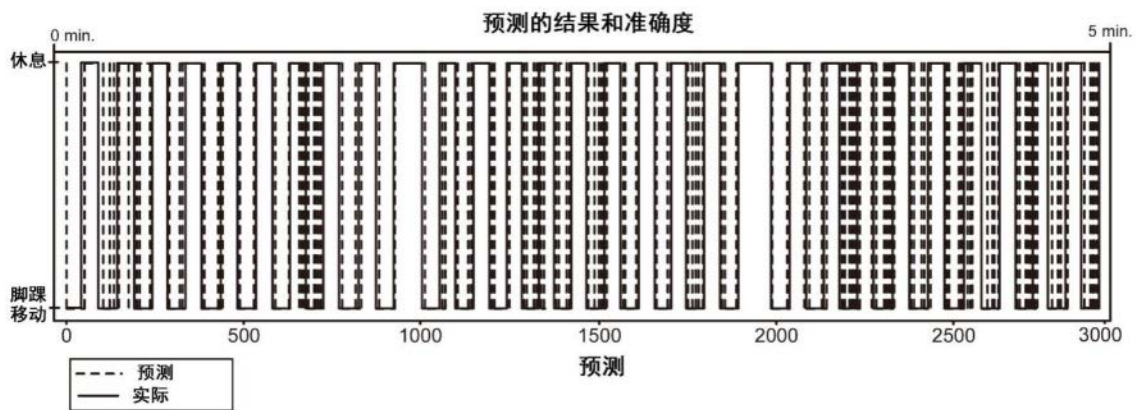


图5B

## 显示分类准确度的混淆矩阵

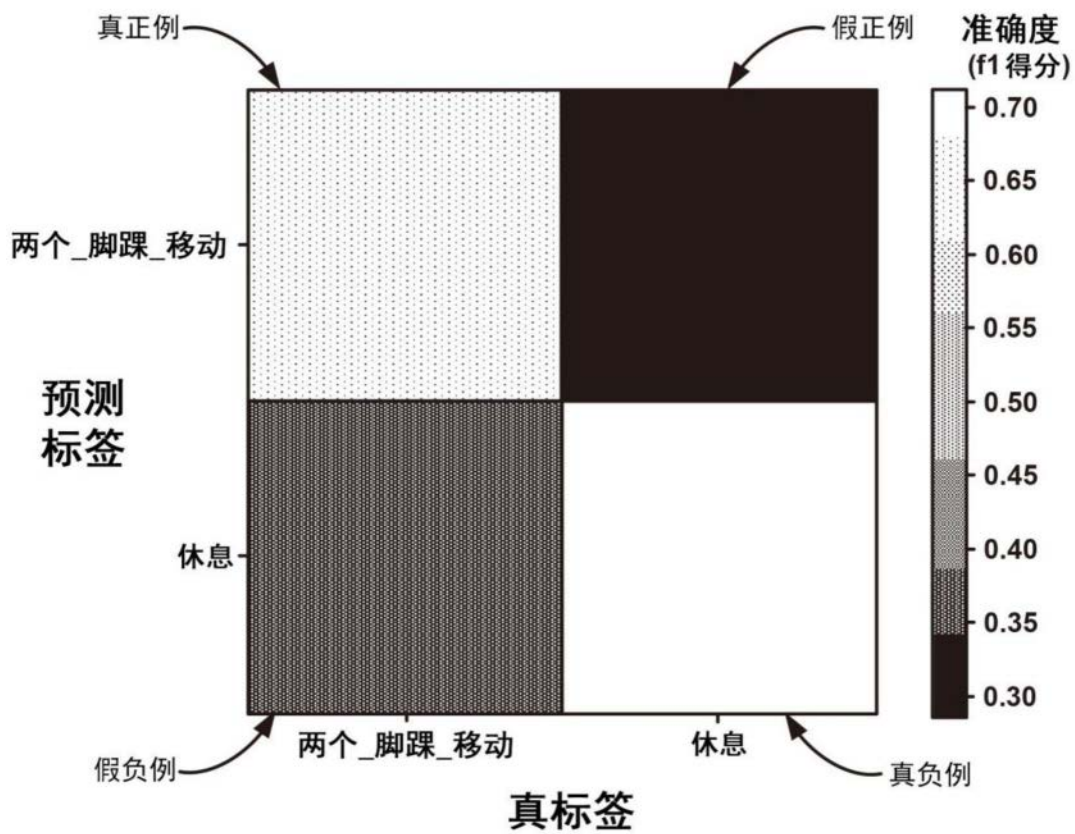


图6

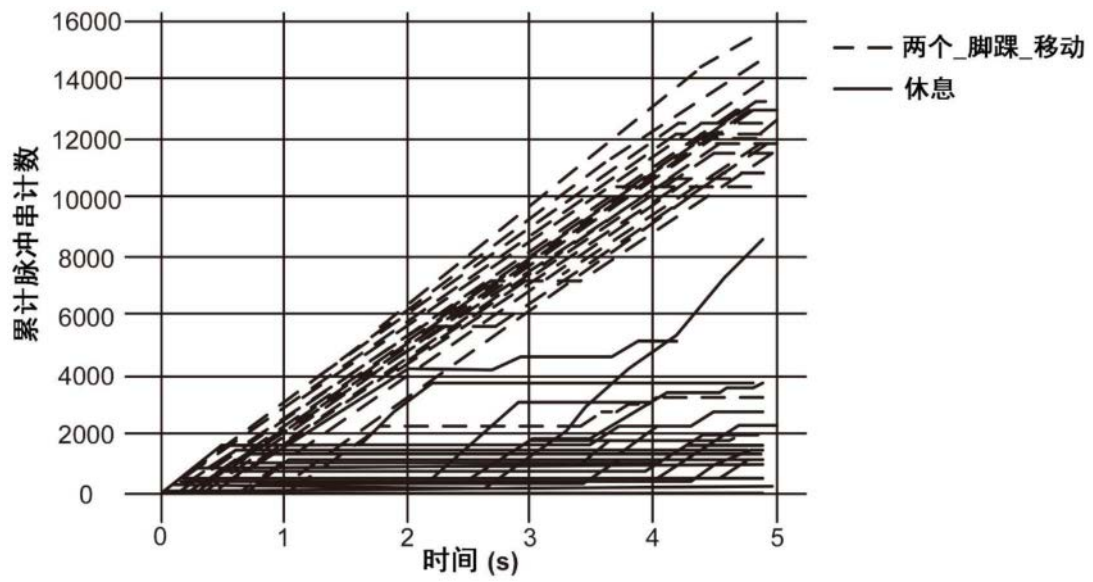


图7A

	预测	召回率	f1得分	支持
两个_脚踝_移动	0.93	0.68	0.79	1492
休息	0.74	0.95	0.83	1456
准确度			0.81	2948
宏平均值	0.84	0.82	0.81	2948
加权的平均值	0.84	0.81	0.81	2948
总持续时间: 294.8 s				
总点击: 1014				
点击率: 3.439620081411126 s-1				

图7B