



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109195518 B

(45) 授权公告日 2022.01.04

(21) 申请号 201780027695.4  
 (22) 申请日 2017.05.04  
 (65) 同一申请的已公布的文献号  
 申请公布号 CN 109195518 A  
 (43) 申请公布日 2019.01.11  
 (30) 优先权数据  
 62/332,089 2016.05.05 US  
 (85) PCT国际申请进入国家阶段日  
 2018.11.05  
 (86) PCT国际申请的申请数据  
 PCT/IL2017/050496 2017.05.04  
 (87) PCT国际申请的公布数据  
 WO2017/191642 EN 2017.11.09  
 (73) 专利权人 湖南贝斯特恩生物科技有限责任公司  
 地址 410205 湖南省长沙高新开发区文轩路27号麓谷钰园B8栋广电计量大厦16楼1601-1号

(72) 发明人 保罗·努弗勒斯  
 艾妮特·努弗勒斯  
 (74) 专利代理机构 长沙七源专利代理事务所  
 (普通合伙) 43214  
 代理人 郑隽 吴婷  
 (51) Int.Cl.  
 A61B 5/375 (2021.01)  
 A61B 5/378 (2021.01)  
 A61B 5/38 (2021.01)  
 A61B 5/374 (2021.01)  
 A61B 5/06 (2006.01)  
 A61B 5/00 (2006.01)

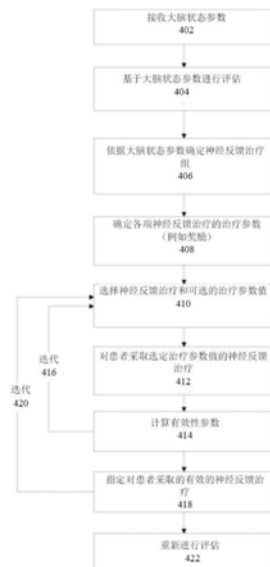
(56) 对比文件  
 CN 104939822 A, 2015.09.30  
 US 2015/0182165 A1, 2015.07.02  
 CN 103648445 A, 2014.03.19 (续)  
 审查员 熊峰

权利要求书4页 说明书24页 附图7页

(54) 发明名称  
 神经反馈系统及方法

(57) 摘要

本发明提供了一种计算机辅助改进神经反馈治疗的方法,包括:接收至少一患者大脑状态参数,该参数表明患者当前的大脑状态以便应用神经反馈治疗;将至少一个患者大脑状态参数与存储在数据集中的多个神经反馈治疗方法中的一神经反馈治疗方法集合相关联;对该神经反馈治疗方法集合中的成员进行迭代:从该神经反馈治疗方法集合中选择一个神经反馈治疗方法,其中,在每次迭代时选择另一个神经反馈治疗方法;将所述选择的神经反馈治疗方法实施于患者;依据由感测患者头部的至少一个传感器所输出的至少一个脑信号输出,计算与实施于患者所选择的神经反馈治疗方法相关的有效性参数;以及根据计算得到的有效性参数,选择一个有效神经反馈治疗方法。



CN 109195518 B

[接上页]

**(56) 对比文件**

CN 205048102 U, 2016.02.24

CN 104373791 A, 2015.02.25

US 2015/0282760 A1, 2015.10.08

CN 111973182 A, 2020.11.24

US 5617868 A, 1997.04.08

CN 104470423 A, 2015.03.25

1. 一种计算机辅助改进神经反馈治疗的系统,包括神经反馈耳麦和计算单元:

所述神经反馈耳麦用于接收至少一个患者大脑状态参数,该参数表明患者当前的大脑状态以便应用神经反馈治疗;所述神经反馈耳麦包括多个EEG电极,当所述神经反馈耳麦置于预定位置,该EEG接触到患者头部时输出脑信号;

所述计算单元用于将至少一个患者大脑状态参数与存储在数据集中的多个神经反馈治疗方法中的一个神经反馈治疗方法集合相关联;

对该神经反馈治疗方法集合中的成员进行迭代:

从该神经反馈治疗方法集合中选择一个神经反馈治疗方法,其中,在每次迭代时选择另一个神经反馈治疗方法;

实施所述选择的神经反馈治疗方法;

依据由患者头部的至少一个传感器感测所输出的至少一个脑信号输出,计算与实施于患者所选择的神经反馈治疗方法相关的有效性参数;以及

根据计算得到的有效性参数,选择一个有效神经反馈治疗方法。

2. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述有效性参数为:基于至少一个脑信号的输出而确定的目标信号图像的一个计算值的每个相应出现事件的持续时间的总和。

3. 根据权利要求2所述的系统,其特征在于,所述计算值的每个相应出现事件的持续时间是根据阈值要求来确定,所述阈值要求表示所述目标信号图像的局部最大值或局部最小值。

4. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,计算所述有效性参数时,不考虑是否达到所实施的神经反馈治疗系统的奖励阈值。

5. 根据权利要求2所述的系统,其特征在于,所述基于至少一个脑信号的输出而确定的目标信号图像的计算值包括由脑电图信号计算得到的大脑活动的目标类型的每个出现事件的效力值。

6. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述计算单元还用于:在预定的时间范围内实施所选择的有效神经反馈治疗方法,该预定的时间范围长于每个相应的神经反馈治疗方法的时间范围。

7. 根据权利要求6所述的系统,其特征在于,所述计算单元还用于:对一个神经反馈治疗方法子集进行迭代,所述选择的神经反馈治疗方法被选定及实施;以及对该神经反馈治疗方法集合中的剩余成员进行迭代,该神经反馈治疗方法集合中的剩余成员不是所述迭代的神经反馈治疗方法子集中的成员。

8. 根据权利要求6所述的系统,其特征在于,所述计算单元还用于:

重复所述迭代和选择的步骤,以选择另一个有效神经反馈治疗方法;以及

在另一个预定的时间范围内,实施该另一个有效神经反馈治疗方法,该另一个预定的时间范围长于之前所选择的有效神经反馈治疗方法的预定的时间范围。

9. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述计算单元还用于:将该神经反馈治疗方法集合中的每个成员与多个治疗参数相关联,每个治疗参数分别代表一个需求目标的不同值,其中,根据至少一个传感器测出的患者脑信号的输出进行计算得到的值,并将该计算得到的值与所述需求目标的值进行比较。

10. 根据权利要求9所述的系统,其特征在于,所述计算单元还用于根据所述基于至少

一个传感器的输出而计算得到的值与所述需求目标的值的比较结果来调整图像或者声音中的至少一个。

11. 根据权利要求9所述的系统,其特征在于,所述计算单元还用于从该神经反馈治疗方法集合中选择一个神经反馈治疗方法,和从多个治疗参数中选择相关的一治疗参数集合;以及根据该相关的治疗参数集合来衡量所述有效性参数。

12. 根据权利要求9所述的系统,其特征在于,所述迭代的步骤包括迭代神经反馈治疗方法和所述多个治疗参数的组合。

13. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述计算单元还用于在每次迭代中,在相等的时间范围内将每个所述选择的神经反馈治疗方法实施。

14. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述计算单元还用于对处于目前的大脑状态的患者进行评分,获得第一得分;对在进行选择所述有效神经反馈治疗方法的步骤后的患者再次进行评分,获得第二得分;并将所述第一得分与所述第二得分进行比较。

15. 根据权利要求14所述的系统,其特征在于,所述计算单元还用于当比较结果表明所述第一得分与第二得分无统计学差异时,从迭代中去掉所述有效神经反馈治疗方法。

16. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述至少一个患者大脑状态参数为记忆力提高、注意力增强中的至少一个。

17. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,当所述至少一个患者大脑状态参数包括记忆力提高时,该神经反馈治疗方法集合包括:选定电极测出的Alpha频率的绝对功率值、与该选定电极的所有其它频率的功率相比之下的该Alpha频率的相对功率,测出的该Alpha频率随时间的平均功率、以及多个电极的Alpha频率相位之间的相干性中的至少一个。

18. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,每个神经反馈治疗方法从该神经反馈治疗方法集合中随机地选出,并且与已被选择过的神经反馈治疗方法不重复。

19. 一种计算机辅助改进神经反馈安慰治疗的系统,包括神经反馈耳麦和计算单元,所述神经反馈耳麦包括多个EEG电极,当所述神经反馈耳麦置于预定位置,该EEG接触到患者头部时输出脑信号;

所述计算单元用于实施一种非治疗性神经反馈治疗方法,以模拟神经反馈治疗方法,而不会依据真实的神经反馈治疗方法对脑信号做出反应;

从所述神经反馈耳麦的至少一个传感器所检测的至少一个信号的输出中检测出伪影;以及

对检测到的伪影做出输出回应。

20. 根据权利要求19所述的系统,其特征在于,所述计算单元还用于基于对与所述非治疗性神经反馈方法的实施无关的患者活动的而响应的测量得到所述伪影。

21. 根据权利要求19所述的系统,其特征在于,所述伪影代表响应于包括患者眨眼、至少一个传感器的移动、患者的头部运动、患者的咀嚼活动、患者的躯体或者肢体的运动中的至少一个而产生的信号。

22. 根据权利要求19所述的系统,其特征在于,所述非治疗性神经反馈治疗方法包括以真实的神经反馈治疗方法的方式随机调整图像、声音中的至少一种,该真实的神经反馈治疗方法与所测得的至少一种患者脑信号不相关。

23. 根据权利要求19所述的系统,其特征在于,基于所述至少一个传感器的输出所测量

的脑电图信号而检测得到所述伪影。

24. 根据权利要求19所述的系统,其特征在于,所述伪影包括表明所述至少一个传感器的输出饱和的功率峰值。

25. 根据权利要求19所述的系统,其特征在于,基于所述至少一个传感器的输出所测量的非脑电图信号的分析而检测得到所述伪影。

26. 根据权利要求19所述的系统,其特征在于,所述对检测到的伪影做出输出回应包括对所述真实的神经反馈治疗方法做出模拟的输出回应,该真实的神经反馈治疗方法使用至少一个脑电图传感器测量患者的至少一个脑电图信号。

27. 一种用于将神经反馈耳麦置于患者头部预定位置的定位元件,包括:

第一端部,用于连接神经反馈耳麦的前部;所述神经反馈耳麦包括多个EEG电极,当所述神经反馈耳麦置于预定位置,该EEG接触到患者头部时输出脑信号;

延长部,其自所述第一端部延伸,所述延长部具有一定的长度而使得当所述神经反馈耳机位于预定位置时,所述延长部能沿平行于患者额骨的表面延伸至患者的眉间;

一对臂部,每个臂部自所述延长部的位于眉间的端部的下缘沿相反方向且横向地延伸,并且,每个臂部分别调整为沿着患者鼻骨的相应侧面中的至少一个定位,并且位于相应的眉毛的下方以及相应的眼睛的上方。

28. 根据权利要求27所述的定位元件,其特征在于,所述延长部定位并趋于接触额骨表面的皮肤。

29. 根据权利要求27所述的定位元件,其特征在于,所述延长部的长度能调节,以适用于不同额骨表面尺寸的患者。

30. 根据权利要求27所述的定位元件,其特征在于,该对臂部中的每个臂部的端部均包括一能接触到患者皮肤的接触元件,所述接触元件的大小和定位以不接触到患者的相应眼睛为准。

31. 根据权利要求27所述的定位元件,其特征在于,该对臂部中的每个臂部的端部位于相应眶上切迹的中间位置。

32. 一种用于测试神经反馈耳麦的系统,包括:

一托架,包括:

多个电子元件,用来输出至少一个信号;

一表面,该表面的形状与当患者戴上所述神经反馈耳麦时所述神经反馈耳麦与患者的头部接触的内表面相吻合,该表面的形状根据患者头部的形状和大小设计;所述神经反馈耳麦包括多个EEG电极,当所述神经反馈耳麦置于预定位置,该EEG接触到患者头部时输出脑信号;

