



(21) 申请号 202080025168.1

(22) 申请日 2020.03.20

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 113677270 A

(43) 申请公布日 2021.11.19

(30) 优先权数据
62/825,088 2019.03.28 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2021.09.27

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2020/057711 2020.03.20

(87) PCT国际申请的公布数据
W02020/193382 EN 2020.10.01

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬市

(72) 发明人 G·N·加西亚·默里纳
U·格罗斯卡索费
S·特拉加诺维斯基 J·萨拉扎
T·K·佐内瓦 S·T·帕斯特

A·阿奎诺 A·海恩里奇

B·S·萨克德夫

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所
11256

专利代理师 董莘

(51) Int.Cl.
A61B 5/369 (2021.01)
A61B 5/374 (2021.01)
A61B 5/38 (2021.01)
A61B 5/398 (2021.01)
A61B 5/00 (2006.01)

(56) 对比文件
JP 2001503667 A, 2001.03.21
US 2018060507 A1, 2018.03.01
WO 2016121755 A1, 2016.08.04
WO 2017109621 A1, 2017.06.29
WO 2018183106 A1, 2018.10.04
US 7942824 B1, 2011.05.17
WO 2018141061 A1, 2018.08.09

审查员 马银银

权利要求书3页 说明书20页 附图9页

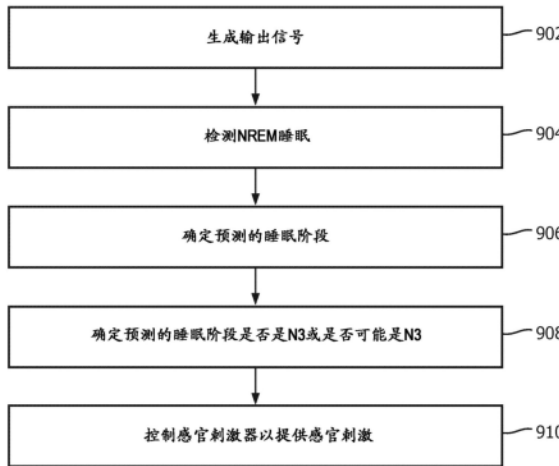
(54) 发明名称

基于额叶脑活动监测传感器的信息增强深度睡眠

(57) 摘要

典型地,使用相对于头部远处位置(例如,乳突或耳垂)的电极的额叶电极来实现高NREM阶段N3睡眠检测精度。出于舒适和设计考虑,将有源电极和参考电极紧密放置在所述头部的所述额叶区域更为方便。然而,这种配置会显著衰减所述信号,从而降低睡眠阶段检测(例如,N3)的性能。本公开描述了一种被开发为仅使用额叶电极来检测睡眠的基于深度神经网络(DNN)的解决方案。通过软DNN输出的后处理增强了N3检测。慢波和睡眠微觉醒的检测是使用频域阈值完成的。音量调节使用从额叶信号提取的高频/低频频谱比。

方法
900



1. 一种被配置为通过在睡眠期期间向受试者(12)递送感官刺激来增强非快眼动NREM睡眠的系统(10),所述系统包括:

第一传感器和第二传感器(13、14),被配置为生成输出信号,所述输出信号传达与所述受试者在所述睡眠期期间的大脑活动相关的信息,所述第一传感器和所述第二传感器被配置为接合所述受试者的前额;

一个或多个感官刺激器(16),被配置为在所述睡眠期期间向所述受试者提供所述感官刺激;以及

一个或多个硬件处理器(20),被耦连到所述第一传感器和所述第二传感器以及所述一个或多个感官刺激器,所述一个或多个硬件处理器由机器可读指令配置为:

基于来自所述第一传感器和所述第二传感器的所述输出信号,在所述睡眠期期间检测所述受试者的NREM睡眠;以及

控制所述一个或多个感官刺激器在所述NREM睡眠期间向所述受试者提供所述感官刺激,以在所述睡眠期期间增强所述受试者的所述NREM睡眠;

其中所述一个或多个硬件处理器还由机器可读指令配置为:

获取与用户群体的大脑活动相关的历史睡眠深度信息,所述用户群体的大脑活动指示在所述用户群体的睡眠期期间随时间的睡眠深度;以及

通过将所述历史睡眠深度信息作为输入提供给神经网络,使所述神经网络基于所述历史睡眠深度信息被训练;

基于来自所述第一传感器和所述第二传感器的所述输出信号,使经训练的所述神经网络预测所述受试者在所述睡眠期期间将处于深度睡眠阶段的未来时间,经训练的所述神经网络包括输入层、输出层以及所述输入层和所述输出层之间的一个或多个中间层;

针对所述未来时间中的每个未来时间,确定(i)睡眠阶段,所述睡眠阶段由经训练的所述神经网络的所述输出层生成,以及(ii)睡眠阶段概率值,所述睡眠阶段概率值由经训练的所述神经网络的所述一个或多个中间层生成;并且

响应于所确定的睡眠阶段是N3,或者所确定的睡眠阶段是N2且N3睡眠的概率与N2睡眠的概率的比率至少为0.5,使所述一个或多个感官刺激器在所述未来时间向所述受试者提供所述感官刺激,

使经训练的所述神经网络的所述一个或多个中间层从对应的两个或更多个卷积层生成另外的值,确定来自一个卷积层的值与来自另一个卷积层的值的卷积层比率,并且基于由所述一个或多个中间层生成的所述睡眠阶段概率值和所述卷积层比率调节所述睡眠期间所述感官刺激的定时和/或强度。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中所述第一传感器和所述第二传感器被配置为以彼此相距小于或等于10厘米的距离接合所述受试者的前额。

3. 根据权利要求1所述的系统,其中所述第一传感器包括中额(FPz)电极,并且所述第二传感器包括右眼电极(EOGR)或左眼电极(EOGL)。

4. 根据权利要求1所述的系统,其中所述第一传感器或所述第二传感器是参考电极。

5. 根据权利要求1所述的系统,其中所述一个或多个硬件处理器还由机器可读指令配置为:基于来自所述第一传感器和所述第二传感器的所述输出信号中的所述信息来检测睡眠微觉醒,并且基于所检测到的所述睡眠微觉醒来控制所述一个或多个感官刺激器在N3睡

眠期期间向所述受试者提供所述感官刺激,以在所述睡眠期期间增强所述受试者的所述N3睡眠,其中睡眠微觉醒是通过以下被检测到的:

响应于对脑电图EEG的功率带中的功率的阈值的突破,或
基于来自经训练的所述神经网络的另外的输出。

6. 根据权利要求1所述的系统,其中所述一个或多个硬件处理器还由机器可读指令配置为:基于来自所述第一传感器和所述第二传感器的所述输出信号中的所述信息来检测慢波,并且基于所检测到的所述慢波来控制所述一个或多个感官刺激器在N3睡眠期期间向所述受试者提供所述感官刺激,以在所述睡眠期期间增强所述受试者的所述N3睡眠,其中慢波是通过以下被检测到的:

响应于对负向脑电图EEG信号上的慢波最小峰值阈值的突破,
响应于对经滤波的负向EEG信号上的慢波最小峰值阈值的突破,其中所述滤波提升所述负向EEG信号的德尔塔部分,或
基于所述经滤波的负向EEG信号的形状与对应慢波模板的形狀的比较。

7. 一种操作增强系统(10)以用于增强非快眼动NREM睡眠的方法,所述增强系统包括第一传感器和第二传感器(13、14)、一个或多个感官刺激器(16)以及一个或多个硬件处理器(20),所述一个或多个硬件处理器耦连到所述第一传感器和所述第二传感器以及所述一个或多个感官刺激器,所述方法包括:

通过所述第一传感器和所述第二传感器生成输出信号,所述输出信号传达与受试者在所述睡眠期期间的大脑活动相关的信息;

通过所述一个或多个硬件处理器,基于来自所述第一传感器和所述第二传感器的所述输出信号,在所述睡眠期期间检测所述受试者的NREM睡眠;以及

通过所述一个或多个硬件处理器,控制所述一个或多个感官刺激器,所述一个或多个感官刺激器被配置为在所述睡眠期期间增强所述受试者的所述NREM睡眠;

通过所述一个或多个硬件处理器,获取与用户群体的大脑活动相关的历史睡眠深度信息,所述用户群体的大脑活动指示在所述用户群体的睡眠期期间随时间的睡眠深度;

通过所述一个或多个硬件处理器,通过将历史睡眠深度信息作为输入提供给神经网络,来基于所述历史睡眠深度信息训练所述神经网络;

通过所述一个或多个硬件处理器,基于来自所述第一传感器和所述第二传感器的所述输出信号,使经训练的所述神经网络预测所述受试者在所述睡眠期期间将处于深度睡眠阶段的未来时间,经训练的所述神经网络包括输入层、输出层以及所述输入层和所述输出层之间的一个或多个中间层;

通过所述一个或多个硬件处理器,针对所述未来时间中的每个未来时间,确定:(i)睡眠阶段,所述睡眠阶段由经训练的所述神经网络的所述输出层生成,以及(ii)睡眠阶段概率值,所述睡眠阶段概率值由经训练的所述神经网络的所述一个或多个中间层生成;并且

通过所述一个或多个硬件处理器,使经训练的所述神经网络的所述一个或多个中间层从对应的两个或更多个卷积层生成另外的值,确定来自一个卷积层的值与来自另一个卷积层的值的卷积层比率,并且基于由所述一个或多个中间层生成的所述睡眠阶段概率值和所述卷积层比率调节所述睡眠期期间所述感官刺激的定时和/或强度,

其中控制所述一个或多个感官刺激器包括通过所述一个或多个硬件处理器,基于所述

睡眠阶段、所述睡眠阶段概率值和所述卷积层比率控制所述一个或多个感官刺激器。

8. 根据权利要求7所述的方法, 其中所述第一传感器包括中额 (FPz) 电极, 并且所述第二传感器包括右眼电极 (EOGR) 或左眼电极 (EOGL)。

9. 根据权利要求7所述的方法, 其中所述第一传感器或所述第二传感器是参考电极。

10. 根据权利要求7所述的方法, 还包括: 通过所述一个或多个硬件处理器基于来自所述第一传感器和所述第二传感器的所述输出信号中的所述信息来检测睡眠微觉醒, 并且通过所述一个或多个硬件处理器基于所检测到的所述睡眠微觉醒来控制所述一个或多个感官刺激器在N3睡眠期期间向所述受试者提供所述感官刺激, 以在所述睡眠期期间增强所述受试者的所述N3睡眠, 其中睡眠微觉醒是通过以下被检测到的:

响应于对脑电图EEG的功率带中的功率的阈值的突破, 或

基于来自经训练的所述神经网络的另外的输出。

11. 根据权利要求7所述的方法, 还包括: 通过所述一个或多个硬件处理器基于来自所述第一传感器和所述第二传感器的所述输出信号中的所述信息来检测慢波, 并且通过所述一个或多个硬件处理器基于所检测到的所述慢波来控制所述一个或多个感官刺激器在N3睡眠期期间向所述受试者提供所述感官刺激以在所述睡眠期期间增强所述受试者的所述N3睡眠, 其中慢波是通过以下被检测到的:

响应于对负向脑电图EEG信号上的慢波最小峰值阈值的突破,

响应于对经滤波的负向EEG信号上的慢波最小峰值阈值的突破, 其中所述滤波提升所述负向EEG信号的德尔塔部分, 或

基于所述经滤波的负向EEG信号的形状与对应慢波模板的形狀的比较。

基于额叶脑活动监测传感器的信息增强深度睡眠

技术领域

[0001] 本公开涉及一种通过在睡眠期期间向受试者递送感官刺激来增强非快眼动 (NREM) 睡眠的系统和方法。

背景技术

[0002] 用于在睡眠期间监测睡眠并且向用户递送感官刺激的系统是已知的。基于脑电图 (EEG) 传感器的睡眠监测和感官刺激系统是已知的。这些系统通常基于来自位于用户耳朵后面的传感器的信息来控制感官刺激,这可能是不舒服的且/或具有其他缺点。存在对更舒适的并仍然能够监测睡眠并且控制感官刺激以增强用户的睡眠的系统的的需求。

发明内容

[0003] 通过基于来自位于受试者前额上的传感器的信息,利用闭环系统在睡眠期期间自动向受试者递送感官刺激,来增强NREM睡眠将是有利的。

[0004] 因此,本公开的一个或多个方面涉及一种系统,所述系统被配置为通过在睡眠期期间向受试者递送感官刺激来增强非快眼动 (NREM) 睡眠。所述系统包括第一传感器和第二传感器、一个或多个感官刺激器、一个或多个硬件处理器和/或其他部件。第一传感器和第二传感器被配置为生成输出信号,所述输出信号传达与受试者在睡眠期期间的大脑活动相关的信息。第一传感器和第二传感器被配置为接合受试者的前额。一个或多个感官刺激器被配置为在睡眠期期间向受试者提供感官刺激。一个或多个硬件处理器被耦连到第一传感器和第二传感器以及一个或多个感官刺激器。一个或多个硬件处理器由机器可读指令配置。所述一个或多个硬件处理器被配置为:基于来自第一传感器和第二传感器的输出信号,在睡眠期期间检测受试者的NREM睡眠,并且控制一个或多个感官刺激器在NREM睡眠期间向受试者提供感官刺激以在睡眠期期间增强受试者的NREM睡眠。

[0005] 在一些实施例中,第一传感器和第二传感器被配置为以彼此相距小于或等于10厘米的距离接合受试者的前额。在一些实施例中,第一传感器包括中额 (FPz) 眼电图 (EOG) 电极,并且第二传感器包括右眼电极 (EOGR) 或左眼电极 (EOGL)。在一些实施例中,第一传感器或第二传感器是参考电极。

[0006] 在一些实施例中,一个或多个硬件处理器由机器可读指令还被配置为,获取用户群体的历史睡眠深度信息。历史睡眠深度信息与用户群体的大脑活动相关,其指示在用户群体的睡眠期期间随时间的睡眠深度。一个或多个硬件处理器被配置为通过将历史睡眠深度信息作为输入提供给神经网络,使得基于历史睡眠深度信息来训练神经网络。所述一个或多个硬件处理器被配置为基于来自第一传感器和第二传感器的输出信号,使得经训练的神经网络预测受试者将处于深度睡眠阶段的睡眠期期间的未来时间。经训练的神经网络包括输入层、输出层以及输入层和输出层之间的一个或多个中间层。一个或多个硬件处理器被配置为针对未来时间中的每个确定由经训练的神经网络的输出层生成的预测的睡眠阶段,以及由经训练的神经网络的一个或多个中间层生成的睡眠阶段概率值。响应于 (1) 预测

的睡眠阶段是N3,或(2)预测的睡眠阶段是N2,其中N3睡眠的概率与N2睡眠的概率之比至少为0.5,一个或多个硬件处理器被配置为使得一个或多个感官刺激器在未来时间向用户提供感官刺激,并且基于由一个或多个中间层生成的一个或多个概率值来调节睡眠期期间感官刺激的定时和/或强度。