其中,该多个电子元件分布于所述托架的表面,以便于当所述神经反馈耳麦置于所述托架的表面上时,位于所述神经反馈耳麦内的电极与位于所述托架的表面的该多个电子元件进行电气通信;以及

一控制器,其用于控制该多个电子元件以产生至少一个测试信号而被所述神经反馈耳麦的电极接收。

33. 根据权利要求32所述的系统,其特征在于,该多个电子元件为发射器,当所述神经反馈耳麦置于所述托架的表面上时,该多个电子元件与所述神经反馈耳麦的电极接触而进

行电气通信。

34. 根据权利要求32所述的系统,其特征在于,该多个电子元件为电磁发生器,当所述神经反馈耳麦置于所述托架的表面上时,该多个电子元件不与所述神经反馈耳麦的电极接触而进行无线电气通信。

35. 根据权利要求32所述的系统,其特征在于,所述控制器用于控制该多个电子元件产生模仿脑电图的信号。

36. 根据权利要求32所述的系统,其特征在于,所述控制器用于控制该多个电子元件产生所述电子元件与电极之间电气连接的阻抗信号。

37. 根据权利要求32所述的系统,其特征在于,进一步包括:

一计算单元,用于与所述神经反馈耳麦进行电气通信,所述计算单元包括一与存储器通信的处理器,所述存储器用来存储由所述处理器执行的代码指令,所述代码指令包括:

接收由所述神经反馈耳麦发出的多个测试信号的指令,该多个测试信号由所述控制器产生,并由所述电子元件发射,以及被所述神经反馈耳麦的电极检测到;以及

分析该多个测试信号的指令,来检验所述神经反馈耳麦的适当功能。

38. 根据权利要求37所述的系统,其特征在于,根据表示功能正常之公差的相关性要求,将该多个测试信号与预期信号进行相关联来进行所述分析。

39. 根据权利要求37所述的系统,其特征在于,所述系统还包括用于在所述功能正常的检验失败时于一显示器上呈现功能不正常的消息的指令,其中所述显示器与所述计算单元通信。

## 神经反馈系统及方法

### 技术领域

[0001] 本发明及其某些实施例,涉及到神经反馈领域,具体涉及,但并不限于,实施神经反馈治疗的系统及方法。

### 背景技术

[0002] 神经反馈为一种生物反馈,其根据检测到的患者的脑电波来发出信号,该信号用来反馈给患者的大脑,并教导患者的大脑进行自我调节。在完成治疗后,神经反馈法可能引起神经可塑性变化,比如,大脑的容量增加等。

[0003] 神经反馈通常以视频或音频为治疗手段。正反馈比如良好的视频对比度和音频质量,可用来鼓励所期望的大脑活动。负反馈比如差的视频对比度或较差的音频质量,可用来阻止不期望的大脑活动。以这种方式,患者的大脑通过看视频和听音频而产生脑电波,并且可通过所观看的优质视频、所听到的优质音频而使大脑学会产生预期的脑电波。

[0004] 尽管已证明神经反馈能有效治疗许多种与大脑有关的疾患,但目前仍有很多患者不适用这一治疗方法。神经反馈治疗需要大约30~40次治疗才能保持持久的效果。每次治疗应由一位经验丰富的神经反馈治疗师来操作,由他来决定治疗与否、监测进展情况,以及确保治疗成功。正因如此,仅一些专用的诊所提供神经反馈治疗,而这些诊所通常不容易接触到。神经反馈治疗的费用相对较高。

[0005] 患者该采用何种神经反馈治疗,很大程度上取决于治疗师。治疗师根据自身的神神经反馈知识、个人经验、诊断能力、联想思维、以及借鉴其它患者相关数据的能力来选择具体的疗法。据估计,根据病变情况的不同,治疗师选择的神经反馈治疗的平均成功率大约为70%-80%。

### 发明内容

[0006] 本发明某些实施例提供了一种计算机辅助改进神经反馈治疗的方法,包括:接收至少一个患者大脑状态参数,该参数显示患者当前的大脑状态以便应用神经反馈治疗;将至少一个患者大脑状态参数与存储在数据集中的多个神经反馈治疗方法中的一个神经反馈治疗方法集合相关联;对该神经反馈治疗方法集合中的成员进行迭代:从该神经反馈治疗方法集合中选择一个神经反馈治疗方法,其中,在每次迭代时选择另一个神经反馈治疗方法;将所述选择的神经反馈治疗方法实施于患者;依据由患者头部的至少一个传感器感测所输出的至少一个脑信号输出,计算与实施于患者所选择的神经反馈治疗方法相关的有效性参数;以及根据计算得到的有效性参数,选择一个有效神经反馈治疗方法。

[0007] 可选择地,所述有效性参数为:基于至少一个脑信号的输出而确定的目标信号图像的一个计算值的每个相应出现事件的持续时间的总和。可选择地,所述计算值的每个相应出现事件的持续时间是根据阈值要求来确定,所述阈值要求表示所述目标信号图像的局部最大值或局部最小值。可选择地,所述基于至少一个脑信号的输出而确定的目标信号图像的计算值包括由脑电图信号计算得到的大脑活动的目标类型的每个出现事件的效力值。

[0008] 可选择地,计算所述有效性参数时,不考虑是否达到所实施的神经反馈治疗方法的奖励阈值。

[0009] 可选择地,所述方法还包括:在预定的时间范围内将所选择的有效神经反馈治疗方法实施于患者,该预定的时间范围长于每个相应的神经反馈治疗方法的时间范围。

[0010] 可选择地,对神经反馈治疗方法的子集进行迭代,所述选择的神经反馈治疗方法被选定及实施;以及对该神经反馈治疗方法集合中的剩余成员进行迭代,该神经反馈治疗方法集合中的剩余成员不是所述迭代的神经反馈治疗方法的子集中的成员。可选择地,所述方法还包括:重复所述迭代和选择的步骤,以选择另一个有效神经反馈治疗方法;以及在另一个预定的时间范围内,将该另一个有效神经反馈治疗方法实施于患者,该另一个预定的时间范围长于之前所选择的有效神经反馈治疗方法的预定的时间范围。

[0011] 可选择地,所述方法还包括:将该神经反馈治疗方法集合中的每个成员与多个治疗参数相关联,每个治疗参数分别代表一个需求目标的不同值,其中,根据至少一个传感器测出的患者脑信号的输出进行计算得到的值,并将该计算得到的值与所述需求目标的值进行比较。可选择地,根据所述基于至少一个传感器的输出而计算得到的值与所述需求目标的值的比较结果来调整图像或者声音中的至少一个。可选择地,所述选择的步骤进一步包括:从该神经反馈治疗方法集合中选择一个神经反馈治疗方法,和从多个治疗参数中选择相关的一个治疗参数集合;以及根据该相关的治疗参数集合来衡量所述有效性参数。可选择地,所述迭代的步骤包括迭代神经反馈治疗方法和所述多个治疗参数的组合。

[0012] 可选择地,在每次迭代中,在相等的时间范围内将每个所述选择的神经反馈治疗方法实施。

[0013] 可选择地,所述方法进一步包括:对处于目前的大脑状态的患者进行评分,获得第一得分;对在进行选择所述有效神经反馈治疗方法的步骤后的患者再次进行评分,获得第二得分;并将所述第一得分与所述第二得分进行比较。

[0014] 可选择地,所述方法还包括:当比较结果表明所述第一得分与第二得分无统计学差异时,从迭代中去除所述有效神经反馈治疗方法。

[0015] 可选择地,所述至少一个患者大脑状态参数为记忆力提高、注意力增强中的至少一个。

[0016] 可选择地,当所述至少一个患者大脑状态参数包括记忆力提高时,该神经反馈治疗方法集合包括一个选定电极测出的Alpha频率的绝对功率值、与该选定电极的所有其它频率的功率相比之下的该Alpha频率的相对功率,测出的该Alpha频率随时间的平均功率、以及多个电极的Alpha频率相位之间的相干性中的至少一个。

[0017] 可选择地,每个神经反馈治疗方法从该神经反馈治疗方法集合中随机地选出,并且与已被选择过的神经反馈治疗方法不重复。

[0018] 本发明某些实施例还提供了一种计算机辅助改进神经反馈安慰治疗的方法,包括:对患者实施一种非治疗性神经反馈治疗方法,以模拟神经反馈治疗方法,而不会依据真实的神经反馈治疗方法对脑信号做出反应;从至少一个传感器所检测的至少一个信号的输出中检测出伪影;以及对检测到的伪影做出输出回应。

[0019] 可选择地,基于对与所述非治疗性神经反馈方法的实施无关的患者活动的而响应的测量得到所述伪影。



[0020] 可选择地,所述伪影代表响应于包括患者眨眼、至少一个传感器的移动、患者的头部运动、患者的咀嚼活动、患者的躯体或者肢体的运动中的至少一个而产生的信号。

[0021] 可选择地,所述非治疗性神经反馈治疗方法包括以类似真实的神经反馈治疗方法的方式随机调整图像、声音中的至少一种,该真实的神经反馈治疗方法与所测得的至少一种患者脑信号不相关。

[0022] 可选择地,基于所述至少一个传感器的输出所测量的脑电图信号而检测得到所述伪影。

[0023] 可选择地,所述伪影包括表明所述至少一个传感器的输出饱和的功率峰值。

[0024] 可选择地,基于所述至少一个传感器的输出所测量的非脑电图信号的分析而检测得到所述伪影。

[0025] 可选择地,所述对检测到的伪影做出输出回应包括对所述真实的神经反馈治疗方法做出模拟的输出回应,该真实的神经反馈治疗方法使用至少一个脑电图传感器测量患者的至少一个脑电图信号。

[0026] 本发明某些实施例提供了一个用于将神经反馈耳麦置于患者头部预定位置的元件,包括:第一端部,用于连接神经反馈耳麦的前部;延长部,其自所述第一端部延伸,所述延长部具有一定的长度而使得当所述神经反馈耳机位于预定位置时,所述延长部能沿平行于患者额骨的表面延伸至患者的眉间;一对臂部,每个臂部自所述延长部的位于眉间的端部的下缘沿相反方向且横向地延伸,并且,每个臂部分别调整为沿着患者鼻骨的相应侧面中的至少一个定位,并且位于相应的眉毛的下方以及相应的眼睛的上方。

[0027] 可选择地,所述伸长部分被定位并趋于接触额骨表面的皮肤。

[0028] 可选择地,伸长部分的长度可调节,以便适用于不同额骨尺寸的患者。

[0029] 可选择地,该对臂部中的每个臂部的端部均包括一能接触到患者皮肤的接触元件,所述接触元件的大小和定位以不接触到患者的相应眼睛为准。

[0030] 可选择地,该对臂部中的每个臂部的端部位于相应眶上切迹的中间位置。

[0031] 可选择地,所述神经反馈耳麦包括多个EEG电极,当所述神经反馈耳麦置于预定位置,该EEG接触到患者头部时输出脑信号。

[0032] 本发明某些实施例提供了一种用于测试神经反馈耳麦的系统,该系统包括:一托架,该托架包括:多个电子元件,用来输出至少一个信号;一表面,该表面的形状与当患者戴上所述神经反馈耳麦时所述神经反馈耳麦与患者的头部接触的内表面相吻合,该表面的形状根据患者头部的形状和大小设计;该多个电子元件分布于所述托架的表面,以便于当所述神经反馈耳麦置于所述托架的表面上时,位于所述神经反馈耳麦内的电极与位于所述托架的表面的该多个电子元件进行电气通信;以及一控制器,其用于控制该多个电子元件以产生至少一个测试信号而被所述神经反馈耳麦的电极接收。