[0007] 在一些实施例中,一个或多个硬件处理器还被机器可读指令被配置为基于来自第一传感器和第二传感器的输出信号中的信息来检测睡眠微觉醒,并且基于检测到的睡眠微觉醒来控制一个或多个感官刺激器以在N3睡眠期期间向受试者提供感官刺激以在睡眠期期间增强受试者的N3睡眠。检测睡眠微觉醒:响应于对脑电图(EEG)的功率带中的功率的阈值突破,或基于来自经训练的神经网络的另外的输出。

[0008] 在一些实施例中,一个或多个硬件处理器还被机器可读指令被配置为基于来自第一传感器和第二传感器的输出信号中的信息来检测慢波,并且基于检测到的慢波来控制一个或多个感官刺激器以在N3睡眠期期间向受试者提供感官刺激以在睡眠期期间增强受试者的N3睡眠。检测慢波:响应于负向EEG信号上的慢波最小峰值阈值的突破,响应于滤波后的负向EEG信号上的慢波最小峰值阈值的突破,其中滤波提升负向EEG信号的 δ 部分,或基于滤波后的负向EEG信号的形状与对应慢波模板的形状的比较。

[0009] 在一些实施例中,一个或多个硬件处理器由机器可读指令还被配置为:使得经训练的神经网络的一个或多个中间层被配置为从两个或更多个对应的卷积层生成其他的值;以确定来自一个卷积层的值与来自另一个卷积层的值的比率,并且使得一个或多个感官刺激器基于所述比率调节感官刺激的定时和/或强度。

[0010] 本公开的另一个方面涉及一种用于通过在睡眠期期间用增强系统向受试者递送感官刺激来增强非快眼动(NREM)睡眠的方法。所述系统包括第一传感器和第二传感器、一个或多个感官刺激器、以及一个或多个硬件处理器,所述一个或多个硬件处理器耦合到第一传感器和第二传感器以及一个或多个感官刺激器。所述方法包括:利用第一传感器和第二传感器生成输出信号,所述输出信号传达与睡眠期期间受试者的大脑活动相关的信息,第一传感器和第二传感器被配置为接合受试者的前额。所述方法包括利用一个或多个硬件处理器,基于来自第一传感器和第二传感器的输出信号,在睡眠期期间检测受试者的NREM睡眠。所述方法包括用一个或多个处理器控制一个或多个感官刺激器以在NREM睡眠期间向受试者提供感官刺激以在睡眠期期间增强受试者的NREM睡眠。

[0011] 在一些实施例中,第一传感器包括中额(FPz)电极,并且所述第二传感器包括右眼电极(EOGR)或左眼电极(EOGL)。在一些实施例中,第一传感器或第二传感器是参考电极。

[0012] 在一些实施例中,所述方法还包括利用所述一个或多个硬件处理器获取用户群体的历史睡眠深度信息,所述用户群体的历史睡眠深度信息与用户群体的大脑活动相关,所述用户群体的大脑活动指示在用户群体的睡眠期期间随着时间推移的睡眠深度。所述方法还包括利用一个或多个硬件处理器,通过提供历史睡眠深度信息作为神经网络的输入,基于历史睡眠深度信息来训练神经网络。所述方法还包括利用所述一个或多个硬件处理器,基于来自第一传感器和第二传感器的输出信号,使得经训练的神经网络预测受试者将处于深度睡眠阶段的睡眠期期间的未来时间,经训练的神经网络包括输入层、输出层以及输入层和输出层之间的一个或多个中间层。所述方法还包括利用所述一个或多个硬件处理器,针对未来时间中的每个,确定由所述经训练的神经网络的输出层生成的预测的睡眠阶段,

以及由所述经训练的神经网络的一个或多个中间层生成的睡眠阶段概率值。所述方法还包括,响应于(1)预测的睡眠阶段是N3,或(2)预测的睡眠阶段是N2,其中N3睡眠的概率与N2睡眠的概率之比至少为0.5,利用一个或多个硬件处理器,使得一个或多个感官刺激器在未来时间向用户提供感官刺激,并且基于由一个或多个中间层生成的一个或多个概率值来调节睡眠期期间感官刺激的定时和/或强度。

[0013] 在一些实施例中,所述方法还包括利用一个或多个硬件处理器基于来自第一传感器和第二传感器的输出信号中的信息来检测睡眠微觉醒,并且利用一个或多个硬件处理器基于检测到的睡眠微觉醒来控制一个或多个感官刺激器以在N3睡眠期期间向受试者提供感官刺激以在睡眠期期间增强受试者的N3睡眠。检测睡眠微觉醒:响应于对脑电图(EEG)的功率带中的功率的阈值突破,或基于来自经训练的神经网络的另外的输出。

[0014] 在一些实施例中,所述方法还包括利用一个或多个硬件处理器基于来自第一传感器和第二传感器的输出信号中的信息来检测慢波,并且利用一个或多个硬件处理器基于检测到的慢波来控制一个或多个感官刺激器以在N3睡眠期期间向受试者提供感官刺激以在睡眠期期间增强受试者的N3睡眠。响应于负向EEG信号上的慢波最小峰值阈值的突破,响应于滤波后的负向EEG信号上的慢波最小峰值阈值的突破,检测慢波,其中滤波提升负向EEG信号的 δ 部分,或基于滤波后的负向EEG信号的形状与对应慢波模板的形状的比较。

[0015] 在一些实施例中,经训练的神经网络的一个或多个中间层被配置为从两个或更多个对应的卷积层生成另外的值。在一些实施例中,所述方法还包括利用一个或多个硬件处理器确定来自一个卷积层的值与来自另一个卷积层的值的比率,并且利用一个或多个硬件处理器使得一个或多个感官刺激器基于所述比率来调节感官刺激的定时和/或强度。

[0016] 通过参考附图考虑以下描述和所附权利要求,本公开的这些和其他目的、特性和特性,以及相关结构元件的操作方法和特性,以及零件的组合和制造的经济性,将变得更加明显,全部这些构成了本说明书的一部分,其中相同的附图标记表示各图中的对应零件。然而,应清楚地理解,附图仅用于说明和描述的目的,并不意图作为对本公开的限制的限定。

附图说明

[0017] 图1是根据一个或多个实施例的系统的示意图,所述系统被配置为通过在睡眠期期间向受试者递送感官刺激来增强非快眼动(NREM)睡眠和/或其他睡眠。

[0018] 图2a示出了根据一个或多个实施例,两个额叶电极之间测量的信号幅度(称为FP2-EOGR或额叶衍生)与额叶电极和乳突参考(称为FPz-M2)之间测量的信号幅度相比的衰减的示例。

[0019] 图2b示出了根据一个或多个实施例,与在额叶电极和乳突参考(FPz-M2)之间测量的信号幅度相比,在两个额叶电极(FP2-EOGR)之间测量的指示受试者中慢波的信号衰减的示例。

[0020] 图3a示出了根据一个或多个实施例的FPz电极、EOGR电极和EOGL电极,它们都位于受试者的前额上。

[0021] 图3b示出了根据一个或多个实施例的包括FPz电极和EOGR电极的头带。

[0022] 图4示出了根据一个或多个实施例的由系统执行的若干操作。

[0023] 图5示出了根据一个或多个实施例的微觉醒检测。

- [0024] 图6示出了根据一个或多个实施例的示出慢波的不同EEG信号。
- [0025] 图7示出了根据一个或多个实施例的来自EEG的一部分的候选慢波波形与模板的比较。
- [0026] 图8示出了根据一个或多个实施例的与深度神经网络的卷积输出相关联的频谱响应。
- [0027] 图9示出了根据一个或多个实施例的通过在睡眠期期间用增强系统向受试者递送感官刺激来增强NREM睡眠的方法。

具体实施方式

[0028] 如本文所使用的,除非上下文另有明确规定,否则单数形式的“一”、“一个”和“所述”包括复数引用。除非上下文中另有明确规定,否则本文使用的术语“或”意味着“和/或”。如本文所使用的,两个或更多个零件或部件“耦连”的陈述将意味着这些零件只要发生链接就直接或间接地(即通过一个或多个中间零件或部件)接合或一起操作。如本文所使用的,“直接耦连”意味着两个元件彼此直接接触。如本文所使用的,“固定耦连”或“固定的”意味着两个部件被耦连以便作为一个整体移动,同时维持相对于彼此的恒定取向。

[0029] 如本文所使用的,词语“整体”意味着部件被创建为单件或单元。也就是说,一个部件包括单独创建的部件,然后作为一个单元耦连在一起,它不是一个“整体”部件或主体。如本文所采用的,两个或更多个零件或部件彼此“接合”的陈述将意味着这些零件直接或通过一个或更多个中间零件或部件对彼此施加力。如本文所采用的,术语“数量”应意味着一或大于一的整数(即,复数)。

[0030] 本文使用的方向短语,诸如但不限于,顶部、底部、左侧、右侧、上部、下部、前部、后部及其派生词,涉及附图中示出的元件的方向,并且不限制权利要求,除非在其中明确陈述。

[0031] 图1是系统10的示意图,系统被配置为在睡眠期期间向受试者12递送感官刺激。系统10被配置为通过在睡眠期期间向受试者12递送感官刺激来增强深度非快眼动(NREM)睡眠和/或其他睡眠。系统10被配置为便于向受试者12递送感官刺激,以增强受试者12中睡眠的恢复效果和/或用于其他目的。系统10被配置为使得包括睡眠期间递送的听觉和/或其他刺激的感官刺激增强受试者12中的慢波而不导致觉醒,这例如带来认知益处和睡眠恢复的增强。如本文所描述的,在一些实施例中,系统10被配置为确定睡眠期期间的深度睡眠的时段(例如,基于来自神经网络的输出和/或其他信息)。在一些实施例中,基于此类确定,系统10被配置为调节递送给受试者12的感官(例如,听觉)刺激,以增强睡眠慢波。在一些实施例中,可在受试者12的睡眠期期间实时和/或接近实时地确定深度睡眠的时段。

[0032] 现有的基于闭环脑电图(EEG)的系统实时检测深度睡眠并且递送听觉刺激,系统使用位于用户前额的有源电极(例如,额叶FPz传感器)和位于用户耳朵后面的参考电极(例如,M2乳突传感器)。将一个电极放置在用户的前额上而将一个电极放置在用户的耳朵后面,增加了用户在睡眠期间的不适感。然而,现有系统中的电极以这种方式定位,因为如果电极彼此太靠近(例如,间隔小于约10厘米),则电极生成的任何差分信号都具有相对小的幅度。直到现在,小的差分信号很难或不可能用于检测和/或预测用户在睡眠期期间的睡眠阶段。

[0033] 例如,如图2a和图2b中所示出,与在额叶电极和乳突参考(例如,称为FPz-M2)之间测量的信号幅度相比,在两个额叶电极(例如,中额(FPz)电极和右眼电极(EOGR),称为FPz-EOGR或额叶衍生)之间测量的信号幅度的衰减是明显的。图2a(上)示出了对于M2信号202和焦平面信号204的EEG幅度201的概率200,以及(下)对于M2信号202和焦平面信号204的不同频率208的功率谱密度206。如图2a(顶部)中所示,FPz-M2信号202的概率分布203比FPz-EOGR信号204的分布205更宽。此外,(图2a底部)FPz-M2信号202的峰值功率谱密度206高于FPz-EOGR信号204的峰值功率谱密度。图2a(底部)中所示的功率谱密度206显示,幅度的差异主要表现在德尔塔(delta)频率范围(0.5至4Hz)中,这对于睡眠慢波的检测(如下面所描述的)很重要。慢波的衰减如图2b所示出。

[0034] 图2b示出了与在额叶电极和乳突参考(FPz-M2 202)之间测量的信号幅度相比,在两个额叶电极(FPz-EOGR 204)之间测量的受试者中指示慢波210的信号衰减的示例。图2b示出了电压214对时间216标度上的信号202和204。如图2b中所示,与FPz-EOGR信号204的对应特征214相比,FPz-M2信号202的负向峰值212(其指示慢波210)更明显。

[0035] 系统10(图1)通过利用位于受试者12的前额上的电极代替传统上位于用户耳朵后面的参考电极来解决现有技术系统的局限性。例如,图3a示出了位于受试者12前额上的中额电极300和右眼电极302两者。图3a还示出了可以包括在系统10中的左眼电极304(例如,代替和/或除了左眼电极302之外)。图3b示出了头带310,其包括FPz电极300和EOGR电极302。头带310被配置为使得当受试者12穿戴头带310时,FPz电极300和EOGR电极302接合受试者12的前额(图3a)。

[0036] 返回到图1,前额电极增加了受试者12在睡眠期期间的舒适度和/或可以提供其他优点。系统10被配置为考虑幅度差异(例如,图2a和图2b中示出的FPz-EOGR 204对FPz-M2 202)以检测任何睡眠阶段(例如,包括如下面所描述的N3睡眠)。系统10使用来自额叶传感器(电极)的输出信号中的信息,额叶传感器被配置为在两个并行处理中接合受试者12的前额。第一处理缓冲传感器信息的时间窗口,时间窗口由系统10处理以确定与时间窗口相关联的可能睡眠阶段。在第二处理中,系统10从额叶传感器输出信号(例如, α 、 β 和 δ 频带中的功率)确定频谱特征。

[0037] 系统10被配置为生成用于各个睡眠阶段确定的中间输出和概率估计。系统10被配置为通过偏置睡眠阶段决策以满足应用特定要求(例如,以降低特异性为代价来增强NREM N3检测灵敏度)来增强睡眠阶段确定精度。系统10被配置为使得如果检测到的睡眠阶段(在阶段精度增强之后)是N3,则通过补偿频谱相关幅度降低的滤波器来增强对应的额叶信号窗口(例如,图2a和图2b中示出的)。系统10被配置为使得增强信号结合来自睡眠阶段确定操作的中间和最终输出被用于检测睡眠慢波和睡眠微觉醒的存在。利用睡眠微觉醒和/或其他信息来确定感官刺激的特性。在一些实施例中,系统10包括传感器13和14、感官刺激器16、外部资源18、处理器20、电子存储器22、用户接口24和/或其他部件中的一者或多者。

[0038] 传感器13和14被配置为生成输出信号,输出信号传达与受试者12的大脑活动和/或其他活动相关的信息。在一些实施例中,例如,传感器13和14与图3a中示出的电极300和/或302类似和/或相同。在一些实施例中,传感器13和14被配置为生成输出信号,输出信号传达与大脑活动相关的信息,诸如受试者12中的慢波活动。在一些实施例中,与受试者12的大脑活动和/或其他活动相关的信息是与慢波活动相关的信息。在一些实施例中,传感器13和

14被配置为生成输出信号,输出信号传达与在睡眠期期间提供给受试者12的刺激相关的信息。在一些实施例中,来自传感器13和14的输出信号中的信息用于控制感官刺激器16以向受试者12提供感官刺激(如下面所描述的)。