[0033] 可选择地,该多个电子元件为发射器,当所述神经反馈耳麦置于所述托架的表面上时,该多个电子元件与所述神经反馈耳麦的电极接触而进行电气通信。

[0034] 可选择地,该多个电子元件为电磁发生器,当所述神经反馈耳麦置于所述托架的表面上时,该多个电子元件不与所述神经反馈耳麦的电极接触而进行无线电气通信。

[0035] 可选择地,所述控制器用于控制该多个电子元件产生模仿脑电图的信号。

[0036] 可选择地,所述控制器用于控制该多个电子元件产生相当于所述电子元件与电极

之间电气连接的阻抗信号。

[0037] 可选择地,所述系统还包括:一计算单元,用于与所述神经反馈耳麦进行电气通信,所述计算单元包括一与存储器通信的处理器,所述存储器用来存储由所述处理器执行的代码指令,所述代码指令包括:接收由所述神经反馈耳麦发出的多个测试信号的指令,该多个测试信号由所述控制器产生,并由所述电子元件发射,以及被所述神经反馈耳麦的电极检测到;以及分析该多个测试信号的指令,来检验所述神经反馈耳麦的适当功能。

[0038] 可选择地,通过根据表示功能正常之公差的相关系数要求,将该多个测试信号与预期信号进行相关联来进行所述分析。可选择地,所述系统还包括用于在所述功能正常的检验失败时于一显示器上呈现功能不正常的消息的指令,其中所述显示器与所述计算单元通信。

[0039] 除非另有说明,本文中使用的所有技术和/或科学术语,均为与本发明所属领域的普通技术人员通常理解的含义相同的含义。本发明仍提供了以下典型的的方法和/或材料,当然,在实践中或者测试本发明的实施例时也可使用与以下提供的方法和材料相类似的或者等同的方法、材料。如果出现冲突,应以本发明说明书为准(包括定义)。此外,以下说明的材料、方法和实施例仅用于解释的用途,并非旨在限制。

## 附图说明

[0040] 以下参照附图,本发明所提供了一些具体的实施例。要强调的是,通过详细地参考附图,所示的细节是作为示例,并且出于说明性讨论本发明的实施例的目的。在这方面,通过附图进行的描述使得本领域技术人员清楚如何实施本发明的实施例。

[0041] 图1为本发明某一实施例所提供的计算机辅助改进神经反馈治疗的方法流程图;

[0042] 图2是本发明某一实施例所提供的用于测试神经反馈耳麦的系统示意图;

[0043] 图3是本发明某一实施例所提供的神经反馈耳麦的自动检验功能的方法流程图;

[0044] 图4是本发明某一实施例所提供的给患者选择和/或采用神经反馈治疗的方法流程图;

[0045] 图5是本发明某一实施例所提供的向患者提供神经反馈安慰治疗的方法流程图;

[0046] 图6A是本发明某一实施例所提供的将神经反馈耳麦置于患者头部预定位置的定位元件的示意图;

[0047] 图6B是本发明某一实施例所提供的定位元件的放大图;

[0048] 图7是图2中所述系统的专业版的应用时的示意图;

[0049] 图8是图2中所述系统的家庭版的应用时的示意图;

[0050] 图9是本发明另一实施例所提供的基于有效性参数的计算而选择有效的神经反馈治疗的方法流程图。

## 具体实施方式

[0051] 本发明以及实施例涉及神经反馈,更具体的,涉及用于神经反馈治疗的系统和方法,但非仅限于这方面。

[0052] 本发明的某些实施例涉及到从多种现有神经反馈治疗中选择和/或应用神经反馈来治疗患者的系统和/或方法(例如通过处理器执行代码指令的实施方法)。与患者的大脑

状态参数有关的不同的神经反馈治疗方法被应用于该患者的治疗,比如,在治疗既定的需改善的疾患同时,可选择其它疾患的治疗,例如继发于阿尔茨海默病的记忆力问题,继发于注意力缺陷障碍症(即多动症)的注意力问题)。针对每一所采用的神经反馈治疗方法,都有通过测量得到的特定的有效性参数。

[0053] 选择有效性参数最高的神经反馈治疗方法来治疗患者。所述系统及所述方法从一现有用于治疗有同样或类似大脑状态参数的患者的神经反馈治疗方法集合中选择最有效的疗法。由于每个患者的大脑各不相同,所以不同的神经反馈治疗方法对不同患者的治疗效果也不尽相同。

[0054] 所述有效性参数表明了采用神经反馈治疗方法来治疗患者的有效程度。该有效性参数通过计算一个或多个基于大脑信号的,而提供了一种对患者大脑活动的绝对的测量方法,其独立于实际所使用的神经反馈治疗方法,和/或独立于所使用的神经反馈治疗的奖励阈值。可选择地,该有效性参数可为所测到的大脑信号的函数的积分或总和,比如一种特定大脑信号类型(例如alpha波)的信号强度的加权平均值,和/或由定位于大脑某些部位(如枕部)的电极所测量出的特定频率(例如8-12赫兹)。

[0055] 所述神经反馈方法中,该有效性参数所使用检测到的大脑信号的值,与是否达到奖励阈值无关。需注意的是,在进行神经反馈治疗时,只有在达到奖励阈值时才能给患者奖励,未达到,则不能给予奖励。该有效性参数通过在未达到奖励阈值时将大脑信号活动结合到计算中,以及在达到奖励阈值时结合大脑信号活动,来捕捉在神经反馈治疗过程中实际的大脑信号活动。

[0056] 该有效性参数,允许对神经反馈治疗进行微调,例如,提供数据以调节奖励阈值,和/或选择与不同大脑信号有关的不同疗法等。

[0057] 当未达到所使用的神经反馈治疗的奖励阈值时,不论是大脑信号活动接近于奖励阈值,还是远远低于奖励阈值,有效性参数都能捕捉到大脑信号活动的样子。在前一情形下(例如当前的神经反馈治疗的奖励阈值对于患者来说太难时),可将奖励阈值调至一较低水平,则可增加治疗的有效性。在后一情形下中,可选择不同的神经反馈治疗方法。当达到所使用的神经反馈治疗的奖励阈值时,例如,不论大脑信号活动是稍微高于奖励阈值,还是大大高于奖励阈值,有效性参数均可捕捉到大脑信号活动的样子。在后一情形中,可提高奖励阈值(例如目前的神经反馈治疗对于患者来说太容易时)。前一情形则表明它是有效神经反馈治疗方法。

[0058] 该有效性参数可用于从一效果不同的神经反馈治疗方法集合中选择有效神经反馈治疗方法(比如最有效的神经反馈治疗)。可基于有效性参数自动地选择有效的神经反馈治疗,而不需要医生或其它神经反馈治疗师的人为干预,例如,使用家用的、可由患者操作的独立式设备。

[0059] 该有效性参数基于检测到的大脑信号而进行计算,例如,基于脑电图的检测值计算,而标准的神经反馈方法通常会舍弃这些检测值,仅简单地计算是否达到了奖励阈值。而使用扩展的脑电图数据集(例如,不被用于标准神经反馈方法的计数奖励)可估计神经反馈治疗方法对患者的实际效果。这种神经反馈治疗的有效性不能基于奖励计数来评估。例如,为确定某种神经反馈治疗是否对增强Alpha波(从特定的电极所测出)有效,可使用信号(例如全部接收到的信号,或部分的信号组)的总和、积分、和/或加权平均值来计算有效性参

数。

[0060] 需注意的是,本申请所述计算有效性参数的系统和/或方法,在操作上与其它提供给患者的基于奖励计数的神经反馈方法不同。发明人发现奖励计数未考虑到一些情况,例如,当期望的脑电波活动出现却低于奖励阈值时,这一期望的脑电波活动会忽略掉(即神经反馈治疗的有效性被隐藏)。而且,奖励计数也未考虑到阈值周期之间出现的设计中的脑电波活动。使用所述有效性参数可识别出有效神经反馈治疗方法,但是此治疗方法使用现有基于奖励阈值的方法无法识别为有效。由于可通过本申请所述有效性参数发现隐蔽的有效神经反馈治疗方法,故有助于选择最有效的神经反馈治疗。

[0061] 通过有效性参数还能实现针对每个患者情况自动选择最有效神经反馈治疗方法。例如,对于一种既定病症来说(例如注意力缺陷多动症(ADHD)),不同的神经反馈治疗方法的类型和/或阈值水平的有效性可能会参差不齐。每种神经反馈治疗方法用于不同患者时,其有效性和/或奖励阈值设置可以不同,这是因为不同患者的大脑对同一治疗方法和/或同一奖励阈值水平的反应不同。一个神经反馈治疗方法对一个患者有效,但对病情相同的另一个患者可能没有效果。本发明所述系统和/或方法,可通过应用于不同患者大脑的每一实际神经反馈治疗方法的有效性参数的计算,自动给每个患者选择最佳(即最有效)的神经反馈治疗方法。该有效性参数可确定不同神经反馈治疗方法治疗不同患者时各自的有效性水平,这有助于避免神经反馈治疗师将对其他患者有效但该患者无效的疗法应用于该患者的情况。

[0062] 本发明所述系统和/或方法提供了一种技术解决方案,解决了自动检测所使用的神经反馈治疗方法之有效性这一技术问题。本文中描述的系统 and/或方法计算有效性参数,可用来将一种疗法与另一种疗法做比较来确定最佳效果疗法,和/或将一种疗法与绝对测量方法做比较,以便确定该神经反馈治疗方法是否有效,和/或神经反馈治疗方法的有效程度。

[0063] 本发明所述系统和/或方法提供了一种技术解决方案,解决了为患者自动选择有效神经反馈治疗方法这一技术问题,和/或调整神经反馈治疗方法的参数来提高神经反馈治疗方法的有效性这一技术问题。通过本发明所述系统和/或方法将选定的有效神经反馈治疗方法自动用于患者的治疗。

[0064] 本发明所述系统和/或方法将数学运算(例如计算每一神经反馈治疗方法的有效性参数)与执行代码指令的处理器器的性能相结合,例如,通过选择不同的神经反馈治疗方法计划,选择不同的治疗参数,实施不同的神经反馈治疗方法(任选不同的治疗参数)计划,计算所使用的不同神经反馈治疗方法的有效性参数,而确定最有效的神经反馈治疗方法。

[0065] 本发明所述系统和/或方法通过提高应用于不同患者的神经反馈治疗方法的选择准确度,改进了实施神经反馈治疗的系统的性能(如用于检测大脑信号的神经反馈耳麦,和/或用于回应检测到的大脑信号的计算单元而调整呈现给患者的音频和/或视频)。

[0066] 相应地,本发明所述系统和/或方法需要采用计算机技术,以解决神经反馈治疗方法自动实施时在技术方面遇到的实际问题。

[0067] 本发明某一实施例涉及到神经反馈安慰治疗的系统和/或方法(例如,通过处理器执行代码指令来实施的方法),可作为评价真正神经反馈治疗方法的临床试验的一部分。安慰治疗方法模仿真正的神经反馈治疗,但不会对患者的大脑信号(如脑电图)做出反应。安

慰治疗方法中可检测到传感器输出中的伪差,例如,在真正神经反馈治疗方法过程中检测到的脑电图信号中的伪差。但该伪差与患者的大脑信号无关,其可能来自患者的身体活动,例如眨眼、咀嚼、触摸电极、头部活动等。作为对检测到的伪差的回应,将给予一个输出,此输出模拟真正神经反馈系统中对伪差的回应。以这种方式,通过对患者导致的伪差做出回应,患者会接收到安慰治疗方法,而他们自身难以觉察(或需要很长时间才能发现)接收到的是安慰治疗方法还是真正的神经反馈治疗方法。

[0068] 本发明所述系统和/或方法提供了一种技术解决方案,解决了模拟神经反馈安慰治疗方法这一技术问题。该安慰治疗方法专门设计成患者无法通过简单的方法(如轻敲电极以确定是否检测到了回应)来区分是真是假。