[0039] 传感器13和14可以包括生成输出信号的一个或多个传感器,输出信号直接传达与受试者12中大脑活动相关的信息。例如,传感器13和14可以包括眼电图(EOG)和/或脑电图(EEG)电极(例如,如上面所描述的),眼电图(EOG)和/或脑电图(EEG)电极被配置为检测由受试者12的大脑内的电流产生的沿着受试者12前额的眼睛活动和/或电活动。在一些实施例中,传感器13和14被配置为以彼此小于或等于10厘米的距离接合受试者12的前额。在一些实施例中,传感器13或14中的一个包括中额(FPz)电极,并且传感器13或14中的另一个包括右眼电极(EOGR)或左眼电极(EOGL)。在一些实施例中,传感器13或传感器14是参考电极。尽管传感器13和14在图1中被示出在受试者12附近的单个位置处,但这并不意图进行限制。传感器13和14可以包括设置在多个位置的传感器,诸如例如在感官刺激器16内(或与之通信),与受试者12的衣服耦连(以可移除的方式),由受试者12穿戴(例如,作为头带),和/或在其他位置。

[0040] 在图1中,传感器13和14、感官刺激器16、处理器20、电子存储器22和用户接口24被示为单独的实体。这并非意图进行限制。系统10的一些和/或全部部件和/或其他部件可以被分组到一个或多个单一装置中。例如,这些和/或其他部件可以包括在受试者12所穿戴的耳机和/或其他服装中。此类耳机可以包括例如感测电极、参考电极、与EOG和/或EEG相关联的一个或多个装置、递送听觉刺激的装置(例如,有线和/或无线音频装置和/或其他装置)以及一个或多个音频扬声器。在此示例中,音频扬声器可以位于受试者12的耳朵中和/或耳朵附近和/或其他位置。在此示例中,感测电极可以被配置为生成输出信号,此输出信号传达与受试者12的大脑活动相关的信息和/或其他信息。输出信号可以被无线地和/或经由导线传输到处理器(例如,图1中示出的处理器20)、可以包括或不包括处理器的计算装置(例如,床边膝上型电脑)和/或其他装置。在此示例中,声刺激可以经由无线音频装置和/或扬声器递送给受试者12。在此示例中,(EOG和/或EEG)感测电极、参考电极和EEG装置可由例如图1中的传感器13和14表示。可由例如图1中示出的感官刺激器16来表示无线音频装置和扬声器。在此示例中,计算装置可以包括处理器20、电子存储器22、用户接口24和/或图1中示出的系统10的其他部件。

[0041] 刺激器16被配置为向受试者12提供感官刺激。感官刺激器16被配置为在睡眠期之前、睡眠期期间和/或其他时间向受试者12提供听觉、视觉、体感、电、磁和/或感官刺激。在一些实施例中,睡眠期可以包括受试者12正在睡觉和/或试图睡觉的任何时间段。睡眠期可以包括夜间睡眠、小睡和/或其他睡眠期。例如,感官刺激器16可以被配置为在睡眠期期间向受试者12提供刺激,以便于转变到更深的睡眠阶段、更浅的睡眠阶段、将睡眠维持在特定阶段、增强睡眠的恢复效果和/或用于其他目的。在一些实施例中,感官刺激器16可以被配置为使得便于较深睡眠阶段和较浅睡眠阶段之间的转变包括减少受试者12中的睡眠慢波,并且便于较浅睡眠阶段和较深睡眠阶段之间的转变包括增加睡眠慢波。

[0042] 感官刺激器16被配置为便于睡眠阶段之间的转变,将睡眠维持在特定阶段,和/或通过非侵入性大脑刺激和/或其他方法增强睡眠的恢复效果。感官刺激器16可以被配置为便于睡眠阶段之间的转变,将睡眠维持在特定阶段,和/或通过使用听觉、电、磁、视觉、体感

和/或其他感官刺激的非侵入性大脑刺激来增强睡眠的恢复效果。听觉、电、磁、视觉、体感和/或其他感官刺激可以包括听觉刺激、视觉刺激、体感刺激、电刺激、磁刺激、不同类型刺激的组合和/或其他刺激。听觉、电、磁、视觉、体感和/或其他感官刺激包括气味、声音、视觉刺激、触摸、味道、体感刺激、触觉、电、磁和/或其他刺激。感官刺激可以具有强度、定时和/或其他特性。例如,可以向受试者12提供声学音调,以增强受试者12中睡眠的恢复效果。声学音调可以包括由音调间间隔彼此分开的一个或多个确定长度的音调系列。单个音调的音量(例如,强度)可以基于睡眠深度和其他因素(如本文所描述的)来调节,使得在较深的睡眠期间播放响亮的音调而在较浅的睡眠期间播放柔和的音调。还可以根据受试者12是处于深度睡眠还是轻度睡眠来调整单个音调的长度(例如,定时)和/或音调间间隔(例如,定时)。此示例并非意图进行限制。感官刺激器16的示例可以包括声音发生器、扬声器、音乐播放器、音调发生器、递送振动刺激的振动器(诸如压电元件)、生成磁场以直接刺激大脑皮层的线圈、一个或多个光发生器或灯、香味分配器和/或其他装置中的一者或多者。在一些实施例中,感官刺激器16被配置为调整提供给受试者12的刺激的强度、定时和/或其他参数(例如,如下面所描述的)。

[0043] 外部资源18包括信息源(例如,数据库、网站等)、参与系统10的外部实体(例如,一个或多个外部睡眠监测装置、健康护理提供者的病历系统等)和/或其他资源。例如,外部资源18可以包括用户群体的历史睡眠深度信息和/或其他信息的来源。用户群体的历史睡眠深度信息可以与用户群体的大脑活动相关,其指示在用户群体的睡眠期期间随着时间推移的睡眠深度。在一些实施例中,用户群体的历史睡眠深度信息可以与给定地理区域中的用户群体相关;与性别、种族、年龄、总体健康水平和/或其他人口统计信息相关的人口统计信息;关于用户群体的生理信息(例如,体重、血压、脉搏等)和/或其他信息。在一些实施例中,此信息可以指示用户群体中的单个用户在人口统计学上、生理学上和/或其他方面是否与受试者12类似。

[0044] 在一些实施例中,外部资源18包括便于信息通信的部件、系统10外部的一个或多个服务器、网络(例如,互联网)、电子存储器、与Wi-Fi技术相关联的装备、与蓝牙技术相关联的装备、数据输入装备、传感器、扫描仪、与单个用户相关联的计算装备和/或其他资源。在一些实施方式中,本文归于外部资源18的一些或全部功能可由系统10中包括的资源提供。外部资源18可以被配置为经由有线和/或无线连接、经由网络(例如,局域网和/或互联网)、经由蜂窝技术、经由无线技术和/或经由其他资源与处理器20、用户接口24、传感器13和14、电子存储器22、感官刺激器16和/或系统10的其他部件进行通信。

[0045] 处理器20被配置为在系统10中提供信息处理能力。因此,处理器20可以包括数字处理器、模拟处理器、设计成处理信息的数字电路、设计成处理信息的模拟电路、状态机和/或用于电子处理信息的其他机制中的一者或多者。尽管处理器20在图1中被示为单个实体,但这仅是为了说明的目的。在一些实施例中,处理器20可以包括多个处理单元。这些处理单元可以物理上位于同一装置内(例如,感官刺激器16、用户接口24等),或处理器20可以表示协同操作的多个装置的处理功能。在一些实施例中,处理器20可以是和/或包括在计算装置(诸如台式计算机、膝上型计算机、智能手机、平板计算机、服务器和/或其他计算装置)中。此类计算装置可以运行具有图形用户接口的一个或多个电子应用,图形用户接口被配置为便于用户与系统10交互。

[0046] 如图1中所示,处理器20被配置为执行一个或多个计算机程序部件。例如,计算机程序部件可以包括编码和/或以其他方式嵌入在处理器20中的软件程序和/或算法。一个或多个计算机程序部件可以包括信息部件30、模型部件32、控制部件34、调节部件36和/或其他部件中的一者或多者。处理器20可以被配置为通过软件执行部件30、32、34和/或36;硬件;固件;软件、硬件和/或固件的某种组合;以及/或用于配置处理器20上的处理能力的其他机制。

[0047] 应理解,尽管部件30、32、34和36在图1中被示为共同位于单个处理单元内,但是在处理器20包括多个处理单元的实施例中,部件30、32、34和/或36中的一个或多个可以远离其他部件定位。下面描述的由不同部件30、32、34和/或36提供的功能的描述是为了说明的目的,并不意图进行限制,因为部件30、32、34和/或36中的任一个可以提供比所描述的更多或更少的功能。例如,部件30、32、34和/或36中的一个或多个可以被去除,并且其功能中的一些或全部可由其他部件30、32、34和/或36提供。作为另一个示例,处理器20可以被配置为执行一个或多个另外的部件,一个或多个另外的部件可以执行下面归于部件30、32、34和/或36中的一个的一些或全部功能。

[0048] 信息部件30被配置为划分(或窗化)来自传感器13和14的输出信号,并且将输出信号中的信息提供给模型部件32和/或时间窗中的深度神经网络(例如,如下面所描述的)。在一些实施例中,例如,时间窗口是约六秒长。此示例并非意图进行限制。其他时间窗口也被设想在内。信息部件30还被配置为确定受试者12的一个或多个大脑活动参数。如本文所描述的,可以通过对来自传感器13和14的输出信号中的信息进行滤波和/或执行其他操作来确定大脑活动参数。大脑活动参数指示受试者12的睡眠深度。在一些实施例中,与大脑活动相关的输出信号中的信息指示随时间的睡眠深度。在一些实施例中,指示随时间的睡眠深度的信息是或包括与EEG的各种带中的功率、受试者12的慢波活动和/或其他信息相关的信息。在一些实施例中,信息部件30被配置为基于来自传感器13和14的输出信号中的信息和/或其他信息来确定受试者12的EEG。

[0049] 在一些实施例中,受试者12的慢波活动可以指示受试者12的睡眠阶段。受试者12的睡眠阶段可以与快速眼动(REM)睡眠、非快眼动(NREM)睡眠和/或其他睡眠相关联。用户群体的睡眠阶段可以是NREM阶段N1、阶段N2或阶段N3、REM睡眠和/或其他睡眠阶段中的一个或多个。在一些实施例中,受试者12的睡眠阶段可以是阶段S1、S2、S3或S4中的一个或多个。在一些实施例中,NREM阶段2和/或3(和/或S3和/或S4)可以是慢波(例如,深度)睡眠。在一些实施例中,指示睡眠深度随时间变化的与大脑活动相关的信息与一个或多个另外的大脑活动参数相关。

[0050] 在一些实施例中,指示随时间的睡眠深度的与大脑活动相关的信息是和/或包括在用户群体的睡眠期期间生成的EEG和/或其他信息。在一些实施例中,可以基于EEG信息来确定大脑活动参数。在一些实施例中,大脑活动参数可由信息部件30和/或系统10的其他部件来确定。在一些实施例中,大脑活动参数可以预先确定并且是从外部资源18获取的历史睡眠深度信息的一部分。在一些实施例中,一个或多个大脑活动参数是和/或与频率、幅度、相位、特定睡眠模式(诸如纺锤波、K-复合波或睡眠慢波、 α 波、各种带中的功率和/或EEG信号的其他特性)的存在相关。在一些实施例中,基于EEG信号的频率、幅度和/或其他特性来确定一个或多个大脑活动参数。在一些实施例中,确定的脑活动参数和/或EEG的特性可以

是和/或指示对应于上述REM和/或NREM睡眠阶段的睡眠阶段。例如,NREM睡眠期间的典型EEG特性包括对于睡眠阶段n1从 α 波(例如,约8-12Hz)到 θ 波(例如,约4至7Hz)的转变;睡眠阶段N2存在睡眠纺锤体(例如,约11至16Hz)和/或K-复合波(例如,类似于睡眠慢波);存在 δ 波(例如,约0.5至4Hz),也称为睡眠慢波,其中对于睡眠阶段N3,峰值到峰值幅度大于约75 μ V;存在轻度睡眠和/或觉醒,和/或其他特性。在一些实施例中,轻度睡眠的特性在于 α 活动(例如,8至12Hz带中的EEG功率)不再存在并且慢波不存在的事实。在一些实施例中,慢波活动是正的连续值(例如,0.4至4Hz带中的EEG功率)。在一些实施例中,没有慢波指示轻度睡眠。此外,纺锤体活动(11至16Hz带的EEG功率)可能很高。深度睡眠的特性可以是 δ 活动(例如,0.5至4Hz带的EEG功率)占主导地位。在一些实施例中,当考虑睡眠EEG时, δ 带和SWA中的EEG功率是相同的。在一些实施例中,与指示睡眠深度随时间的大脑活动相关的信息指示EEG δ 功率随时间的变化、用户群体中的微觉醒量、其他EEG功率水平和/或其他参数。

[0051] 信息部件30被配置为获取历史睡眠深度信息。在一些实施例中,历史睡眠深度信息是针对用户群体的。在一些实施例中,历史睡眠深度信息是针对受试者12的。历史睡眠深度信息与用户群体和/或受试者12的大脑活动相关,其指示在用户群体和/或受试者12的先前睡眠期期间随时间的睡眠深度。历史睡眠深度信息与用户和/或受试者12的群体在对应睡眠期期间的睡眠阶段和/或其他大脑活动参数和/或其他信息相关。在一些实施例中,信息部件30被配置为从外部资源18、电子存储器22和/或其他信息源以电子方式获取历史睡眠深度信息。在一些实施例中,从外部资源18、电子存储器22和/或其他信息源以电子方式获取历史睡眠深度信息包括查询一个或多个数据库和/或服务;上传信息和/或下载信息,促使用户输入(例如,用于限定经由用户接口24输入的目标患者群体的标准),发送和/或接收电子邮件,发送和/或接收文本消息,和/或发送和/或接收其他通信,和/或其他获取操作。在一些实施例中,信息部件30被配置为聚集来自各种源(例如,上述外部资源18、电子存储器22等中的一个或多个)的信息,在一个或多个电子数据库(例如,电子存储器22和/或其他电子数据库)中布置信息,基于历史睡眠深度信息的一个或多个特征(例如,睡眠期的长度、睡眠期的数量等)来归一化信息和/或执行其他操作。

[0052] 模型部件32被配置为使得使用历史睡眠深度信息来训练机器学习模型。在一些实施例中,通过提供历史睡眠深度信息作为机器学习模型的输入,基于历史睡眠深度信息来训练机器学习模型。在一些实施例中,机器学习模型可以是和/或包括数学方程、算法、图、图表、网络(例如,神经网络)和/或其他工具和机器学习模型部件。例如,机器学习模型可以是和/或包括一个或多个具有输入层、输出层和一个或多个中间层或隐藏层的神经网络。在一些实施例中,一个或多个神经网络可以是和/或包括深度神经网络(例如,在输入层和输出层之间具有一个或多个中间层或隐藏层的神经网络)。

[0053] 作为示例,神经网络可以基于大量神经单元(或人工神经元)的集合。神经网络可以宽松地模仿生物大脑的工作方式(例如,通过由轴突连接的大簇生物神经元)。神经网络的每个神经单元可以与神经网络的许多其他神经单元连接。此类连接可以强制或抑制它们对连接神经单元的激活状态的影响。在一些实施例中,每个单个的神经单元可以具有将其全部输入的值组合在一起的求和函数。在一些实施例中,每个连接(或神经单元本身)可以具有阈值函数,使得信号在被允许传播到其他神经单元之前必须超过该阈值。与传统的计算机程序相比,这些神经网络系统可以是自学习和经训练的,而不是显式编程的,并且在解