[0069] 本发明所述系统和/或方法将数学运算(例如,模拟对电极检测到的患者活动的反应)与执行代码指令的处理器性能相结合,例如,该神经反馈安慰治疗方法模拟真正神经反馈治疗方法中基于对眼、颌或肢体活动的反应的输出而产生输出。

[0070] 本发明所述系统和/或方法通过对患者提供难以察觉的神经反馈安慰治疗方法,改进了实施神经反馈治疗的系统的性能(如用于检测大脑信号的神经反馈耳麦,和/或用于回应检测到的大脑信号的计算单元而调整呈现给患者的音频和/或视频)。该神经反馈安慰治疗方法可用于单盲和/或双盲神经反馈治疗试验来改进临床试验的准确性。

[0071] 相应地,本发明所述系统和/或方法需要采用计算机技术,以解决神经反馈治疗方法实施时在技术方面遇到的实际问题。

[0072] 本发明某一实施例提供了一定位元件,用于将神经反馈耳麦置于患者头部预定位置。该定位元件包括用于连接神经反馈耳麦的第一端部,以及能沿平行于患者额骨的表面延伸至患者的眉间的延长部。在眉间的位置,该定位元件分叉为一对臂部,每个臂部向下并横向地延伸。该对臂部调整为位于患者相应的眉毛的下方(以及相应的眼睛的上方),和/或位于鼻骨的相应侧面。该定位元件用来帮助患者在同一(或近似)预定位置重复准确佩戴神经反馈耳麦。神经反馈耳麦内的电极也在患者头部的同一位置(或近似位置)检测大脑信号(如脑电图)。

[0073] 该定位元件的形状适配于患者而使其感到舒适并当与皮肤接触时可被辨识,以便在每次治疗中,患者很容易地将定位元件放在类似的位置。该定位元件是用于放至正确的面部解剖位置(即通过所述延长部分成两个接触眉毛下皮肤的臂部),以便当神经反馈耳机偏离预定的位置时,患者能很容易地觉察到。当所述定位元件移动在患者面部皮肤移动,导致神经反馈耳麦偏离预定位置时,患者会觉察到。所述定位元件不必设计成确保神经反馈耳麦固定在固定位置,但必须能帮助患者感觉到神经反馈耳麦位于正确的预定的位置。

[0074] 本发明所述系统和/或方法提供了一用于解决神经反馈耳麦在患者头部的同一或近似位置的重复佩戴问题的技术方案。所述定位元件确保了神经反馈耳麦内的电极能定位在患者头部的正确位置。所述定位元件有助于根据在头部的同一或类似部位检测到的大脑信号进行连续的神经反馈治疗。

[0075] 本发明所述系统和/或方法将数学运算(例如,检测大脑信号脑电图等,选用图片或音频用于回应等)与执行代码指令的处理器性能相结合,例如,电极在患者头部的重复准确定位,在基于每次治疗中电极测出的大脑信号类似这一假设下,自动正确进行多个的神经反馈治疗疗程。通过重复佩戴可减少或避免了电极和/或系统的校正。

[0076] 本发明所述系统和/或方法可提高神经反馈治疗系统的性能(例如,用于检测大脑信号的神经反馈耳麦,和/或回应检测到的大脑信号的计算单元而调整呈现给患者的音频和/或视频),而允许在实施多个不同神经反馈治疗时不必校正和/或确定电极正确的位置。

[0077] 相应地,本发明所述系统和/或方法需要采用机械设计技术,以解决机械式耳麦设计在技术方面遇到的实际问题。

[0078] 本发明某一实施例提供了一用于测试神经反馈耳麦的系统 and/或方法。该系统带有一托架,该托架包括有一形状与神经反馈耳麦的内表面相吻合的表面,比如根据患者的头部而设计所述托架。所述托架还包括一些电子元件(比如发射器),该电子元件(基于相关联的控制器指令)能产生可被神经反馈耳麦的电极检测到的测试信号。该检测到的测试信号将被进行分析(如由与神经反馈耳麦通信的计算单元),以确定神经反馈耳麦的功能是否正常。当检测到错误时,会输出提示发现错误的信息,如呈现于显示器。在每次神经反馈疗程的前后均可通过这种方式对神经反馈耳麦进行检测。

[0079] 本发明所述系统和/或方法提供了一用于解决对患者实施多次神经反馈治疗时神经反馈耳麦的自动功能检测的技术问题。可在每次治疗前后测试神经反馈耳麦的功能,以检验所述神经反馈耳麦是否能正确检测大脑信号。

[0080] 本发明所述系统和/或方法将数学运算(例如,分析由托架产生的信号)与执行代码指令的处理器性能相关联,例如,通过分析所检测到的信号来检验神经反馈耳麦的功能是否正常。

[0081] 本发明所述系统和/或方法通过提供一个用于测试神经反馈耳麦的功能是否正常的托架,提高了实施神经反馈治疗的系统的性能(例如用于检测大脑信号的神经反馈耳麦,和/或回应检测到的大脑信号的计算单元而调整呈现给患者的音频和/或视频),该神经反馈耳麦用来检测大脑信号(即脑电图),是自动神经反馈治疗的一部分。在每次治疗前后,神经反馈耳麦的故障可快速且/或容易地检测出来(并纠正)。

[0082] 相应地,本发明所述系统和/或方法相应采用计算机技术,以解决神经反馈治疗时在技术方面遇到的实际问题。

[0083] 在详细解释本发明的实施例前,应理解本发明并非仅限于说明结构的细节、部件布置、和/或以下说明和/或图纸和/或示例中给出的方法。该发明可以是其他实施例,或者以其他不同的方式实施或执行。

[0084] 本发明可以为一种系统、一种方法,和/或一种计算机程序产品。计算机程序产品可包括计算机可读存储介质(内部存储有计算机可读程序指令),用来帮助处理器执行本发明的功能。

[0085] 计算机可读存储介质可以是有形设备,其可以保留和存储指令以供指令执行设备使用。该计算机可读存储介质可以是电子存储装置、磁存储装置、光存储装置、电磁存储装置、半导体存储装置或以上各装置的任意合适的组合。更具体来说,计算机可读存储介质可以是以下任一种装置或设备(不代表全部):便携式计算机磁盘、硬盘、随机访问存储器(RAM,即内存)、只读存储器(ROM)、可擦可编程只读存储器(EPROM或闪存)、静态随机存储器(SRAM)、便携式只读光盘(CD-ROM)、数码多用光盘(DVD)、记忆棒、软盘、以及以上各项的任意的合适的组合。这里使用的计算机可读存储介质,不应理解为本质上为瞬态的信号,如无线电波或其它自由传播的电磁波、通过波导或其它传输介质传播的电磁波(如通过光纤传

送的光脉冲)或通过线路传送的电信号。

[0086] 此处提到的计算机可读程序指令可从计算机可读存储介质下载到各个计算装置/处理装置中,或通过网络(例如互联网、局域网、广域网和/或无线网络)下载到外部计算机或外部存储装置中。网络结构可由铜传输电缆、光纤、无线传送、路由器、防火墙、交换机、网关计算机和/或边缘服务器组成。每台计算装置/处理装置中的网络适配卡或网络接口可通过网络接收计算机可读程序指令,并将计算机可读程序指令存入至相应的计算装置/处理装置中的计算机可读存储介质中。

[0087] 用来执行本发明之操作的计算机可读程序指令,可以是汇编指令、指令集架构(ISA)指令、机器指令、机器依赖指令、微代码、固件指令、状态设置数据,或是以一种编程语言、或多种编程语言编写的源代码、目标代码。编程语言包括面向对象的编程语言如 Smalltalk、C++或类似语言,或传统的过程编程语言,如“C”语言或与之类似的编程语言。

[0088] 计算机可读程序指令可完全在用户的计算机上执行、部分在用户的计算机上执行,或作为一种独立软件包,部分在用户的计算机上,部分在远程计算机上运行,亦或完全在远程计算机或服务器上运行。在后一种情况中,远程计算机可通过任何类型的网络连接到用户的计算机,包括局域网(LAN)、广域网(WAN),或连接到一台外部计算机(例如通过互联网连接)。在一些实施例中,包括如可编程逻辑电路、现场可编程门阵列(FPGA)或可编程逻辑阵列(PLA)等的电子电路可通过运用计算机可读编程指令的状态信息来执行计算机可读程序指令,从而使电子电路拟人化,以便实现本发明的功能。

[0089] 根据本发明实施例,参照相关方法、装置(系统)的流程图图例和/或方框图,对本发明的一些方面进行了说明。可以理解的是,流程图图例和/或方框图中的每个方框,以及流程图图例和/或方框图中的方框组合,均可被计算机可读程序指令执行。

[0090] 这些计算机可读程序指令在通过普通计算机、专用计算机或其它可编程数据处理装置的处理器处理后,可产生一种机器,从而这些通过计算机可编程数据处理装置的处理器执行过的指令生成了一可实现流程图和/或方框图方框中具体功能/作用的工具。这些计算机可读程序指令也可存储在一以特定的方式引导计算机、可编程数据处理装置或其它装置发挥功能的计算机可读存储介质中,从而内部存有指令的计算机可读存储介质包括存有能执行流程图和/或方框图中方框内的具体功能/行动的指令的产品。

[0091] 该计算机可读程序指令可载入计算机、其它可编程数据处理装置、其它可产生一系列能被计算机执行的操作步骤的装置、其它可编程装置或其它能产生计算机执行程序的装置,从而这些被计算机、其它可编程装置、其它装置执行的指令可实现流程图和/或方框图方框中具体功能/作用。

[0092] 各流程图和方框图描述了本发明各种实施例中系统、方法、计算机程序产品的架构、功能和可能的实施的执行。在这方面,流程图或方框图中的每个方框代表了指令集的一个模块、一段或一部分,该指令集包括条或多条执行特定逻辑功能的指令。在一些替代实施方案中,方框中的功能可不以图中的顺序执行。例如,根据涉及到的功能需要,两个连续的方框可实际上基本同时执行,或有时以相反的顺序执行。还应注意的是,方框图和/或流程图图例中的方框,或方框组合,可通过专用硬件设备(实现具体功能或作用),或通过结合专用硬件和计算机指令来执行。

[0093] 参阅图1,为本发明一实施例的自动对患者实施神经反馈治疗方法(可在多次治疗

中选用)的方法流程图。该方法可包括以下至少一个步骤:检验神经反馈耳麦的功能是否正常、按照预先确定的位置将神经反馈耳麦戴在患者的头上、动态选择和/或调整被实施于患者的神经反馈治疗方法、以及实施神经反馈安慰治疗方法。另请参考图2,为本发明某一实施例所述系统200的组件图,该系统200能自动对患者实施神经反馈治疗方法。图1中的方法可由系统200的各个组件来实施。例如,托架204可检验神经反馈耳麦202的功能是否正常。神经反馈耳麦202可使用定位元件206来定位。神经反馈治疗方法可由计算单元208选择和/或改进。神经反馈安慰治疗方法可由计算单元208实施。

[0094] 该神经反馈耳麦202包括能检测大脑信号的传感器210,可选择的,还可包括用于检测脑电信号的电极。可选择的,该电极可以是干电极。所述神经反馈耳麦202可包括一大脑信号处理系统,该大脑信号处理系统可包括音频系统(例如音频耳机,如扬声器)、信号(如无线电波)放大器、模拟数字转换器中的至少一种:。

[0095] 可通过设计不同的神经反馈耳麦202来治疗不同的病症,例如,不同的数目、位置、和/或电极类型、和/或储存在程序存储器236中的代码指令等。例如,可使用5个电极来增强记忆力。该神经反馈耳麦202可具有不同的尺寸,以便适合不同尺寸的头部,和/或设计成可调整以适合不同尺寸的头围。该神经反馈耳麦202可使用轻质材料(如塑料、泡沫材料、铝)制备,和/或设计成多孔式样,方便通气和减轻重量。该神经反馈耳麦202可包括或不包括头带。