决问题的某些领域可以表现得更好。在一些实施例中,神经网络可以包括多个层(例如,其中信号路径从前层穿越到后层)。在一些实施例中,神经网络可以利用反向传播技术,其中正向刺激用于重置“前”神经单元上的权重。在一些实施例中,神经网络的刺激和抑制可以更自由地流动,连接以更混乱和复杂的方式相互作用。

[0054] 如上面所描述的,经训练的神经网络可以包括一个或多个中间层或隐藏层。经训练的神经网络的中间层包括一个或多个卷积层、一个或多个递归层和/或经训练的神经网络的其他层。各个中间层从另一个层接收信息作为输入,并且生成对应的输出。在一些实施例中,经训练的神经网络可以包括深度神经网络,深度神经网络包括例如卷积神经网络的堆叠,随后是长短期存储器(LSTM)元素的堆叠。例如,卷积神经网络层可以被认为是滤波器,而LSTM层可以被认为是跟踪睡眠阶段历史的存储器元件。深度神经网络可以被配置为存在最大池化层,最大池化层减少了卷积神经网络层之间的维数。在一些实施例中,深度神经网络包括LSTM层之前的可选标量参数(如体重指数BMI、性别、年龄等)。在一些实施例中,深度神经网络包括在卷积层和递归层之上的密集层。在一些实施例中,深度神经网络可以包括另外的超参数,诸如遗漏或权重正则化参数。

[0055] 预测的睡眠阶段和/或深度睡眠阶段的未来时间是基于由神经网络层处理的来自传感器13和14的输出信号中的信息生成的。在一些实施例中,深度神经网络的输出包括各个窗口的各个睡眠阶段的(软)概率值。模型部件32被配置为使得这些概率值可以经由ARGMAX算子(例如)被转换成每个窗口的硬决策睡眠阶段值。

[0056] 模型部件32被配置为使得经训练的(例如,深度的)神经网络和/或任何其他监督的机器学习算法被用于检测和/或指示受试者12的预测的睡眠阶段。在一些实施例中,这可以是和/或包括(1)确定受试者12在睡眠期期间经历NREM阶段N3或N2睡眠的时段;预测睡眠期期间受试者12将处于深度(NREM)睡眠阶段的未来时间,和/或其他操作。确定的和/或预测的睡眠阶段和/或定时指示用户是否处于(或将处于)深度睡眠以获取刺激和/或其他信息。作为非限制性示例,可以使得经训练的神经网络基于输出信号(例如,使得用输出信号中的信息作为模型的输入)和/或其他信息来指示受试者12的预测的睡眠阶段和/或深度睡眠阶段的未来时间和/或定时。经训练的神经网络被配置为指示在睡眠期期间受试者12正在发生或预测将在未来时间发生的睡眠阶段。在一些实施例中,如上面所描述的,信息部件30结合模型部件32被配置为以对应于睡眠期期间的各个时间段的时间集(窗口)向神经网络提供输出信号中的信息。模型部件32被配置为使得经训练的神经网络在睡眠期期间基于时间信息组输出受试者12的确定的和/或预测的睡眠阶段,和/或深度睡眠阶段的预测时间。下面参考图4至图8进一步描述模型部件32。

[0057] 控制部件34被配置为控制刺激器16在睡眠期间和/或其他时间向受试者12提供刺激。控制部件34被配置为基于检测到的和/或预测的睡眠阶段、受试者12将处于深度睡眠阶段的未来时间和/或睡眠期期间随时间的其他信息,使感官刺激器16向受试者12提供感官刺激。控制部件34被配置为响应于受试者12处于或可能处于用于刺激的深度NREM睡眠(例如,深度N3睡眠),使得感官刺激器16向受试者12提供感官刺激。控制部件34被配置为控制一个或多个感官刺激器16以在深度NREM睡眠期间向受试者12提供感官刺激以在睡眠期期间增强受试者12的深度NREM睡眠。

[0058] 例如,控制部件34被配置为使得控制一个或多个感官刺激器16以在深度NREM睡眠

期间向受试者12提供感官刺激,使得在睡眠期期间增强受试者12的深度NREM睡眠包括:关于(1)受试者12正经历深度NREM N3睡眠的时段,或(2)未来时间中的每个定时,基于由经训练的神经网络的一个或多个中间层生成的一个或多个值,确定受试者12是否处于或将可能处于N3睡眠;使得一个或多个感官刺激器16向受试者12提供感官刺激(1)在受试者12经历深度(例如,N3)NREM睡眠期间,或(2)在未来时间,并且基于一个或多个中间层的一个或多个值和/或其他信息,确定和/或使得一个或多个感官刺激器16调节(例如,如本文所描述的)提供给受试者12的感官刺激的量、定时和/或强度。在一些实施例中,刺激器16由控制部件34控制以通过在深度NREM睡眠期间(如本文所描述的)递送的(例如,外周听觉、磁、电和/或其他)刺激来增强深度NREM睡眠。在检测到睡眠阶段转变(例如,从深度NREM睡眠到某个其他睡眠阶段)时,控制部件34被配置为停止刺激。下面参考图4至图8进一步描述控制部件34。

[0059] 调节部件36被配置为使得感官刺激器16调节感官刺激的定时和/或强度。调节部件36被配置为使得感官刺激器16基于大脑活动参数、从经训练的神经网络的(输出和/或中间)层输出的值和/或其他信息来调节感官刺激的定时和/或强度。作为示例,使得感官刺激器16基于大脑活动参数、从卷积层输出的值、从递归层输出的值和/或其他信息来调节感官刺激的定时和/或强度。在一些实施例中,基于原始EEG信号(例如,也由信息部件30确定)确定的参数(例如,由图1中示出的信息部件30确定的)可以用于调节刺激设置。如上面所描述的,这些参数包括睡眠深度参数(例如, δ 带中的EEG功率和 β 带中的EEG功率之比)、每单位时间检测到的慢波密度、 δ 带中的功率和/或其他参数。下面参考图4至图8进一步描述调节部件36。

[0060] 作为非限制性示例,图4示出了由系统10执行并且在上面描述的若干操作。在图4中示出的示例中,额叶信号400(来自与受试者12的前额接合的传感器13和14)被处理和/或以其他方式(例如,由图1中示出的信息部件30和模型部件32)提供给时间窗口402中的深层神经网络404。深度神经网络404基于时间窗口402中的信息预测406受试者12将处于深度睡眠的未来睡眠阶段和/或未来时间。深度神经网络404的架构包括卷积层410(其可以被认为是滤波器)和递归层412(仅作为一个示例,其可以被实现为长期短期存储器元件),其赋予网络404存储器,以便能够使用过去的预测来改进预测精度。睡眠阶段预测精度增强操作411(由图1中示出的控制部件34执行,作为使得感官刺激器16基于检测到的和/或预测的睡眠阶段向受试者12提供感官刺激的一部分,这将在下面进一步描述)在睡眠阶段预测406之后。预测未来的睡眠阶段和/或深度睡眠阶段的定时,并且增强这些预测的准确性,便于提供感官刺激以增强慢波睡眠,因为它使得系统10能够或停止刺激(如果预测较轻的睡眠阶段),或当预测较深(例如,NREM)睡眠时,准备以优化的定时和强度进行刺激。

[0061] 如图4中所示,系统10在两个并行处理中使用额叶信号400中的信息。如上面所描述的,第一处理421包括缓冲传感器信息402的时间窗口402,传感器信息由深度神经网络404处理以确定与时间窗口402相关联的可能睡眠阶段。第二处理423包括从额叶信号400(例如, α 、 β 和 δ 频带中的功率)确定419(例如,通过图1中示出的信息部件30)频谱特征(例如,如上面所描述的参数)。

[0062] 响应于指示预测到NREM阶段N3睡眠的增强睡眠阶段预测408(例如,用于提供感官刺激的深度睡眠)414,窗口额叶信号400被增强450;检测452增强的加窗额叶信号的慢波、

微觉醒和/或其他特性;并且刺激416被提供给受试者12(例如,来自由图1中示出的控制部件34控制的感官刺激器16)。部分地基于来自第二处理423的确定的频谱特征419、来自深度神经网络404的中间输出461、由深度神经网络404预测406的睡眠阶段和/或其他信息来检测慢波和微觉醒。基于参数419(例如由图1中示出的信息部件30确定)、检测到的慢波和/或微觉醒452、增强的预测N3睡眠450和/或其他信息,刺激416的强度和/或定时被调节418(例如由调节部件36)。如上面所描述的,在一些实施例中,感官刺激包括可听音调。在这些实施例中,感官刺激器16可以通过减少音调间隔和/或增加音调音量来调节感官刺激的定时和/或强度。

[0063] 参考图1和图4,神经网络的有用特性是,它们可以产生与预限定的睡眠阶段(例如,REM、N1、N2、N3睡眠)相关联的概率。模型部件32被配置为使得概率集合构成所谓的软决策向量,其可以通过确定哪个睡眠阶段与相对于其他睡眠阶段的最高概率值(在可能值的连续体中)相关联而被转换成硬决策。这些软决策使得系统10能够考虑连续时间上不同的可能睡眠状态,而不是被迫决策特定EEG适合哪个离散睡眠阶段“桶(bucket)”(如现有技术系统)。模型部件32被配置为使得从卷积层输出的值和软决策值输出都是包括连续值而不是诸如睡眠阶段的离散值的向量。因此,例如,卷积和递归(软决策)值输出可以被系统10用来确定和/或预测的睡眠阶段、调节刺激量和/或执行其他操作。

[0064] 模型部件32被配置为与睡眠期期间的各个未来时间相关地,确定由经训练的神经网络的输出层生成的预测的睡眠阶段,以及由经训练的神经网络的一个或多个中间层生成的睡眠阶段概率值(例如,图4中的406)。如上面所描述的,系统10被配置为增强(例如,图4中示出的411)N3检测精度,使得传感器13和14可在睡眠期期间都被放置在受试者12的前额上。通过考虑每个单个未来时间N2和N3睡眠之间的概率比来提高N3检测灵敏度。

[0065] 例如,在系统10中,控制部件34被配置为响应于(1)预测的睡眠阶段是N3(例如,来自经训练的神经网络的输出层的输出),或(2)预测的睡眠阶段是N2,其中N3睡眠的概率与N2睡眠的概率之比至少为0.5(所描述的示例并非意图进行限制),以使得感官刺激器16在未来时间向受试者12提供感官刺激(和/或基于如本文所描述的由一个或多个中间层生成的一个或多个概率值来调节睡眠期期间感官刺激的定时和/或强度)。控制部件34可以被认为是对经训练的(深度)神经网络的软输出(概率)执行后处理步骤(例如,来自图4的411)。对于其中N2概率最高而N3概率第二高的窗口,当N3概率和N2概率之间的比率大于0.5时(例如),控制部件34被配置为将N3睡眠分配给窗口(而不是N2,尽管N2具有最高的概率并且会是由经训练的神经网络自己预测的睡眠阶段)。

[0066] 在一些实施例中,控制部件34被配置为基于来自传感器13和14的输出信号中的信息和/或其他信息来检测睡眠微觉醒(例如,在图4中的操作450),并且基于检测到的睡眠微觉醒来控制一个或多个感官刺激器16以在N3睡眠期期间向受试者12提供感官刺激以在睡眠期期间增强受试者12的N3睡眠(例如,图4中的416)。基于检测到的微觉醒控制一个或多个感官刺激器16可以包括调节提供给受试者12的感官刺激的强度和/或其他控制(例如,图4中的418)。控制部件34可以被配置为使得,如果在刺激期间检测到微觉醒,则感官刺激的递送暂停预定的时间段(例如,10秒)。在一些实施例中,基于来自经训练的神经网络的另外的输出,和/或基于其他信息,响应于EEG的功率带中的功率阈值的突破,检测睡眠微觉醒。

[0067] 作为非限制性示例,控制部件34可以被配置为使得(预处理的)EEG信号(例如,来

自传感器15、16的输出信号)在 α 带(在此特定示例中,滤波器使用8-Hz带)和 β 带(例如,19-24Hz)中被带通滤波。控制组件34可以使用这些信号来生成每秒估计一次的 α 带和 β 带RMS(均方根)值(例如,和/或允许系统10如本文所描述运行的任何其他时间量)。当任何单个 α 或 β RMS样本高于相应阈值时,控制部件34标记候选(或可能的)微觉醒。如果候选微觉醒持续时间长于觉醒不应期(例如,连续两秒和/或允许系统10如本文所描述的运行的任何其他时间长度),则所描述的事件被标记为检测到的微觉醒。

[0068] 图5中示出了微觉醒检测的示例。图5示出了 α 带500和 β 带502RMS值、对应的阈值504(例如7)和506(例如,0.9)以及觉醒不应期508(T2-T1)。如上面所描述的,当任何单个 α 或 β RMS值500、502高于对应的阈值504、506时,控制部件34(图1)标记候选(或可能的)微觉醒。如果候选微觉醒持续时间长于觉醒不应期508,则事件被标记为检测到的微觉醒。在一些实施例中,控制部件34可以被配置为使得彼此时间接近的检测到的微觉醒(例如,在第一检测到的微觉醒的结束和第二微觉醒的开始之间的三秒间隔内)被合并。

[0069] 返回到图1和图4,在一些实施例中,控制部件34被配置为使得使用参数优化过程来确定 α 或 β 的阈值,参数优化过程被配置为匹配由训练有素的睡眠技术员手动注释的微觉醒。原始输出信号(例如,来自传感器13、14)通过设计用于模拟睡眠阶段确定的软件(例如,上述经训练的神经网络)运行。可以通过模拟器测试 $\alpha E\{5:12;step=1\}$ 和 $\beta E\{0.6:2,step=0.1\}$ 阈值的几种不同组合。将在N3睡眠期间检测到的觉醒(如上面所描述的自动检测到的)与睡眠技术员在同一时期手动注释的觉醒进行比较。作为非限制性示例,可以确定灵敏度、特异性、阳性预测值(PPV)和受试者工作特性(ROC)曲线下面积(曲线下面积-AUC)以量化微觉醒检测性能并且便于选择最佳的 α - β 组合。在一些实施例中,最佳 α 阈值可以是7($\alpha=7$),并且最佳 β 阈值可以是0.9($\beta=0.9$),但是这些示例并不意图进行限制。

[0070] 在一些实施例中,控制部件34被配置为使用一个或多个深度神经网络来检测睡眠微觉醒。用于检测睡眠微觉醒的深度神经网络可以与上述深度神经网络类似和/或相同。类似地,深度神经网络可以包括一个或多个卷积神经网络(CNN)和长短期存储器(LSTM),具有可选的密集层和/或其他架构。这种架构可能需要将输出信号分割成时间窗口(例如,在三秒钟的窗口中开窗-此示例并非限制性的)。为了说明,在系统10中,考虑了三种类型的窗口:检测睡眠阶段的窗口(例如,六秒钟);基于 β/α 带中的功率检测微觉醒的(例如,1.5秒)窗口;以及以基于深度学习的检测器为基础来检测微觉醒的(例如,3秒长)窗口。在一些实施例中,控制部件34被配置为将微觉醒检测作为二元分类问题来解决。觉醒检测问题是高度不平衡的,这意味着觉醒和非觉醒样本的大小并不总是相等的。在一些实施例中,觉醒检测DNN使用包括EEG样本(不是带功率)的(例如,3秒)窗口作为输入。对于这些窗口中的每一个,DNN产生是/否输出(即二元决策),限定是否检测到觉醒。DNN被用睡眠数据进行训练,这些数据之前由专家睡眠技术人员针对觉醒的存在进行了注释。不平衡问题(与觉醒相比,更多的非觉醒)是由于这样一个事实,即在健康用户的典型睡眠夜晚,与包括觉醒的3秒窗口相比,发现更多的3秒窗口没有觉醒。