[0096] 所述托架204可包括一控制器214(即执行储存在程序存储器中代码的处理器,和/或如FPGA的电子回路)。该控制器214可在测试时控制电子元件212产生可由神经反馈耳麦202的传感器204接收的测试信号。

[0097] 所述托架204可包括一能与计算单元208进行通信的托架通信接口216。计算单元208包括一计算单元通信接口218,以通过相应的托架通信接口216和耳麦通信接口220与托架204和/或神经反馈耳麦202进行通信。所述托架通信接口216、计算单元通信接口218和/或耳麦通信接口220可包括如有线通信接口和/或无线通信接口,如短距离无线接口、网络接口、蜂窝状接口、电缆接口(如通用串行总线(USB))、和/或虚拟接口。

[0098] 所述托架204、计算单元208、和/或神经反馈耳麦202可由电池(视具体需要,可选择充电电池)、壁式插座(通过电线和插头,包括与世界不同插座匹配的插座)一个USB数据线、微型USB连接器、或其他方法供电和/或充电。

[0099] 电池可用于供电,例如,长达10小时的供电。当将该神经反馈耳麦202置于托架204上时,可通过托架204对该神经反馈耳麦202进行充电。

[0100] 该神经反馈耳麦202和/或计算单元208可包含或与相应的用户接口222和224,如一触控表面,如:键盘、触控板、触摸屏、按钮、拨号键和触摸屏中的至少一种、和/或一个麦克风(带有可选语音识别软件)、和/或扬声器,进行通信,以允许患者(或其他用户)输入数据和/或为患者(或其他用户)提供该输出数据,。

[0101] 该计算单元208可包含/或与网络接口226进行通信(如有线和/或无线连接),该网络接口226将计算单元208连接至网络228,如无线网络、蜂窝状网络、互联网和局域网。该计算单元208可通过网络228与一个或多个远程服务器230进行通信,例如,如本文所述,下载可用于选择有效神经反馈治疗方法的过程中使用的更新和/或新的神经反馈治疗方法。该服务器230可对计算单元208、神经反馈耳麦202、和/或托架204进行集中升级和/或维护。可



对计算单元208进行编程,以根据源自服务器230指令检验执行的应用(例如,在不启用其他应用的情况下)。

[0102] 该计算单元208可为一移动设备,例如:智能手机、平板电脑、笔记本电脑或可穿戴式设备(例如:计算器、手表电脑)。该计算单元208可为一远程服务器、台式电脑、专用设备、网络服务器或其他计算单元(例如,通过耳麦通信接口220或另一个接口建立与神经反馈耳麦202之间适当的通信连接)。

[0103] 该计算单元208可包括(存储于由处理单元234执行的程序存储区238中)的代码指令,该代码指令用于管理患者病历(如形成新的患者病历、存储患者数据、和管理患者数据)和/或与远程服务器230进行通信(如备份患者数据,以便可以根据不同患者的数据开展研究)。

[0104] 所述神经反馈耳麦202的处理单元232和/或计算单元208的处理单元234(和/或(当启用控制器214以包含处理单元时)托架204的处理单元)可作为一个中央处理单元(CPU)、图形处理单元(GPU)、现场可编程门阵列(FPGA)、数字信号处理器(DSP)、和特定用途集成电路(ASIC)。所述神经反馈耳麦202的处理单元232和/或计算单元208的处理单元234可包括一个或多个(同质或异质)处理器,它们可以作为集群和/或作为一个或多个多核处理单元而用于并行处理。

[0105] 所述神经反馈耳麦202的程序存储器236和/或计算单元208的程序存储器238(和/或当启用控制器214以执行存储于程序存储器中的代码时,所述托架204的程序存储器)存储着可由相应的处理单元232或234执行的代码,如随机存取存储器(RAM)、只读内存(ROM)、和/或存储设备,如非易失性存储器、磁性媒体、半导体存储设备、硬盘驱动器、可移动存储、和光学媒体(例如,DVD或CD-ROM)。

[0106] 例如,可将神经反馈耳麦202的数据储存库240和/或计算单元208的数据储存库242和/或托架204的数据储存库244用作硬盘驱动器、移动存储器、内置存储、远程服务器和/或其他存储设备。例如,相应的数据储存库,可存储通过电子元件212传送以测试神经反馈耳麦202的激活模式(例如,存储于托架204的数据储存库244中),以及供选择的神经反馈治疗方法数据集(例如,存储于计算单元208的数据储存库242)。

[0107] 所述系统和/或方法(例如,通过执行存储在内存中的代码指令的处理器实现)可被患者用于自我治疗,而无须医师或治疗师进行疗程监督。与临床环境相比,患者可以在家进行自我神经反馈治疗。可选择地或在此之外,所述系统和/或方法可在专业环境(例如,养老院、普通医疗诊所、社区中心、私人诊所)中,由一名经过基础培训的技术人员(或非专业人员)进行设置和/或初始化,例如,帮助患者进行初始系统设置,以便患者可以在家使用该系统,并对患者进行基本培训,方便其在家使用该系统。然后,患者就可以在家继续进行自我治疗,以便自己进行有效的神经反馈治疗。

[0108] 视具体需要,系统200可被设计为用于专业环境(如诊所、养老院、社区中心),由接受培训的技术人员进行操作管理。例如,计算单元的程序存储器238和/或神经反馈耳麦的程序存储器236中存储的代码可包括确定有效神经反馈治疗的代码(请参阅图4)。专业环境可以帮助患者适应治疗,同时专业人员负责系统的初始化工作,例如,使用用户接口224上呈现的适用的GUI。可以在家或专业环境中进行确定的且有效的神经反馈治疗。还可将所述系统200被设计为用于患者家用,无须专业人员的介入,例如,在系统中包含代码指令,以在

参照图1的情况下执行一个或多个操作。专业版和家庭版在设计会有所不同(例如,电极位置、电极数量)或在设计上有所相似。对于专业版和家庭版,计算单元和/或神经反馈耳麦相应的程序存储器存储的代码指令会有所不同,或会存储相似的代码。可选择地,家庭版和专业版操作方式相同或相似,以便实现家庭和/或专业用途。

[0109] 例如,在技术人员帮助患者设置系统200时,借助可移动存储设备(如U盘),无线连接,和/或网络228下载的方式,所选的参数(例如,所确定的有效神经反馈治疗方法和/或治疗计划)和/或其他患者数据可能被存储并由技术人员的计算单元转移至患者的计算单元和/或神经反馈耳麦。可通过可移动存储设备来识别用户,例如,当用户将USB插入神经反馈耳麦202和/或计算单元208中时,将会自动激活并设置神经反馈治疗。

[0110] 当无法使用/获取网络连接、忘记密码、和/或想省去登录麻烦,但却想享受全自动治疗过程时,患者可以使用可移动存储盘。

[0111] 可选择地,可在治疗前检验用户数据(如在用户使用计算单元208的用户接口224呈现的GUI登录时)和/或可通过网络228从服务器230下载与治疗相关的数据(如由执行初始化进程的诊所进行操作)。

[0112] 图7为本发明某一实施例对应于图2所述系统200的专业版应用系统700的示意图。该专业版应用系统700可包括一个或多个神经反馈耳麦702,如同时治疗不同的患者,和/或将每个耳麦设计用作不同的治疗(如通过改变电极位置和/或电极设计)。可将耳麦702置于相应的托架704上(如本文所述)。如本文所述,每名患者可接收一个患者计算单元708A,患者计算单元708A可根据测量的大脑信号(和/或提供的安慰信号)调整所呈现的视频和/或音频。技术人员或其他实施治疗的专业人士可以使用操作者计算单元708B,来监督所进行的治疗。

[0113] 图8为本发明某一实施例对应于图2所述系统200的家庭版应用系统800的示意图。神经反馈耳麦802位于托架804上,视具体需要,可通过定位元件806被定位于正确的位置上(如本文所述)。托架804可包括USB连接器816,以便与计算单元208进行通信,和/或电插头850,为托架804供电和/或为神经反馈耳麦802电池充电。

[0114] 计算单元208的程序存储器238和/或神经反馈耳麦202的程序存储器236可存储用于定义神经反馈参数以进行神经反馈治疗的代码指令,例如,定义的有效神经反馈治疗(例如,本文中所选择的),作为神经反馈治疗一部分呈现的首选视频和/或图像、和/或作为神经反馈治疗一部分的首选音频声音、治疗首选的视频和/或音频内容、基于治疗计划产生的提醒信息(如将信息传输至用户的智能手机、提醒疗程时间的响声或闪灯)、以及配置参数(如从外部存储单元如U盘中获取患者数据)。

[0115] 基于存储参数,系统200可在自动模式,和/或手动模式下运行。手动模式下,用户登录并手动定义参数(如在用户接口224上呈现的GUI)。如果采用自动模式运行,用户可以通过将外部存储设备插入计算单元208的插槽中,在无需任何人工干预的情况下激活运行(例如,基于图1所示的一个或多个操作)。

[0116] 视具体需要,可通过网络228从服务器230下载,和/或从存储库(如CD、外部存储单元)中进行安装的方式,将计算单元208的程序存储器238中存储的神经反馈代码(如本文所述的一个或多个功能)作为一个应用程序而安装于台式电脑、智能手机、笔记本电脑、移动设备、或其他计算单元208。神经反馈代码可通过本地存储的方式(如存于数据储存库242

中)存储患者统计资料(如患者信息、成功案例),和/或将患者统计资料传输至服务器230。可将神经反馈代码设计为在标准现成操作系统中执行。通过使用GUI可提供多种语言支持。

[0117] 作为神经反馈治疗的一部分,神经反馈代码可访问短片(如20-30分钟时长的短片,与神经反馈疗程的时长相匹配)以进行调整。短片可存于远程服务器上,和/或本地存储于数据储存库242中。可根据(作为用户参数存储的)用户主题偏好选择短片,例如,自然、电视连续剧和喜剧。

[0118] 神经反馈代码访问用于神经反馈疗程的简单游戏,该简单游戏根据患者大脑产生的大脑信号做出反应。例如,当用户集中精神时,一辆大卡车开始在马路上行驶。当用户注意力不集中时,卡车便停下来。游戏可存储于本地,和/或存储于远程服务器。

[0119] 再请参阅图1,在步骤102中,根据托架204产生的信号,神经反馈耳麦202的功能被计算单元208自动检验。可在每次神经反馈疗程开始之前,或所选疗程(例如,每5或10个疗程,或每一新选择疗程)时,神经反馈耳麦202的功能都要进行检验。疗程开始前可自动检测出神经反馈耳麦202中的错误,以确保使用功能性神经反馈耳麦202顺利开展神经反馈疗程。

[0120] 图3为本发明某一实施例所提供的神经反馈耳麦的自动检验功能的方法流程图。另请参考图2的系统200,以实现神经反馈耳麦202的自动检验。自动检验过程可以检验,如传感器210和/或神经反馈耳麦202的校准、传感器210的基本功能、神经反馈耳麦202的处理单元232接收信号的正确处理、和/或其他功能。此方法使得用户可以自己实施神经反馈治疗,无需经过训练的技术人员或治疗师来检验设备正常运转。

[0121] 在步骤302中,神经反馈耳麦202被置于(或已位于)托架204上。托架204包括一个形状与神经反馈耳麦202内表面(即当患者佩戴神经反馈耳麦202时与患者头部接触的表面)相吻合的表面。该表面的形状与患者头部的尺寸和形状匹配。该表面的形状至少与头的顶部(即高于眼部和耳部的周围,包括头顶长头发的部分)相似。该表面可进行定制,或根据患者头部的尺寸和/或形状多个的托架设计中选择。

[0122] 电子元件212沿托架204的表面排列分布(如该表面之下、嵌入该表面、或在该表面之上相互连接),以与神经反馈耳麦202的传感器210的位置相对应。当托架204的表面位于神经反馈耳麦202上,神经反馈耳麦202的传感器210(如脑电图电极)与托架204表面相应的电子元件212进行电气通信。

[0123] 视具体需要,当将神经反馈耳麦202置于托架204表面正确位置时,电子元件212可为传输器(和/或收发器),其通过与神经反馈耳麦202的传感器210(如脑电图电极)产生物理接触而形成电气通信。通过物理连接传导电信号。

[0124] 可选择地或在此之外,当将神经反馈耳麦202置于托架204表面正确位置而无须与传感器210进行物理接触时,电子元件212可为电磁发电机,其能够与神经反馈耳麦202的传感器210(如电极)产生无线电气通信。通过无线的方式传导电信号。基于无线电气通信的测试时,不要求将神经反馈耳麦202置于托架204的精准位置上。

[0125] 神经反馈耳麦202可包括一定位元件206,其形状设计以帮助神经反馈耳麦202置于托架204的正确位置上,例如,将托架204的形状设计为与患者头部形状相似,包括与患者的面部特征如眼睛和鼻子形状相似。该定位元件206的具体结构将于下文详述。

[0126] 当神经反馈耳麦202位于托架204的正确位置上时,可自动开启测试过程。

[0127] 在步骤304中,托架204的电子元件212被激活,并通过神经反馈耳麦202的传感器210产生感测信号。可根据数据储存库244中存储的预定模式,控制器214控制信号的产生。例如,预定模式可包括激活电子元件212,以模拟与患者大脑产生的脑电图信号相似的脑电图信号。在另一实施例中,控制器214激活电子元件212而产生阻抗信号,以检验传感器210和/或神经反馈耳麦202内的电导率和/或基本功能。

[0128] 控制器214可一次激活一个、几个或全部的电子元件212。可根据测试的功能确定激活模式。例如,当激活脑电图信号时激活所有电子元件212。在另一实施例中,可一次激活一个电子元件212,以避免(如在进行校准核实时)产生与其他电子元件212之间的干扰。

[0129] 控制器214可根据从计算单元208接收到的指令激活电子元件212。指令可以实时接收和执行,也可以由托架204接收和存储。可通过托架通信接口216与计算单元通信接口218之间的通信接收指令。

[0130] 在步骤306中,神经反馈耳麦202的传感器210可感应电子元件212产生的信号。感测信号可通过神经反馈耳麦202进行处理(如通过处理单元232),如模拟数字转换、滤波、放大或其他信号处理。

[0131] 在步骤308中,神经反馈耳麦202可将感测信号(如后期处理)传输至计算单元208,视具体需要,经由耳麦通信接口220传输至计算单元通信接口218。

[0132] 在步骤310中,由计算单元208(或神经反馈耳麦202)分析感测信号(如后期处理)。分析信号的目的是检验神经反馈耳麦202的功能是否正常。根据表示功能正常之公差的相关性要求,将该多个测试信号与预期信号进行相关联来进行所述分析。例如,计算单元208可指示托架204实时或根据存储的指令,在一个或多个电子元件212中产生模拟的脑电图信号。计算单元208可以将接收到的感测信号与指令模拟脑电图信号相关联,以确定接收到的感测信号是否根据相关性要求与产生的模拟脑电图信号相关联。

[0133] 在步骤312中,当检测到错误时,例如,接收到的感测信号与模拟脑电图信号不相关,那么将输出错误提示。可使用用户接口224和/或用户界面222向用户呈现输出结果,例如,闪烁的红灯、在图形用户界面(GUI)内显示该错误提示。可将分析详情存储于数据储存库242中,以帮助修正错误,如传感器210出现的错误,以及错误的类型。

[0134] 在步骤314中,步骤304-312中的一个或多个进行多次迭代,如进行多项测试。每次测试用于检测如不同传感器210、实施不同的信号模式(如不同的脑电图信号)、神经反馈耳麦202在处理感测信号时的信号处理完整性、以及不同的功能(例如,连通性、信号接收敏感度、噪音水平)。

[0135] 请参阅图1,在步骤104中,患者将神经反馈耳麦202放置于预定位置。当神经反馈耳麦202放置于预定位置时,神经反馈耳麦202的传感器210置于患者头部的位置以便于感应大脑信号(如脑电图)。神经反馈耳麦202的定位元件206的设计目的在于帮助患者反复将耳麦202定位于预定位置,以反复测量大脑相同或相似位置的大脑信号。在每一治疗疗程和/或在治疗过程中,患者可能需要反复将耳麦202定位于预定位置,例如当耳麦202滑出预定位置时,重新将其定位。

[0136] 神经反馈代码可以帮助用户检验神经反馈耳麦202是否与计算单元208正常沟通,如通过耳麦通信接口220接收神经反馈耳麦202传输的初始化信号。显示于显示器(用户界面224)的GUI可呈现表示耳麦定位于患者头部的图像。当将神经反馈耳麦202置于患者头部

时,可以检测传感器210的功能,例如检验是否与患者头部的正常接触和/或大脑信号的正确读数(如根据信号噪音比要求)。当GUI的图像呈现绿色,表示电极功能正常。当GUI的图像呈现红色或灰色,则表示电极未能正常测量脑电图信号。当所有电极都呈绿色时,可自动开启治疗过程。当一个或更多电极呈现红色或灰色,可能会触发故障排除指南或向导,以帮助用户解决问题。

[0137] 在另一实施例中,与计算单元208通信的相机(如用户接口224)可捕捉一个或更多患者佩戴神经反馈耳麦202的图像。图像处理代码(如存储于程序存储器238)可分析图像,以确定神经反馈耳麦202是否位于患者头部的预定位置。图像分析可帮助指导患者佩戴至正确位置(如产生如何从神经反馈耳麦202的当前位置转至预定位置的操作指令,如顺时针转动耳麦、向前移动耳麦)。图像分析首先将捕捉患者未佩戴耳麦202时的图像。可(如使用图像处理代码)对图像进行分析,以确定患者头部的骨骼,如额骨的大小和/或形状、眼睛的宽度、鼻子的形状、以及眼睛相对于鼻子的相对位置。可将图像分析用于检验耳麦202在预定位置的正确定位。可捕捉和分析不同视角的多个图像,例如,从患者头上角度捕捉的脸部图像、两边的侧视图、以及后视图。

[0138] 首次使用时,神经反馈代码可记录神经反馈耳麦202的序列号(如,视具体需要,基于计算单元208的神经反馈代码传输的一个查询请求,可通过使用相应的计算单元通信接口220和耳麦通信接口218,从神经反馈耳麦202直接传输至计算单元208)。神经反馈代码可通过网络228将序列号传输至服务器230并与用户证书相关,而作为部分记录过程。神经反馈代码可在呈现于显示器(用户界面224)的GUI中呈现与记录过程相关的信息,例如,解释记录必须具备以下特征:授权、用户数据备份(如替换计算单元208),追踪用户进程(如产生提醒)、以及神经反馈代码、用于治疗的照片、和/或新神经反馈治疗的自动更新。

[0139] 视具体需要,定位元件206用于引导神经反馈耳麦202定位于患者头部。

[0140] 图6A是本发明某一实施例所提供的将神经反馈耳麦置于患者头部预定位置的定位元件的示意图。图6B是本发明某一实施例所提供的定位元件的放大图(单独显示)。神经反馈耳麦602包括多个传感器610(如脑电图电极),当使用定位元件606将神经反馈耳麦602位于预定位置,接触患者头部时,该传感器610输出大脑信号。通过定位元件606,患者可反复将神经反馈耳麦602(例如,在允许的公差要求内)定位于头部的相似位置。

[0141] 预定位置的作用在于无需重新校准,就能够正确地实施基于正常脑电图测量的多个神经反馈疗程。

[0142] 定位元件606包括第一端部650,其用于连接神经反馈耳麦602前部和下部,如位于两眼之间的神经反馈耳麦602前部下边缘。第一端部650可通过插入神经反馈耳麦602的插槽,或通过将其制造为神经反馈耳麦602的组成部分(例如,使用注塑)的方式来实现连接。

[0143] 该延长部652从第一端部650向下延伸。该延长部652的长度可选择,如大约3厘米、大约5厘米、或大约7厘米或其他的长度,以便当神经反馈耳麦602位于患者头部的预定位置时,该延长部652大致沿平行于患者额骨的表面延伸,视具体需要,直至患者的眉间。视具体需要,根据患者额骨的大小和/或形状来选择该延长部652的长度。可选择地或在此之外,可使用螺钉和螺栓结构、使用定位卡销结构、使用维可牢、或带延伸结构的手柄,调整该延长部652的长度,以适应患者的不同额骨表面尺寸。

[0144] 一对臂部654A及654B的每一臂部沿相反方向且横向延伸,并从所述延长部652(当

患者佩戴时位于眉间)的末端向下延伸。每个臂部654A及654B分别沿着鼻骨的相应侧面定位和/或向下定位到相应的眉毛处,并向上定位至患者相应的眼睛处。

[0145] 视具体需要,在不施加压力对皮肤造成伤害(如,褥疮性溃疡)的前提下,每个臂部654A及654B在相应端部可设计一个用以接触皮肤的接触元件656A及656B。每一接触元件656A及656B的尺寸应足够小,以避免在位于预定位置时接触患者的眼睛。

[0146] 该对臂部中,每个臂部的端部(如接触元件656A及656B)都位于患者相应眶上切迹的中间部位。

[0147] 可选择地,伸长部分652定位和/或趋于接触额骨表面的皮肤。整个(或大部分)的延长部652可接触皮肤。可选择地,也可将所述延长部652设计为不与皮肤接触,由接触元件656A及656B接触皮肤和/或该延长部652的末端分割形成臂部654A及654B。

[0148] 可通过多个不同大小的定位元件中选择,和/或根据患者实际情况进行调整的方式,为每名患者定制定位元件606。

[0149] 可采用刚性材料如塑料盒和/或金属,来制作定位元件606。也可将允许声波产生的材料制成定位元件606,如允许一些弯曲和形状的变形来适应不同患者的面部骨骼。

[0150] 可将所述延长部652、臂部654A及654B、接触元件656A及656B中的一个或多个设计成长度可调节,以便适应患者的骨骼结构。长度调整的结构包括,利用摩擦、可预先选择的长度选择、伸缩管、以及平筒管和把手。

[0151] 呈现于显示器(如用户界面224)上的GUI的指南(例如,存储于计算单元208的数据储存库242中的代码指令)可指导患者将定位元件606正确佩戴于头部。

[0152] GUI内呈现的指南可指导患者调整定位元件606中的各组件,以适应患者脸部和/或头部的骨骼,例如,调整延长部652以适应患者脸部的大小、和/或根据患者的骨骼增加或减少接触元件656A及656B之间的距离。可选择地或在此之外,应由诊所一名受训的技术人员来执行定位元件606的初始设置(如根据患者的脸部来调整长度)。

[0153] 可在图1的步骤104中执行该指南。

[0154] 请参阅图1,在步骤106中,为患者选择一种神经反馈治疗。可选择地或在此之外,对目前所采取的神经反馈治疗(或选择的神经反馈治疗)进行改进,如通过调整奖励阈值(也就是,基于根据感测的大脑信号进行的计算,对图像、视频、和/或用户正在观看或收听的音频的改进要求)。需要注意的是,当患者在收听(如声带),其眼睛睁开或闭上时,可实施神经治疗。