[0071] 在一些实施例中,控制部件34被配置为基于来自传感器13和14的输出信号中的信息来检测慢波(例如,在图4中的操作450),并且基于检测到的慢波来控制一个或多个感官刺激器16以在N3睡眠期期间向受试者提供感官刺激以在睡眠期期间增强受试者的N3睡眠(例如,图4中示出的416)。在一些实施例中,响应于对负向EEG信号上的慢波最小峰值阈值

的突破,响应于对经滤波的负向EEG信号上的慢波最小峰值阈值的突破(其中滤波提升了负向EEG信号的 δ 部分),和/或基于经滤波的负向EEG信号的形状与对应慢波模板的形狀的比较,慢波被检测到。

[0072] 作为非限制性示例,图6示出了根据一个或多个实施例的示出随着时间603推移的慢波608的不同EEG 601信号600、602、604。在生成典型的FPz-M2电极信号600的现有系统中,睡眠慢波的实时检测是通过从EEG信号的负向部分618(例如602)采样四个点610、612、614、616来实现的,其中最小峰值620超过可配置的阈值605。如图6中所示,采样的感兴趣点610、612、614和616在负阈值605首先被突破的指数处、在负峰值620处、在返回负阈值(具有正斜率)605的点处以及在随后的正向过零点的点处被收集。采样点随后被用于估计穿过这些点以及正过零点的对应正弦曲线的频率,从而产生对应于候选睡眠慢波的两个频率估计。然后将平均频率估计值与边界阈值进行比较,以便将加窗信号定性或不定性为慢波。例如,典型的现有系统在慢波检测期间可能使用 $29\mu\text{V}$ 的最小阈值(例如,605)。

[0073] 在包括传感器13和14(图1)的系统10(图1)中,传感器13和14(图1)被配置为接合受试者12的额叶(例如,额叶推导系统),功率谱密度分析显示,与相邻频带相比, δ 带(0.5至4Hz)幅度被更显著地减小。这在图6中由FPz-EOGR信号602示出。相对于信号600,慢波608在信号602中显得浅得多。因此,为了检测慢波,系统10被配置为以不同的阈值操作,和/或被配置为以不同的方式检测慢波。例如,系统10被配置为使用以下一种或多种可能的方法来检测慢波,即使在额叶推导信号中发现幅度减小。

[0074] 在一些实施例中(例如,第一示例方法),控制部件34(图1)被配置为降低607慢波最小峰值阈值605,直到恢复慢波灵敏度。慢波峰值阈值的降低增加了灵敏度,因为可以检测到更多的慢波事件。控制部件34可以被配置为在负阈值(例如,为信号602选定的)首先被突破的指数处、在信号的负向峰值处、在信号返回负阈值(具有正斜率)的点处以及在随后的正点处,对额叶信号(例如,信号602,图1中示出的传感器13和14的输出信号)的关注点(例如,类似于610、612、614和616,但是对于信号602)进行采样。额叶信号中的采样点(例如,602)随后被用于估计穿过这些点以及正过零点的对应正弦曲线的频率,从而产生对应于候选睡眠慢波的两个频率估计。然后,将平均频率估计值与额叶信号的边界阈值进行比较,以便将加窗信号定性或不定性为慢波。

[0075] 在一些实施例中(例如,第二示例方法),控制部件34被配置为导致和/或保持通常在N3深度睡眠中发现的 δ 和非 δ 频率分量的幅度之间的差异。假设额叶求导信号(例如,图6中示出的602)在整个频谱上具有不对称的幅度减小,则控制部件34被配置为经由倾斜滤波器来提升 δ 和附近的频率(例如,图4中示出的操作450)。此提升信号由图6中的信号604示出。如图6中所示,与信号600相比,信号604在慢波608处较浅(例如,具有负程度较小的最小值),但与信号602相比较深(例如,负程度更大的最小值)。控制部件34(图1)被配置为确定提升信号604的慢波最小峰值阈值,以便于慢波的检测。例如,此阈值可在信号600和602的对应阈值之间。提升信号604的慢波最小峰值阈值可以用作以上段落中描述的阈值(例如,605),以便于慢波的检测。

[0076] 在一些实施例中,(例如,第三示例方法)控制部件34(图1)被配置为使得上述 δ 提升与不同的慢波检测算法相结合。如图6中所示,从额叶信号602确定的EEG通常具有与参考信号(FPz-M2)600不同的形态。在一些实施例中,与参考乳突的信号相比,额叶信号显著更

小。额叶信号不仅是简单地按比例缩小,而且其频谱特性也是不同的(例如,它具有不同的形态-见图2)。在一些实施例中,控制部件34被配置为使得包括候选慢波的EEG的窗口被采样并归一化,以便与模板慢波进行比较。模板慢波可以基于来自受试者12的先前睡眠期的信息来确定;基于来自其他(例如,人口统计学上类似的)用户的先前睡眠期的信息来确定;基于护理人员、受试者12和/或其他用户做出的输入和/或选择(例如,经由用户接口24)来确定;以及/或以其他方式确定(例如,如下面所描述的)。控制部件34被配置为使得模板包括相同数量的采样点(与从EEG窗口采样的采样点的数量相同),并且通过在参考(例如,FPz-M2)信号包括慢波的位置处收集(例如,FPz-EOGR)信号并且对收集的信号进行平均来确定。一旦检测到候选慢波(例如,如上面所描述的,下面提供其他信息),逐点误差的平均值和/或标准偏差(归一化并且与模板比较)被用于确定候选慢波是否在形态上与模板足够类似以被认为是慢波。在一些实施例中,候选慢波由控制部件34经由其持续时间的阈值和类似于上述方法的最小负阈值进行预筛选。下面描述模板选择、模板归一化、潜在慢波的识别、潜在慢波的归一化以及与模板的比较的示例。

[0077] 模板选择:控制部件34(图1)被配置为使得慢波模板只需要被确定一次(但是可以设想多个模板确定和重新确定),并且可以跨受试者和睡眠期数据集被重复使用。用于自动检测的慢波模板可以通过从真实受试者数据集中选择模板、基于慢波的平均值确定模板来确定,慢波已经使用其他方法自动检测、从期望的波形特征手动构建、和/或以其他方式确定。

[0078] 模板归一化:控制部件34被配置为使得在已经确定模板之后,通过从模板中选择k个均匀间隔的点来抽取模板。k的选择是基于实时处理需求和模板分辨率之间的权衡确定的。例如,k的值可以是约16。模板慢波的电压范围从峰值电压[0s, $v_{\text{峰值}}$]归一化为目标电压[0, 例如, $-40\mu\text{V}$]。k值、目标电压和/或其他参数可以基于来自受试者12和/或其他用户的先前睡眠期的信息来确定,由护理人员、受试者12和/或其他用户输入和/或选择,和/或以其他方式确定。

[0079] 潜在慢波的识别:控制部件34(图1)被配置为使得潜在慢波被确定为具有以下特性的任何波形段,并且位于 $0\mu\text{V}$ 以下:正到负的零交叉、低于 $-40\mu\text{V}$ 的随后的负峰值、以及随后返回负峰值幅度的预定百分比(电压)。例如,预定百分比可以是0%、100%、50%,和/或其它百分比,其中0%指示当波形的电压达到负到正的零交叉(例如,类似于图6中的点616)时将识别潜在的慢波,100%指示当波形的电压处于负峰值(例如,类似于图6中的点612)时将识别潜在的慢波,50%指示当波形的电压处于负峰值和随后的过零点之间的一半时(例如,类似于图6中的点614),将识别潜在的慢波。预定百分比可以基于来自受试者12和/或其他用户的先前睡眠期的信息来确定,由护理人员、受试者12和/或其他用户输入和/或选择,和/或以其他方式确定。

[0080] 潜在慢波的归一化:控制部件34(图1)被配置为使得一旦识别出潜在慢波,就以与上述模板归一化相同的方式对候选波形进行归一化。控制部件34被配置为通过从模板中选择k个均匀间隔的点来抽取波形(其中k的选择是基于实时处理需求和模板分辨率之间的折衷来确定的,并且k的值可以是例如约16),并且范围从[0, $v_{\text{峰值}}$]归一化到目标范围(例如, [0, $-40\mu\text{V}$])。

[0081] 与模板的比较:控制部件34(图1)被配置为使用逐点误差的平均值和/或标准偏差

和/或使用其他方法将潜在的慢波与模板进行比较。例如,在一些实施例中,控制部件34被配置为通过确定候选波形和模板 ($V_{\text{差异}} = V_{\text{候选}} - V_{\text{模板}}$) 之间的逐点电压差,以微伏为单位确定这些差的平均值,例如 ($\mu = \text{平均值}(V_{\text{差异}})$),并且基于平均值是否超过平均值上的阈值来验证候选波形,来使用潜在慢波和模板之间的逐点电压差的平均值。平均值上的阈值可以基于来自受试者12和/或其他用户的先前睡眠期的信息来确定,由护理人员、受试者12和/或其他用户输入和/或选择,和/或以其他方式确定。

[0082] 作为另一个示例,在一些实施例中,控制部件34被配置为经由确定候选波形和模板 ($V_{\text{差异}} = V_{\text{候选}} - V_{\text{模板}}$) 之间的逐点电压差,确定这些以微伏为单位的差的平均值和标准偏差,例如 ($\mu = \text{平均值}(V_{\text{差异}})$, $\sigma = \text{std}(V_{\text{差异}})$),并且基于标准偏差、标准偏差和平均值或两者的乘积是否超过对应阈值来验证候选波形,而使用潜在慢波和模板之间逐点差的标准偏差。这些阈值可以基于来自受试者12和/或其他用户的先前睡眠期的信息来确定,由护理人员、受试者12和/或其他用户输入和/或选择,和/或以其他方式确定。

[0083] 图7示出了来自EEG706的一部分704(例如,由信息部件30基于来自图1中示出的传感器13和14的信息确定)的候选慢波波形702与模板708的比较700。控制部件34(图1)被配置为经由确定候选波形702和模板708之间的逐点电压差710,确定这些以微伏为单位的差710的平均值和标准偏差,并且基于平均值、标准偏差、标准偏差和平均值或两者的乘积是否超过对应阈值来验证候选波形702,来使用潜在慢波702和模板708之间逐点电压差710的平均值或标准偏差。

[0084] 返回到图1,如上面所描述的,调节部件36被配置为使得感官刺激器16调节感官刺激的定时和/或强度(例如,图4中的418)。调节部件36被配置为使感官刺激器16基于一个或多个大脑活动参数、从经训练的神经网络的卷积和/或递归层输出的值和/或其他信息来调节感官刺激的定时和/或强度。作为示例,可以基于来自深度神经网络的值输出,诸如卷积层值输出和递归层值输出(例如,睡眠阶段(软)预测概率),来调整和/或以其他方式控制(例如,调节)提供给受试者12的听觉刺激的音量。

[0085] 在一些实施例中,调节部件36被配置为使得以基于额叶EEG信号(例如,来自传感器13和14的输出信号中的信息和/或由信息部件30确定的EEG)确定的高频/低频频谱比为基础来提供动态刺激强度(例如,音量)。EEG中高频和低频之间的比率反映了睡眠深度(SD,见下面的等式),因为较低的值对应于浅睡眠,并且较高的值对应于较深的睡眠。

[0086] 睡眠深度(SD) = $\log_2\left(\frac{\text{Delta}}{\text{Beta}}\right) + \log_2\left(\frac{\text{Delta}}{\text{Alpha}}\right)$

[0087] 调节部件36被配置为使得为了最小化干扰睡眠的可能性,根据线性函数来调节感官刺激的强度(例如,音量),将较低的音量映射到较低的睡眠深度,将较高的音量映射到较高的睡眠深度。作为非限制性示例,对于听觉刺激,音量可在35和60dB之间调节,其中当受试者12处于最小睡眠深度时,由感官刺激器16(由调节部件36控制)递送最软的音量,而当受试者12处于最大睡眠深度时,递送最大的音量。调节部件36可以被配置为使得如果睡眠深度超过最小睡眠深度阈值,则不播放音调,并且使得听觉刺激的音量不超过预定的最大值,不管睡眠深度有多深。也可以使用受试者12特定的音量水平。

[0088] 在一些实施例中,调节部件36被配置为使得基于受试者12和/或其他用户的先前睡眠期的睡眠深度信息的检测到的N3睡眠(例如,如上面所描述的确定的)内的睡眠深度值

的分布来确定刺激强度(例如,音量)滴定(titration)的睡眠深度范围。在一些实施例中,调节部件36被配置为使得睡眠深度最小值被限定为对应于来自受试者12和/或其他用户的先前睡眠期的睡眠深度信息的睡眠深度值的分布的第35百分位的睡眠深度。类似地,睡眠深度最大值可以被限定为对应于第98百分位的睡眠深度。这些百分位数并非意图进行限制。它们可以是允许系统10如本文所描述的运行的任何百分比值。

[0089] 在一些实施例中,调节部件36被配置为使得感官刺激器16使得用神经网络中间输出来调节刺激的强度(例如,音量)。神经网络中间输出可以包括例如软输出(例如,每个睡眠阶段的概率)、卷积输出和/或其他中间输出。例如,软输出是连续变化的值,表征网络检测给定睡眠阶段的确定性。检测到N3时的软输出可以用于调节刺激的音量,使得N3睡眠的概率越高,刺激的音量越大。

[0090] 在一些实施例中,调节部件36被配置为利用神经网络卷积层输出来调节递送给受试者12的刺激。在一些实施例中,可以使用神经网络卷积输出代替上述概率值和/或其他参数(例如,直接从EEG确定)来调节刺激。在一些实施例中,除了上述概率值和/或其他参数(例如,直接从EEG确定)之外,还可以使用神经网络卷积输出来调节刺激。

[0091] 在一些实施例中,调节部件36被配置为使得各个卷积层输出被用作调节刺激的定时和强度的基础。在一些实施例中,调节部件36被配置为使得多个卷积层输出便于调节刺激的定时和强度(例如,音量)。在一些实施例中,来自一个或多个卷积层的输出包括来自两个或更多个对应卷积层的两个或更多个单独输出。在一些实施例中,调节部件36被配置为确定来自一个卷积层的输出与来自另一个卷积层的输出的比率。在一些实施例中,调节部件36被配置为使得一个或多个感官刺激器基于比率来调节感官刺激的定时和/或强度。