[0155] 图4为本发明某一实施例所提供的给患者选择和/或采用神经反馈治疗的方法流程图。该方法可由参照图2所描述的系统200得以实现。

[0156] 该方法改进神经反馈治疗方法和/或根据患者的大脑,选择最佳的神经反馈治疗,而并非,对不同的患者实施同样的治疗和/或取决于患者选择的治疗师进行的治疗。

[0157] 可根据目前患者大脑的实际情况对所选治疗方法进行改进,和/或根据目前患者大脑的实际情况,选择新的治疗方法。如此,实现了为患者定制,且会根据患者大脑情况的变化进行调整的神经反馈治疗。该方法选择成功的治疗方法,能够在更短疗程中进行更有效的治疗。该方法可以监控所选的神经反馈治疗方法对患者大脑的有效性,和/或在监控结果确认有效性减少时,对所选的治疗方法进行调整。

[0158] 通过为每名患者选择和调整最佳的神经反馈治疗,该方法可改善轻度认知功能障

碍患者(例如,遗忘型MCI)的记忆能力,而此等轻度认知功能障碍可能是阿尔茨海默病的前驱期,和/或防止其恶化为阿尔茨海默病。通过为每名患者选择最佳的神经反馈治疗,该方法可延迟或防止从MCI发展为阿尔茨海默病或其他失智症。

[0159] 该方法可改善注意力缺失症(ADD)或注意力不足过动症(ADHD)患者的执行能力,并提高患者的注意能力。

[0160] 该方法可提高学生的学习成绩。该方法可实现运动员的最佳表现。该方法可用于治疗孤独症。

[0161] 该方法可能会提高神经反馈治疗的有效性,使患者能够更快地获得更好的治疗结果。通过为每名患者定制治疗方法,更多的患者可从神经反馈治疗中受益。

[0162] 在神经反馈治疗疗程前和/或期间,无须任何人工干预的情况下,该方法可自动选择和/或调整神经反馈治疗。患者可轻松并自动地自我管理检测过程和指定的神经反馈治疗。

[0163] 在步骤402中,计算单元208接收一个或多个患者的大脑状态参数,这些参数指示使用神经反馈治疗患者的当前大脑状态,例如,用户和/或操作者使用用户接口224(如使用显示器上显示的GUI,以输入问卷形式呈现)手动输入,自动计算(如根据患者的电子病历)、和/或存储器(如从数据库存储患者数据)中检索。

[0164] 大脑状态参数可表示当前患者大脑的状态。

[0165] 大脑状态参数可包括独立于潜在病因的征兆和/或症状。例如大脑状态参数可包括记忆能力的改善、执行能力的改善、和/或注意力的改善。大脑状态参数可指示独立于潜在病因的、当前患者的大脑状态,例如,轻度认知障碍的记忆力提高、继发性中风、继发性滥用毒品或酗酒、或健康患者所期望的改善(如,读需要大量记忆材料的专业的学生)。

[0166] 可选择地或在此之外,大脑状态参数显示体征和/或症状的病理或病因,例如轻度认知损害(如,与阿尔茨海默病或其他痴呆症如血管性痴呆相关)、注意力障碍(如注意缺陷障碍(ADD),注意缺陷多动障碍(ADHD)、癫痫、脑卒中后患者、精神病患者,脑损伤,以及长期药物和/或酒精滥用的副作用)。

[0167] 在步骤404中,通过评估获得患者当前大脑状态的基线评分,对患者进行治疗。评估可以手动处理(结果输入计算单元,如使用GUI在用户接口224上显示)和/或自动处理(如在GUI上呈现评估,并要求用户执行任务或输入答案)。

[0168] 评估可包括对患者选择的系统200的执行进行分析,如,患者可采购神经反馈耳麦202,计算单元208,和/或用来安装在耳麦202和/或计算单元208上的代码指令。例如,当患者选择系统200设计来增强记忆,则评估确定患者需要治疗以增强记忆力。例如,当患者选择系统200设计来提高最佳表现,则评估确定患者需要治疗以提高最佳表现。该评估可自动进行,如,通过代码指令检查安装哪种软件,和/或用户手动,如通过扫描条形码指明所述系统200的执行,和/或手动进入使用GUI系统200的序列号和其他执行指示。

[0169] 所述评估包括用于具有医疗条件的患者的有效评分工具,例如,认知障碍患者的简易精神状态检查(MMSE)。评估可包括检验记忆测试评分工具,例如,识别记忆测试,Coughlan和Hollows信息处理测试,加州语言学习测试,以及五组Camden记忆测试。评估可包括未经检验的评分工具,例如,简单的记忆检查,例如,随机数字(随着数字位数的增加)呈现给用户记住。评估可包括不需要明确用户输入数据的计算机化测试,例如,使用神经反

馈耳麦进行的定量脑电图 (EEG)。

[0170] 评估后得到的分数可包含于大脑状态参数中,例如,MMSE的分数可以包括于大脑状态参数中,或者用户能够记住的位数。

[0171] 所述评估可包括测量的大脑信号的基线集,例如,睁眼和/或闭眼的脑电图测量基线。

[0172] 在步骤406中,患者的大脑状态参数与储存在数据集如在数据储存库242中,或在远程服务器230(通过计算单元208经由网络228访问)中的多个神经反馈治疗中的一个神经反馈治疗方法集合相关联。

[0173] 神经反馈治疗可作为单独的记录,或者基于文本标签存储在数据库中。

[0174] 大脑状态参数可使用查找表和/或映射函数而匹配多个神经反馈治疗方法。例如,当大脑状态参数包括记忆力提高时,查找表或映射函数可用于识别适于记忆力提高的神经反馈治疗方法,如使用记忆力提高标签来标记神经反馈治疗方法,或查找表映射记忆力提高查询到神经反馈治疗方法的数据库条目中。

[0175] 大脑状态参数可与多个神经反馈治疗方法相关联,例如,使用回归函数、统计分类器或其他机器学习方法,如选择神经反馈治疗方法治疗具有与阿尔茨海默病和MMSE得分22的患者相关的轻度认知损伤的患者。

[0176] 例如,当患者大脑状态参数包括记忆力提高时,相关的和/或匹配的神经反馈治疗方法集合包括以下一个或多个:选定电极测出的Alpha频率的绝对功率值、与该选定电极的所有其它频率的功率相比之下的该Alpha频率的相对功率,测出的该Alpha频率随时间的平均功率、以及多个电极的Alpha频率相位之间的相干性。如本文所述,可应用所列出的治疗方法中的一个或多个来确定最有效的治疗。应注意的是,神经反馈治疗方法是示例性的,并不意味着是穷尽的,因为可使用本文所描述的系统和/或方法来应用其他神经反馈治疗。

[0177] 在步骤408中,神经反馈治疗方法集合的每个成员都与治疗参数相关联。分配给每个神经反馈治疗方法集合的治疗参数值可以存储在如数据库中,作为一组记录,或由函数计算,例如,存储在数据储存库242和/或储存在通过网络228访问的远程服务器230。每个神经反馈治疗与治疗参数的需求目标的多个不同值相关联。基于传感器210测量患者的大脑信号的输出的计算与需求目标的值进行比较,如作为阈值、作为范围或作为函数。

[0178] 如本文所使用的,神经反馈治疗的术语可包括每项治疗与不同的治疗参数值的组合(例如,使用不同的奖励值阈值给予相同的治疗)。

[0179] 同样视情况需要,根据患者大脑信号的测量(如依据脑电图信号),治疗参数包括奖励要求,奖励要求可定义图像、视频和/或音频的适配(如范围、阈值)。例如,治疗参数定义了一个阈值,在该阈值下,患者正在观看的视频变暗或呈现正常(或当使用函数时质量水平改变)。每次神经反馈治疗包括奖励要求的不同值(如阈值)。例如,在选定电极上测量的Alpha频率的绝对功率值与50%阈值、60%阈值和75%阈值相关联,从而产生三种可能性。

[0180] 奖励的动态选择可提高患者大脑神经反馈治疗的匹配度,如,因为有些大脑在获得大量容易的奖励的时候可能会学得更好,而其他的大脑在治疗中给他们提供更少更困难的奖励时可能会学得更好。

[0181] 神经反馈治疗与与患者的大脑状态参数相关联的治疗参数的结合(如奖励要求),可同时被描述,如,使用矩阵 $AT_{i,j}$ , $i$ 表示神经反馈治疗, $j$ 表示治疗参数值要求(如奖励



要求), AT表示给予治疗,或使用其他合适的多维数据结构描述。

[0182] 在步骤410中,每次迭代时,从该神经反馈治疗方法集合中为患者选择一个进行治疗。该神经反馈治疗方法可从该神经反馈治疗方法集合中随机选出,或按照序列进行排序和按照顺序依次实施。

[0183] 同样视具体需要,当执行调整和/或选择的过程时,神经反馈治疗方法不能重复进行。在一个随后的迭代中,从选择中排除较早迭代中已被实施的神经反馈治疗方法。

[0184] 在步骤412中,对患者实施已选择的神经反馈治疗方法。例如,患者佩戴神经反馈治疗耳麦202,观看展示的图像或电影(用户接口222)。图像(和/或视频)和/或声音通过基于传感器212(如脑电图传感器)输出的计算与要求的目标值的对比进行调节。例如,当依据选择电极212的输出测量的Alpha频率脑电图信号的绝对功率值在要求值范围内时,视频显示正常,当功率值超出要求范围时,视频变黑。

[0185] 在步骤414中,结合神经反馈治疗对患者的有效性参数进行计算。从产生目标大脑信号方面来看,有效性参数标示着患者大脑产生要求结果的能力。有效性参数可用来捕捉通过神经反射治疗获得的大脑信号实时效果,以分析确定神经反馈治疗方法的有效性。

[0186] 依据由感测患者头部的传感器输出的大脑信号的测量结果,计算有效性参数,例如,计算可依据由脑电图传感器输出的脑电图信号。

[0187] 同样视具体需要,不论应用神经反馈治疗的奖励阈值是否达到,在每个出现事件的目标信号的持续时间内计算有效性参数。有效性参数通过应用感知大脑信号的函数计算,可选择和或积分,它可以是加权的或绝对值。

[0188] 有效性参数的计算方法是:基于至少一个脑信号的输出而确定的目标信号图像的一个计算值的每个相应出现事件的持续时间的总和(或积分)。目标信号类型代表神经反馈治疗的期望目标,例如,针对某个患者的治疗目的在于增强和/或增加Alpha波在某个传感器上的出现,这将测量治疗的有效性,依据该治疗引起Alpha波出现在某个患者的特定传感器上的强度(如峰能)和治疗持续时间,例如,将所有信号幅度(如绝对测量水平)与Alpha波出现事件的持续时间相乘。基于大脑信号的输出而确定的目标信号图像的计算值包括一(计算自脑电图信号的)大脑活动的目标类型的各个出现事件的效力值。

[0189] 有效性参数的计算可依据代表大脑信号峰值的局部最大值,和/或代表大脑信号波谷的局部最小值。视具体需要,依据代表目标信号类型的一个或多个局部最大或最小的阈值要求,确定各个出现事件的持续时间值,以此来计算有效性参数。

[0190] 值得注意的是,神经反馈安慰治疗方法(如在本文中所述)包含在选定的集合中。在一个迭代中可选择神经反馈安慰治疗方法,如为其他神经反馈治疗方法的评估提供参考值。例如,计算神经反馈安慰方法的有效性参数(如在本文中所述),该神经反馈安慰方法的有效性参数可用来评估其他真实神经反馈治疗方法的疗效,如,其可作为真实神经反馈治疗方法计算有效性参数的标准化基线。例如,所计算的神经反馈安慰方法的有效性参数可评估所计算的真正神经反馈治疗方法的有效性参数。

[0191] 有效性参数可以数学形式呈现,例如, $Eff(AT_i, j) = \text{SUM}(DE_i \times TD_i)$ 中,DE表示预期EEG事件的出现,脑电图事件是预期神经反馈治疗的目标,TD表示预期事件的持续时间(如以毫秒或微秒),i表示神经反馈治疗中预期脑电图事件出现的时间间隔。