[0092] 作为非限制性示例,在图8中示出了与卷积输出相关联的频谱响应。第一输出卷积层输出(CNN1)选择性地响应 δ 频带中的频谱内容,并且第二卷积层输出(CNN2)选择性地响应 β (15至30Hz)和 γ (>30Hz)带中的频谱内容。其他卷积层输出可以选择性地响应其他频谱内容。在此示例中,取CNN1和CNN2之间比率的对数(例如,800)示出了在检测到的N3睡眠804中的不同时段802(如催眠图806中所示),其中可以以更高的强度(例如,音量)递送刺激。

[0093] 在一些实施例中,调节部件36(图1)被配置为使得诸如微觉醒的存在和/或从慢波睡眠的退出(例如,从N3到N2的转变)的提示可以被用于自动标记(例如,当刺激后产生不期望的效果时)并且存储额叶输入信号的序列。这些序列随后可以用于重新训练/重新校准刺激逻辑(例如,何时以及以何种强度递送听觉刺激)。类似地,当刺激后产生期望效果时的序列可以被标记和存储,使得可以利用有用的额叶输入信号来改善上述基础算法。

[0094] 返回到图1,电子存储器22包括以电子方式存储信息的电子存储介质。电子存储器22的电子存储介质可以包括与系统10集成(即,基本上不可移动)提供的系统存储器和/或经由例如端口(例如,USB端口、火线端口等)或驱动器(例如,磁盘驱动器等)可移动地连接到系统10的可移动存储器中的一者或两者。电子存储器22可以包括一个或多个光学可读存储介质(例如,光盘等)、磁性可读存储介质(例如,磁带、磁硬盘驱动器、软盘驱动器等)、基于电荷的存储介质(例如,EPROM、RAM等)、固态存储介质(例如,快闪驱动器等)、云存储和/或其他电子可读存储介质。电子存储器22可以存储软件算法、由处理器20确定的信息、经由用户接口24和/或外部计算系统(例如,外部资源18)接收的信息和/或使系统10能够如本文所描述的运行的其他信息。电子存储器22可以(整体或部分)是系统10内的单独部件,或电

子存储器22可以(整体或部分)与系统10的一个或多个其他部件(例如,处理器20)集成提供。

[0095] 用户接口24被配置为提供系统10和受试者12和/或其他用户之间的接口,受试者12和/或其他用户可以通过接口向系统10提供信息和从系统10接收信息。这使得数据、提示、结果和/或指令以及统称为“信息”的任何其他可通信项目能够在用户(例如,受试者12)和传感器13和14、感官刺激器16、外部资源18、处理器20和/或系统10的其他部件中的一者或多者之间进行通信。例如,可以经由用户接口24为受试者12或其他用户显示睡眠图、EEG数据、睡眠阶段概率和/或其他信息。作为另一个示例,用户接口24可以是和/或包括在计算装置(诸如台式计算机、膝上型计算机、智能手机、平板计算机和/或其他计算装置中)。此类计算装置可以运行一个或多个具有图形用户接口的电子应用,图形用户接口被配置为向用户提供信息和/或从用户接收信息。

[0096] 适于包括在用户接口24中的接口装置的示例包括小键盘、按钮、开关、键盘、旋钮、控制杆、显示屏、触摸屏、扬声器、传声器、指示灯、声音警报、打印机、触觉反馈装置和/或其他接口装置。在一些实施例中,用户接口24包括多个单独的接口。在一些实施例中,用户接口24包括与处理器20和/或系统10的其他部件集成提供的至少一个接口。在一些实施例中,用户接口24被配置为与处理器20和/或系统10的其他部件无线通信。

[0097] 应理解,硬连线或无线的其他通信技术也被本公开设想为用户接口24。例如,本公开设想用户接口24可以与由电子存储器22提供的可移动存储接口集成。在此示例中,信息可以从可移动存储(例如,智能卡、快闪驱动器、可移动磁盘等)加载到系统10中,这使得用户能够定制系统10的实现方式。适于与系统10一起作用用户接口24的其他示例性输入装置和技术包括但不限于,RS-232端口、RF链路、IR链路、调节解调器(电话、电缆或其他)。简而言之,本公开设想用于与系统10通信信息的任何技术作为用户接口24。

[0098] 图9示出了通过在睡眠期期间用增强系统向受试者递送感官刺激来增强NREM睡眠的方法900。系统包括一个或多个传感器、一个或多个感官刺激器、一个或多个由机器可读指令配置的硬件处理器和/或其他部件。一个或多个硬件处理器被配置为执行计算机程序部件。计算机程序部件包括信息部件、模型部件、控制部件、调节部件和/或其他部件。下面呈现的方法900的操作意图是说明性的。在一些实施例中,方法900可以用一个或多个未描述的另外的操作来完成,和/或不用所讨论的一个或多个操作来完成。此外,方法900的操作在图9中示出并且在下面描述的顺序并不意图进行限制。

[0099] 在一些实施例中,方法900可在一个或多个处理装置中实现,诸如本文所描述的一个或多个处理器20(例如,数字处理器、模拟处理器、设计成处理信息的数字电路、设计成处理信息的模拟电路、状态机和/或用于电子处理信息的其他机制)。一个或多个处理装置可以包括响应于电子存储在电子存储介质上的指令执行方法900的一些或全部操作的一个或多个装置。一个或多个处理装置可以包括一个或多个装置,一个或多个装置通过硬件、固件和/或软件配置以专门设计用于执行方法900的一个或多个操作。

[0100] 在操作902处,生成传达与受试者的大脑活动相关的信息的输出信号。输出信号在受试者的睡眠期期间和/或在其他时间生成。输出信号由被配置为接合受试者前额的第一传感器和第二传感器生成。在一些实施例中,第一传感器包括中额(FPz)电极,并且第二传感器包括右眼电极(EOGR)或左眼电极(EOGL)。在一些实施例中,第一传感器或第二传感器

是参考电极。在一些实施例中,操作902由与传感器13和14(在图1中示出并且本文描述)相同或类似的传感器执行。

[0101] 在操作904处,在检测到受试者的NREM睡眠。基于来自第一传感器和第二传感器的输出信号和/或基于其他信息,在睡眠期期间检测受试者的NREM睡眠。操作904包括获取用户群体的历史睡眠深度信息。历史睡眠深度信息与用户群体的大脑活动相关,其指示在用户群体的睡眠期期间随时间的睡眠深度。操作904包括通过将历史睡眠深度信息作为输入提供给神经网络,使得基于历史睡眠深度信息训练神经网络。操作904包括基于来自第一传感器和第二传感器的输出信号,使得经训练的神经网络预测受试者将处于深度睡眠阶段的睡眠期期间的未来时间。经训练的神经网络包括输入层、输出层以及输入层和输出层之间的一个或多个中间层。在一些实施例中,操作904由与模型部件32和/或控制部件34(在图1中示出并且本文描述)相同或类似的处理器部件来执行。

[0102] 在操作906处,确定预测的睡眠阶段。在一些实施例中,例如,操作906可以是操作904的一部分。操作906包括针对未来时间中的每个,确定由经训练的神经网络的输出层生成的预测的睡眠阶段,以及由经训练的神经网络的一个或多个中间层生成的睡眠阶段概率值。在一些实施例中,操作906由与模型部件32(在图1中示出并且本文描述)相同或类似的处理器部件来执行。

[0103] 在操作908处,确定预测的睡眠阶段是否是或可能是N3。在一些实施例中,例如,操作908可以是操作904的一部分。操作908包括:(1)确定预测的睡眠阶段是N3,或(2)确定预测的睡眠阶段是N2,其中N3睡眠的概率与N2睡眠的概率之比至少为0.5,并且响应于预测的睡眠阶段是N2,N3睡眠的概率与N2睡眠的概率之比至少为0.5,确定N2睡眠确实可以是N3睡眠。在一些实施例中,操作908由与模型部件32和/或控制部件34(在图1中示出并且本文描述)相同或类似的处理器部件来执行。

[0104] 在操作910处,控制感官刺激器以向受试者提供感官刺激。在NREM睡眠期间向受试者提供感官刺激以在睡眠期期间增强受试者的NREM睡眠。操作910包括利用一个或多个硬件处理器,使得一个或多个感官刺激器在未来时间向受试者提供感官刺激,并且基于由一个或多个中间层生成的一个或多个概率值来调节睡眠期期间感官刺激的定时和/或强度。

[0105] 操作910包括基于来自第一传感器和第二传感器的输出信号中的信息和/或其他信息来检测睡眠微觉醒,并且基于检测到的睡眠微觉醒来控制一个或多个感官刺激器以在N3睡眠期期间向受试者提供感官刺激以在睡眠期期间增强受试者的N3睡眠。响应于EEG功率带中功率阈值的突破,或基于来自经训练的神经网络的另外的输出,检测睡眠微觉醒。

[0106] 操作910包括基于来自第一传感器和第二传感器的输出信号中的信息和/或其他信息来检测慢波,并且基于检测到的慢波来控制一个或多个感官刺激器以在N3睡眠期期间向受试者提供感官刺激以在睡眠期期间增强受试者的N3睡眠。响应于负向EEG信号上的慢波最小峰值阈值的突破,响应于滤波后的负向EEG信号上的慢波最小峰值阈值的突破,检测慢波,其中滤波提升负向EEG信号的 δ 部分,或基于滤波后的负向EEG信号的形状与对应慢波模板的形狀的比较。

[0107] 在一些实施例中,经训练的神经网络的一个或多个中间层被配置为从两个或更多个对应的卷积层生成另外的值。在一些实施例中,操作910包括确定来自一个卷积层的值与来自另一个卷积层的值的比率,并且使得一个或多个感官刺激器基于比率来调节感官刺激

的定时和/或强度。在一些实施例中,操作910由与模型部件32、控制部件34和/或调节部件36(在图1中示出并且本文描述)相同或类似的处理器部件来执行。

[0108] 在权利要求中,置于括号之间的任何附图标记不应被解释为限制权利要求。词语“包括”或“包括”不排除权利要求中列出的元件或步骤之外的元件或步骤的存在。在列举了若干装置的装置权利要求中,这些装置中的若干可由一个且相同的硬件项来实现。元件前面的词语“一”或“一个”不排除多个此类元件的存在。在列举若干装置的任何装置权利要求中,这些装置中的若干可由一个且相同的硬件项来实现。在相互不同的从属权利要求中引用某些元件的事实并且不指示这些元件不能组合使用。

[0109] 尽管上面提供的细节是为了基于当前被认为是最实用和优选的实施例进行说明,但是应理解,此类细节仅是为了目的,并且本公开不限于明确公开的实施例,而是相反,本公开意图涵盖在所附权利要求的精神和范围内的修改和等效布置。例如,应理解,本公开设想,在可能的程度上,任何实施例的一个或多个特征可以与任何其他实施例的一个或多个特征相结合。

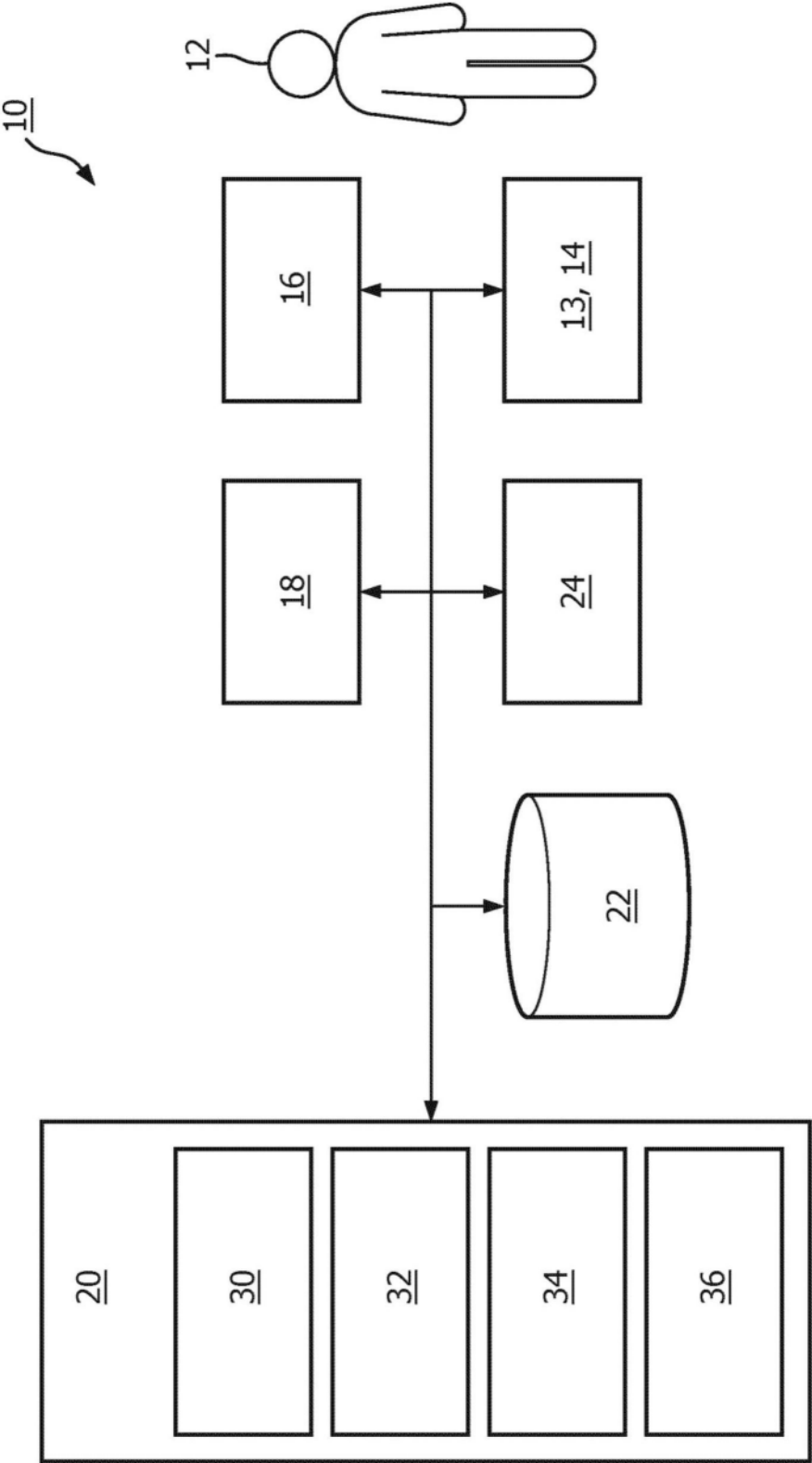


图1

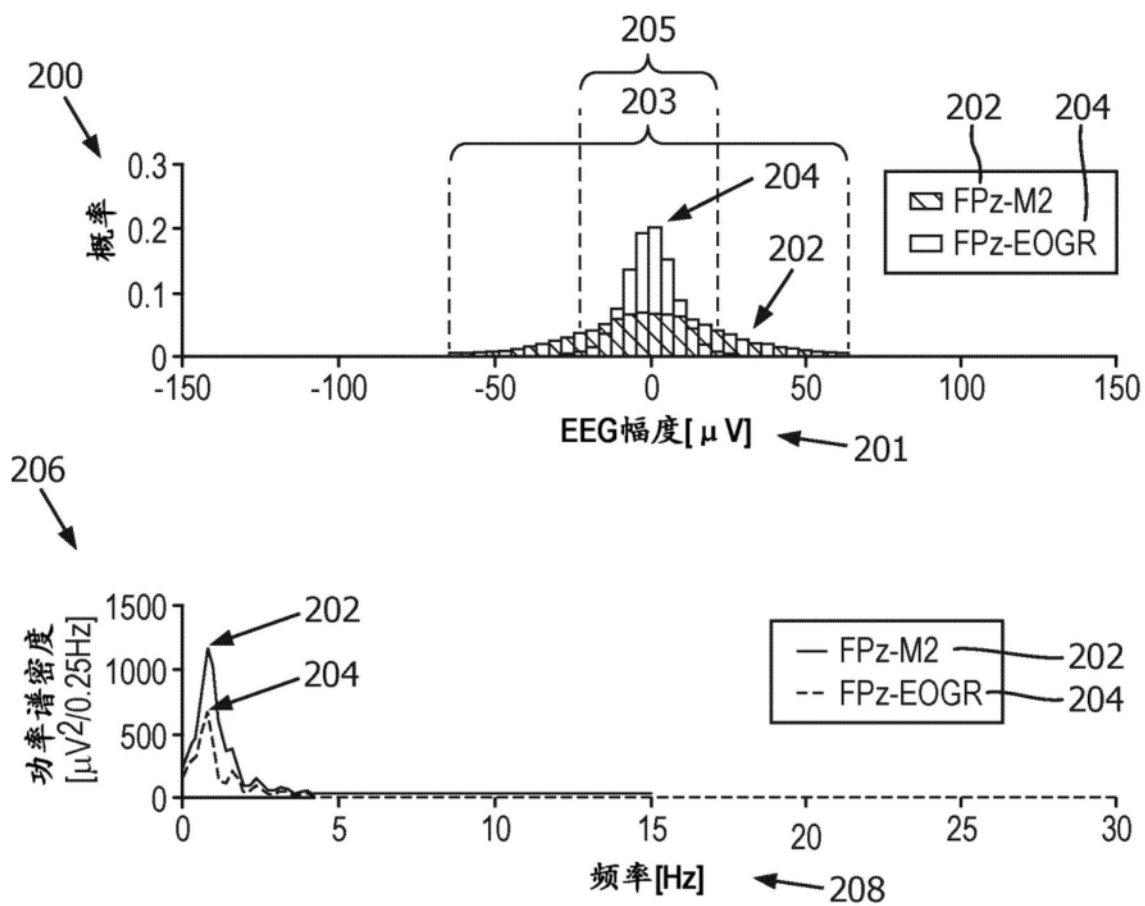


图2A

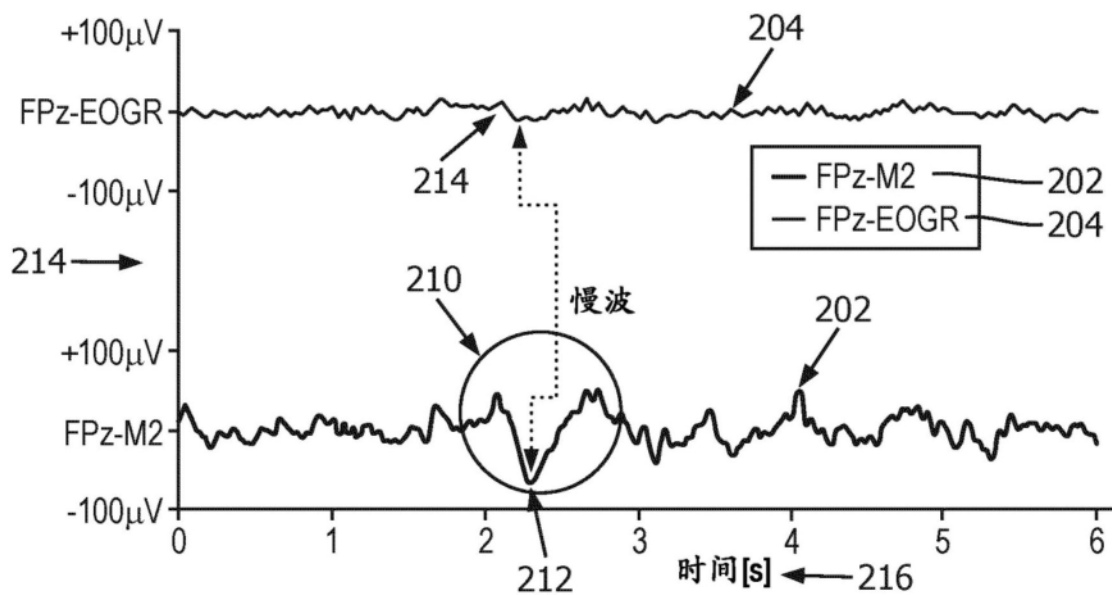


图2B

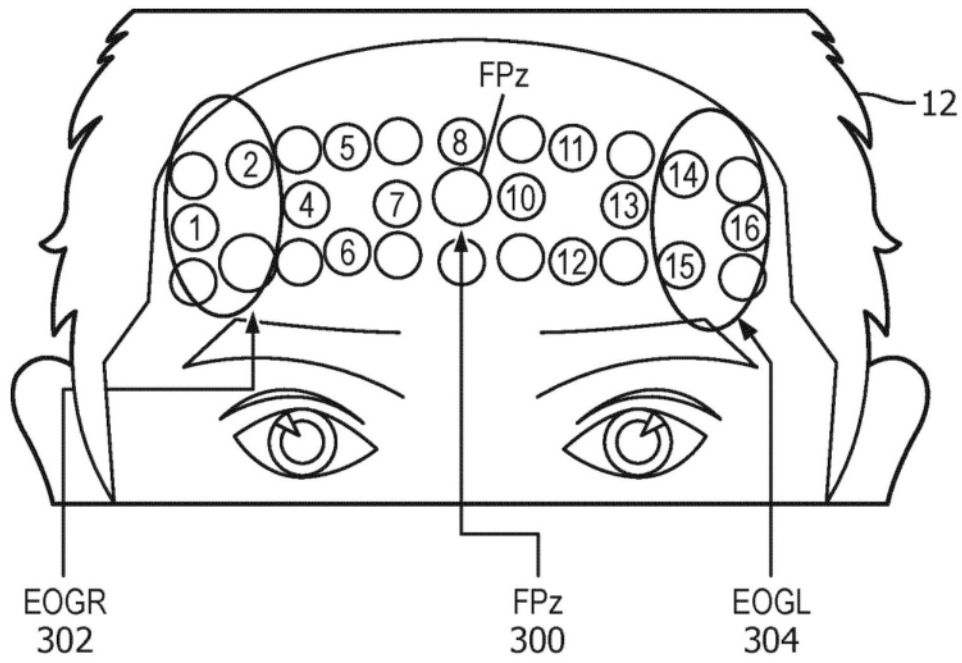


图3A

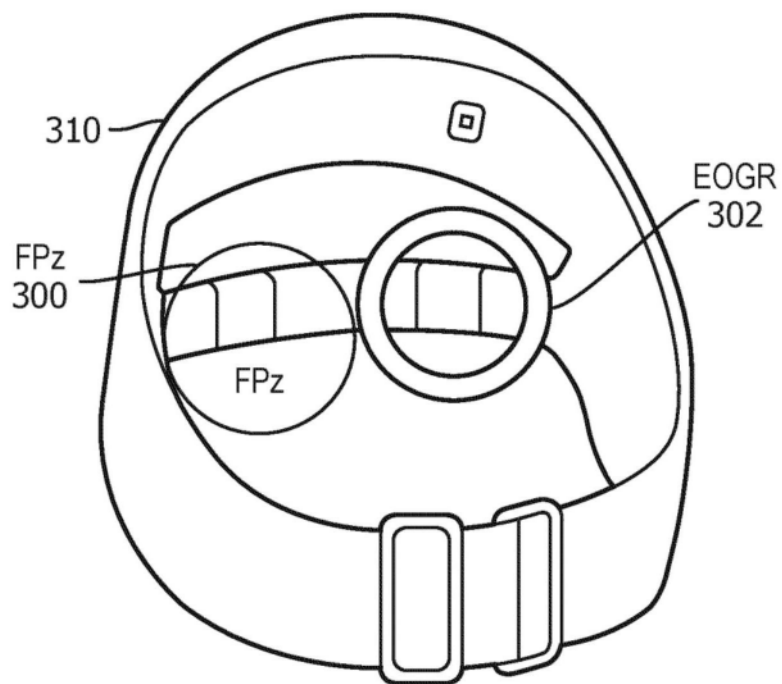


图3B

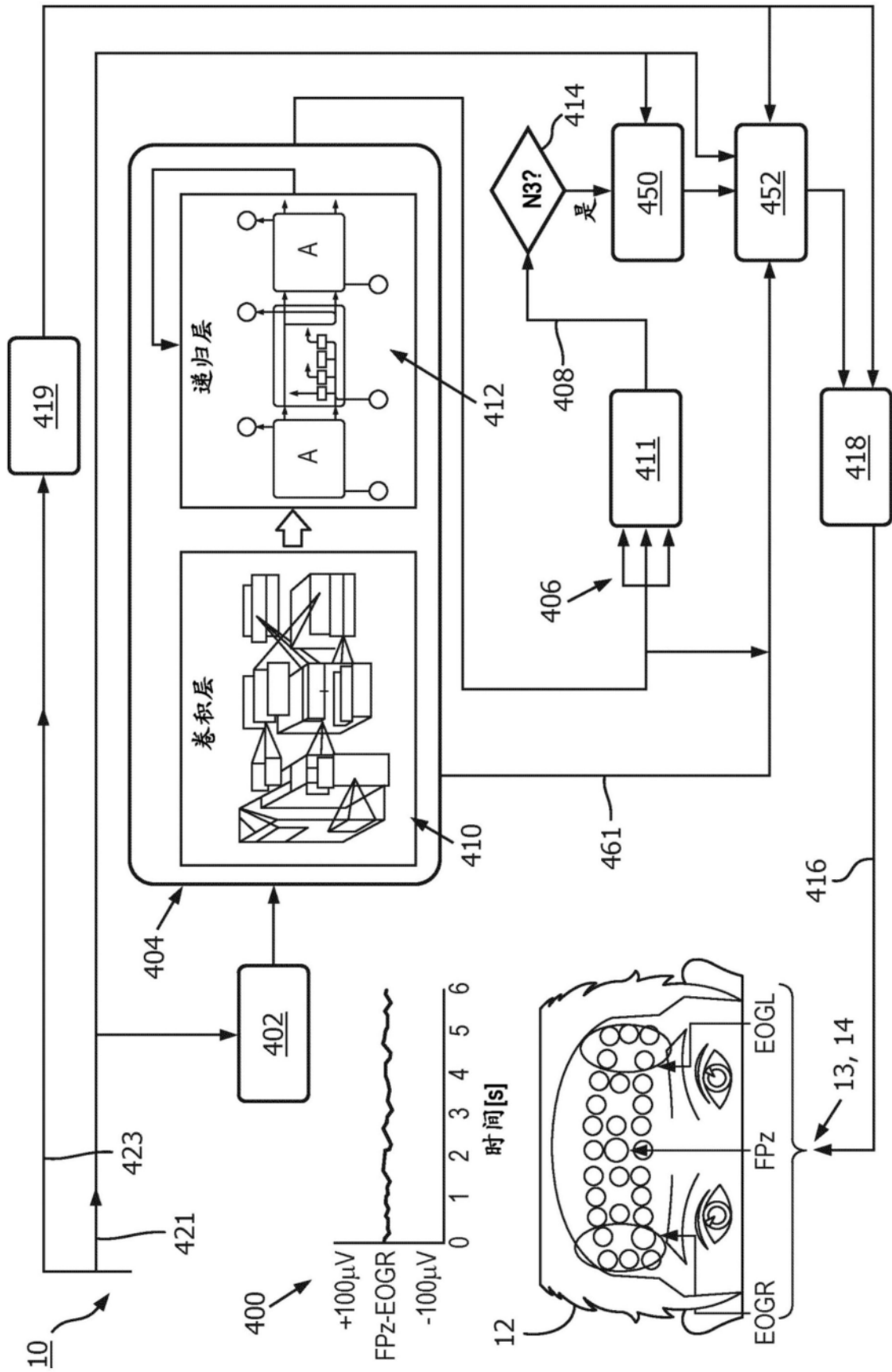


图4

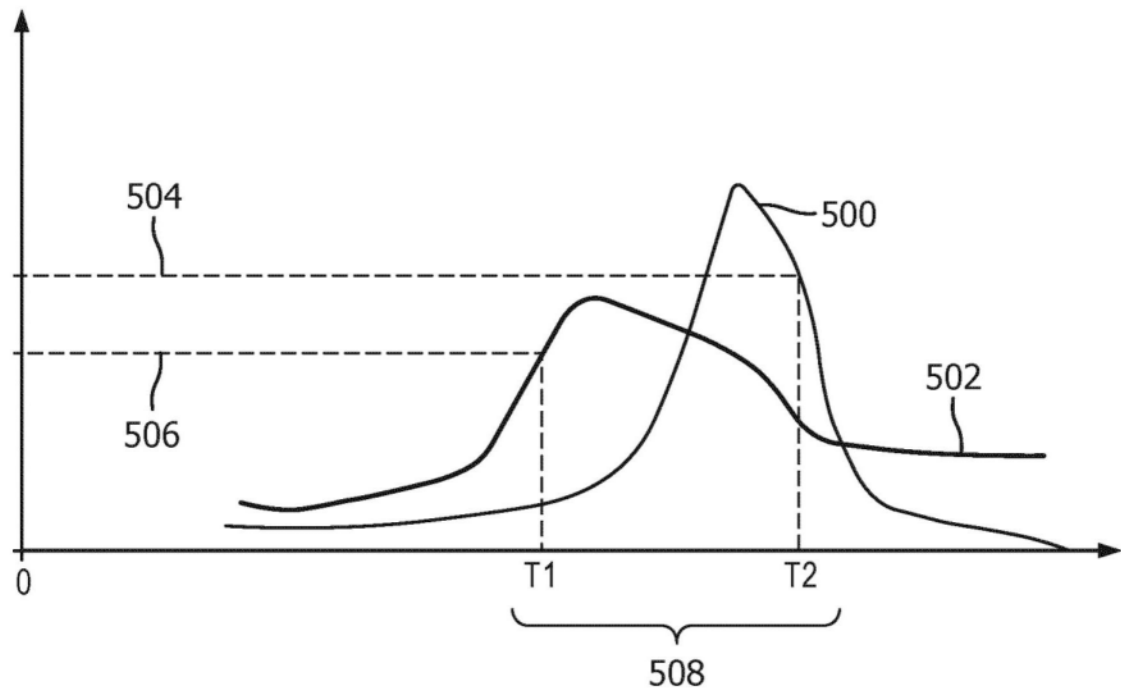


图5

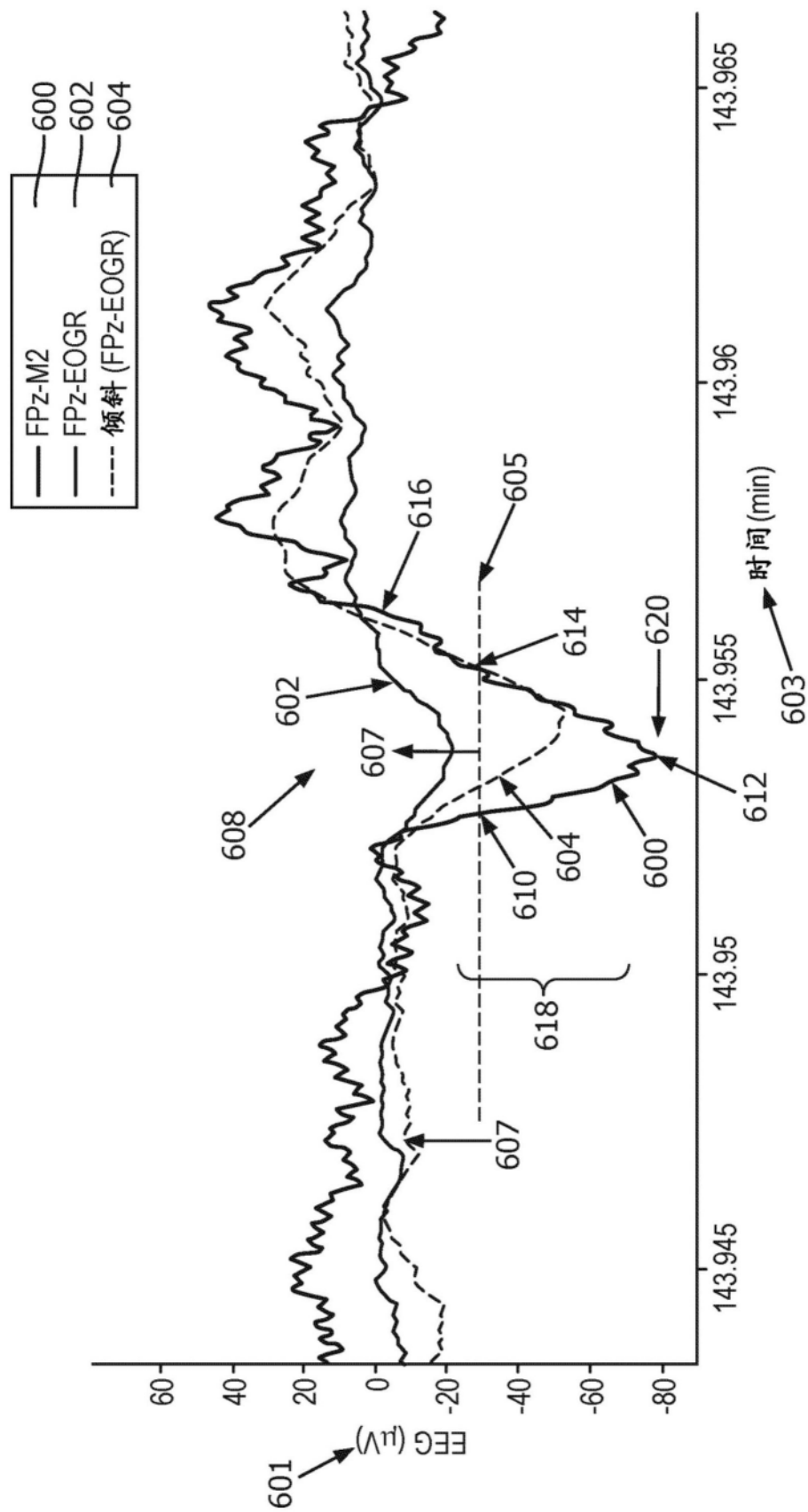


图6

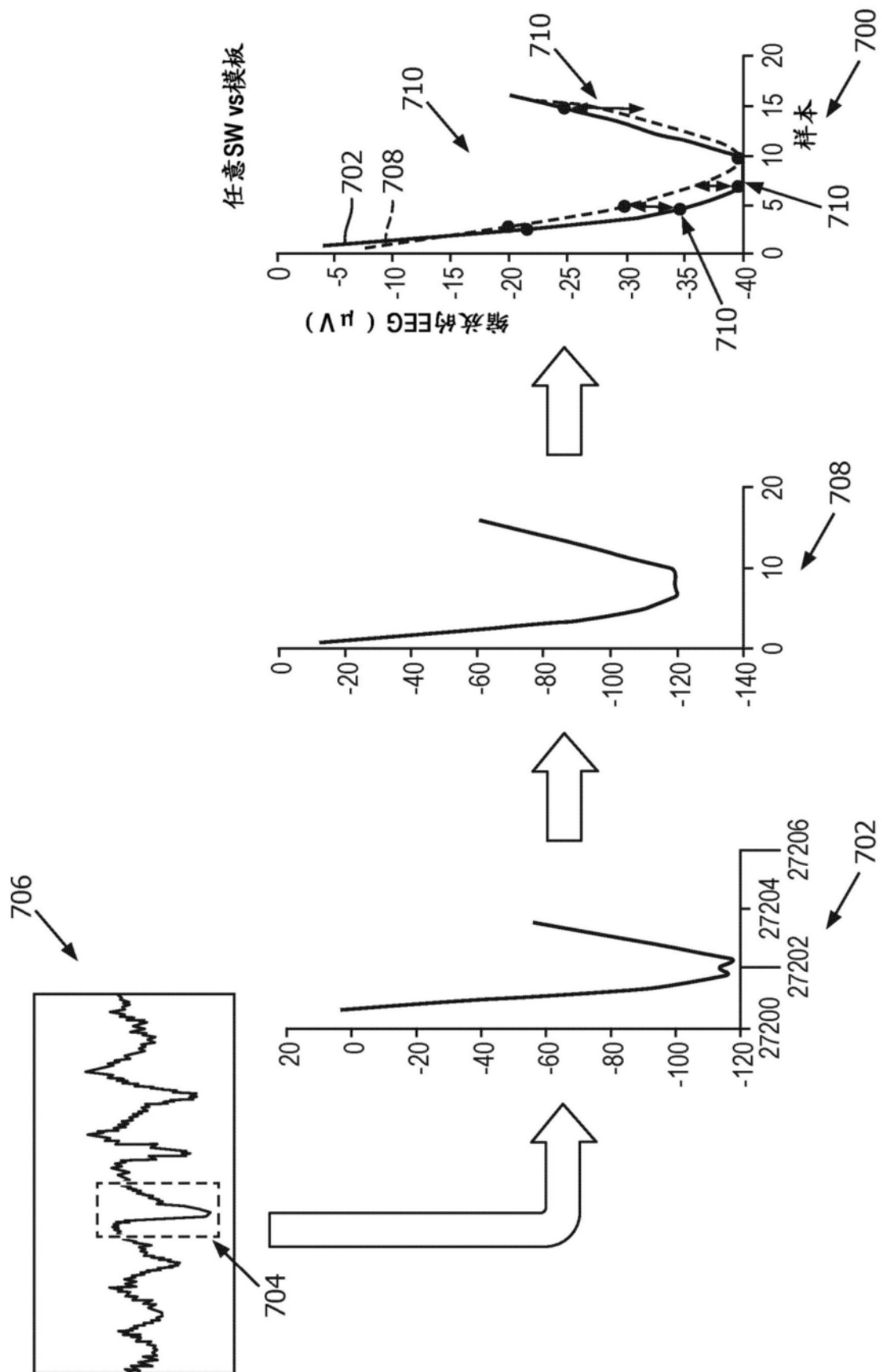


图7

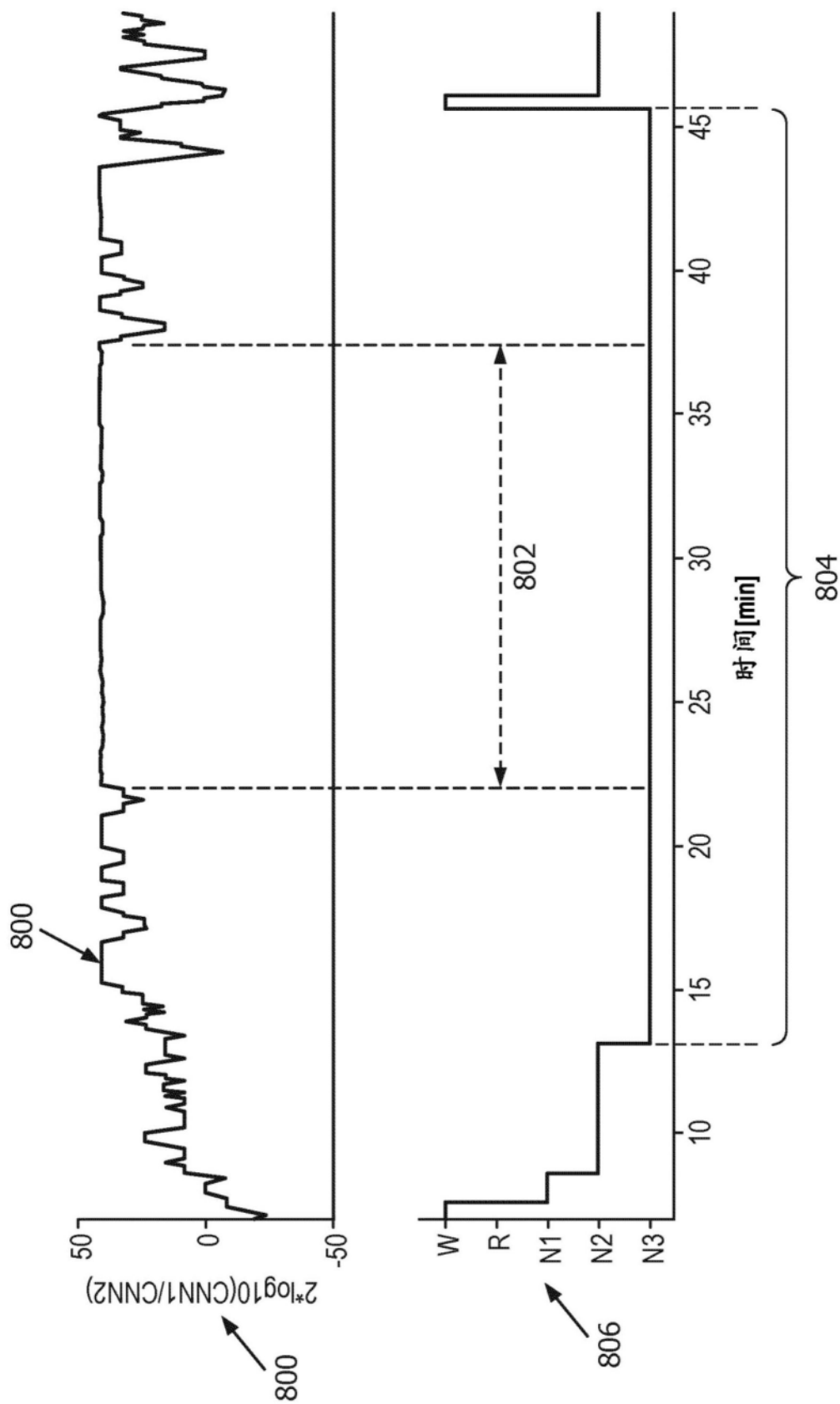


图8

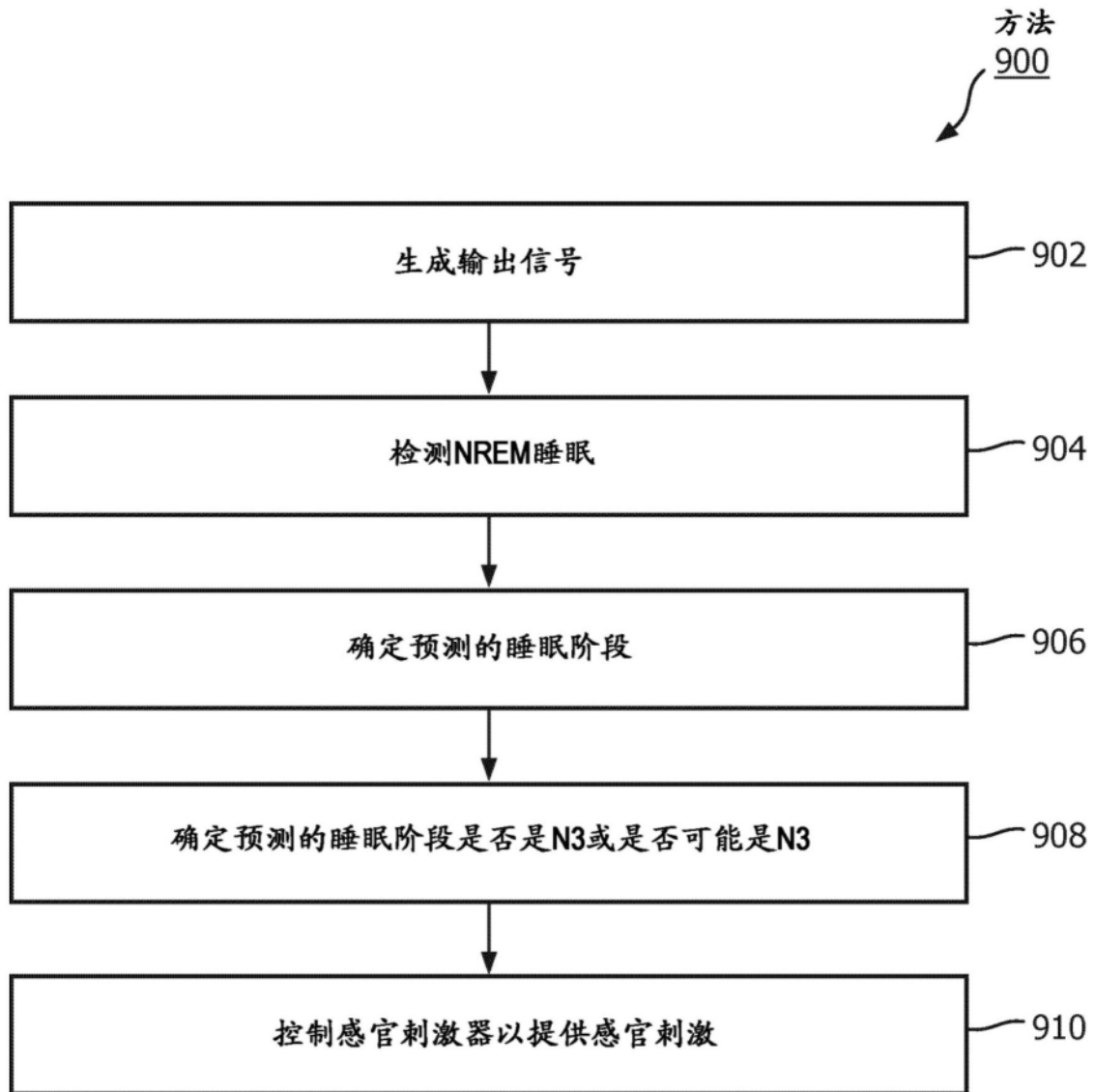


图9