[0192] 例如,在神经反馈治疗增强记忆的实施例中,所有的可变 $AT_i, j$ 在神经反馈治疗中

的目标是教会大脑更频繁执行较强的Alpha频率的出现事件。各次出现目标Alpha脑活动的绝对功率值,乘以它的持续时间而被求和,可描述为一个概念:在给定AT<sub>i, j</sub>神经反馈治疗中,所有出现Alpha活动的积分计算。

[0193] 在步骤416中,通过步骤410至414的迭代计算,选出另一个神经反馈治疗方法和/或另一个治疗参数值。在每次迭代,通过计算有效性参数,特定的神经反馈治疗方法和特定的治疗参数值的结合被选出、实施并检验。

[0194] 视具体需要,每次迭代时,各次神经反馈治疗方法中使用大致相等的时间范围,例如,大约1min,或大约5min,或大约10min,或采用其他时间值。可选择地或在此之外,神经反馈治疗过程中遇到停止条件,如根据有效性参数的要求,其表示患者治疗无效(可以终止应用治疗)或表示患者治疗有效(可以继续进行较长时间间隔的应用治疗),而可进行干预。

[0195] 迭代步骤可一直执行,直到出现停止条件,例如,在进行的所有神经反馈治疗,和所有的神经反馈治疗与治疗参数的结合中,发现一个神经反馈治疗方法满足有效性参数要求(例如在阈值之上或在范围内),或已实施了特定数量的神经反馈治疗方法组(如百分比或绝对值)。

[0196] 在步骤418中,根据测得的有效性参数,可选择一个有效神经反馈治疗方法。可依据所计算的最高的有效性参数,选择有效神经反馈治疗方法。

[0197] 也可选择多个有效神经反馈治疗方法。该多个选择的有效神经反馈治疗方法可在另一组迭代中被指定作为神经反馈治疗组,这样从该多个有效神经反馈治疗方法中再选出最有效神经反馈治疗方法。可选择地,该多个有效神经反馈治疗方法可选择并被实施于患者,例如从选择的神经反馈治疗方法中随机选择,和/或按照顺序实施神经反馈治疗方法(如以循环的方式)。

[0198] 当从神经反馈治疗方法组的一分组中选择时,有效神经反馈治疗方法可以是暂时的指定(如不是所有的结合和/或治疗都是测试过的),例如当时间不允许完成测试过程时或治疗在测试过程完成之前开始,或作为测试过程的一部分时。在这样的实施例中,选择的有效神经反馈治疗方法可持续一段时间(预定的可选)被实施于患者,此持续时间要长于各个测试过的神经反馈治疗方法的时间范围。与测试时间相比,选择的有效神经反馈治疗方法可进行约2、3或5min(例如当每次治疗方法的测试时间约5min,则指定有效神经反馈治疗可以大约是15min)。

[0199] 在步骤420中,通过重复步骤410至418中一个或多个,对神经反馈治疗方法子集进行迭代,实施临时的所选择的有效神经反馈治疗方法,在神经反馈治疗方法的其余成员进行另一个迭代集合,该神经反馈治疗方法的其余成员不是所述迭代的神经反馈治疗方法子集的成员。在另一个预定的时间范围内,选定和实施另一个有效神经反馈治疗方法,其时间要长于上一个有效神经反馈治疗方法的预定的时间范围。

[0200] 另一个有效神经反馈治疗方法可指定为初级神经反馈治疗方法,或另一个神经反馈治疗方法子集可进行另一个迭代循环。

[0201] 可选择地,神经反馈治疗方法集合的相同成员可重复迭代循环(例如所有成员),以检验相同的有效神经反馈治疗方法可被指定两次(或很多次)。当选定一个不同于之前所选定的神经反馈治疗(如用AT\*表示)的神经反馈治疗方法(如用AT\*\*表示)时,比起之前选定的有效神经反馈治疗方法,后选定的神经反馈治疗方法可应用到持续时间显著更长的治

疗中,例如,更长2、3、或5倍,可表示为 $L \gg K$ ,其中L为后选定的神经反馈治疗方法的预定的时间范围,K为之前选定的有效神经反馈治疗方法的预定的时间范围。

[0202] 在步骤422处,在有效神经反馈治疗被选定和实施后,可重新进行评估(如步骤404)以获得患者的另一个分数。该分数可用于监测患者接受所选定的神经反馈治疗方法。通过不同的治疗环节和/或不同的测试环节可获得多个分数。该多个分数可互相对比,例如,可在图上标出和/或使用统计相关方法确定,将该些分数和选定的治疗方法相关联是否具有统计学意义。例如,为了确定将MMSE分数与选定的神经反馈治疗方法相关联是否有改善(或稳定);在经过选定的神经反馈治疗方法后,为什么表明患者的认知损伤得到改善或变得稳定。

[0203] 可选择地,当该些分数的分析表明患者大脑状态没有改善,或患者大脑状态降低(比预期的变大),那么之前选定为有效神经反馈治疗方法可从测试过程中移除,和/或通过将一个或多个步骤迭代的方法,再选择一个新的神经反馈治疗方法,和/或调整神经反馈治疗(如新的治疗参数选择)。例如,当实施有效神经反馈治疗方法(患者的目标是记忆力提高)之后,相对于实施治疗之前,所得到的记忆评估分数没有任何显著的统计学变化时,可通过测试方法选定另一个神经反馈治疗方法。

[0204] 视具体需要,如每月一次,半年一次,每5或10个神经反馈治疗环节,或其他时间或事件之后,偶尔重复该方法来评估是否所选定的有效神经反馈治疗方法仍然对患者有效。另一个治疗神经反馈治疗方法可替换该有效神经反馈治疗方法,并调整治疗参数,或确定该有效神经反馈治疗方法仍对患者有效。在此方法中,神经反馈治疗方法可做调整,以适应患者大脑随时间的改变。

[0205] 图9是本发明另一实施例所提供的基于有效性参数的计算而选择有效的神经反馈治疗的方法流程图。图9实施方法可参考图4所述方法实施。图9是是是方法利用 $AT_{i,j}$ ,计算有效性参数, $Eff(AT_{i,j}) = \text{SUM}(De_i \times TD_i)$ ,可参考图4的描述。

[0206] 在步骤902中,对患者实施一系列的不同神经反馈治疗方法,此系列神经反馈治疗方法依据矩阵 $AT_{i,j}$ 进行定义。各个神经反馈治疗方法都有相似的时间间隔T(如给定的间隔时间,如分钟,如大约1或5或10min,或其他时间)。对于各个实施的 $AT_{i,j}$ 治疗,计算出 $Eff(AT_{i,j})$ ,如本文所述。

[0207] 在步骤904中,从步骤902的 $AT_{i,j}$ 神经反馈治疗方法中,选出 $AT^*$ 治疗方法,其有最大的Eff值(或最小值,决定于神经反馈治疗的目标)。一系列的K个(如给定数值)如 $AT^*$ 治疗方法,给予患者。

[0208] 在步骤906中,给予患者矩阵的下一个 $AT_{i,j}$ 治疗方法系列。说明代码按照步骤904进行。

[0209] 当给予患者 $AT_{i,j}$ 矩阵的最后一个神经反馈治疗方法时,进行步骤904的说明代码,之后进行步骤908的说明代码,而不执行步骤906的说明代码。

[0210] 在步骤908中,以任选顺序(一个接一个)重新实施先前已实施的神经反馈治疗方法。选择具有最大(或最小)Eff值的 $AT^{**}$ 神经反馈治疗方法。对患者实施一系列的L个 $AT^{**}$ 神经反馈治疗方法,其中L为固定数,且 $L \gg K$ 。

[0211] 在步骤910中,步骤902的指令代码重新执行。

[0212] 请参考图1及图4,在步骤108中,患者使用选定的和/或改进的神经反馈治疗方法,

如本文中所描述的。该神经反馈治疗方法可包括在不同时间内的多次疗程。

[0213] 可选择地,存储在计算单元208的程序存储器238中的代码在显示器(例如用户接口224)呈现与当前治疗环节的准备相关的GUI。该GUI可包括向用户讲解如何开展治疗,如如何坐下,以及如何舒适、讲解推荐的治疗疗程总数的进程(例如,完成哪些任务和/或有待完成的内容)、指导用户选择最佳治疗方法(例如视频、游戏和/或声音跟踪)、通过呼吸练习引导用户放松。

[0214] 用户可以通过按下前进按钮选择跳过当前屏幕(例如,用户熟悉的)。

[0215] 可选择地,存储在计算单元208的程序存储器238中的代码在显示器上(如用户接口224)呈现与对当前进行的治疗的引导有关的GUI,例如,治疗环节中将会发生什么;在播放视频、游戏或音频时,用户应该做什么;以及如何评估对表现的反馈。该引导可采用一部或多部短片(例如2-3分钟的时长)的形式呈现。用户可选择跳过引导视频。

[0216] 该神经反馈治疗方法的各个神经反馈疗程可能持续20~30分钟左右。神经反馈疗程包括看电影、玩游戏、或听音轨。当患者按照指示而看电影、玩游戏、或听音轨时,神经反馈耳机202会测定患者的大脑活动,并向计算单元208传送所感测到的大脑信号,用于后续分析。当大脑活动符合要求时(例如,如本文所述,由经选定的有效神经反馈治疗方法的参数予以定义),则电影和/或音轨将会准确播放,游戏也正常进行。

[0217] 当大脑活动不符合要求时,电影、游戏、和/或音轨则发生调整(如电影开始变得模糊)。可选择地,若依据感测到的大脑信号而得到的当前计算值与要求值之间的差距越大,则电影越模糊;或可选择地,不论当前计算值与要求值之间的差距如何,出现相同程度的模糊现象。

[0218] 可选择地,若电影在至少一段预定时间内(例如30秒或1分钟)一直呈现模糊状态,则在模糊电影上会叠加一个图标(例如一条信息、一个笑脸、或一个竖起的大拇指),以鼓励患者继续进行下去(例如集中精神)。

[0219] 可选择地或在此之外,在步骤110中,神经反馈安慰治疗方法将被确定,进而对患者实施该项治疗。例如,该神经反馈安慰治疗方法可为评估真正的神经反馈治疗方法与神经反馈安慰治疗方法治疗之功效对比的临床试验(例如单盲或双盲随机临床试验)的一部分。在另一个实施例中,可对患者采取神经反馈安慰治疗方法,以便建立患者的基线水平。在计算有效性参数时,以所实施的神经反馈安慰治疗方法作为依据。神经反馈安慰治疗方法的有效性参数可用于规范或调整非神经反馈安慰治疗方法的有效性参数的计算值,以获得每一神经反馈治疗方法的更准确的效果,以帮助选择有效的神经反馈治疗方法。

[0220] 图5是本发明某一实施例所提供的向患者提供神经反馈安慰治疗的方法流程图。可使用图2实施系统200来实施及完成所述神经反馈安慰治疗方法。

[0221] 在步骤502中,可选择地使用神经反馈耳麦202和计算单元208对患者进行非治疗性神经反馈治疗。非治疗性神经反馈治疗被设计为通过模拟真实的神经反馈治疗而不是提供治疗效果的神​​经反馈安慰治疗方法。视频(或其他图像)和/或音频的调整可以是随机进行的,与真实的神经反馈治疗方法相比,视频和/或音频信号的调整与患者的大脑信号(如脑电图)不相关(如根据表示非统计上显著的相关性的要求),其中真实的神经反馈治疗方法中,视频和/或音频信号的调整是响应于测量的患者脑电图信号。

[0222] 在步骤504中,检测到一个或多个伪影。可通过计算单元208和/或神经反馈耳麦

202检测到该伪影。基于由神经反馈耳麦202的传感器212(例如脑电图电极)输出的感测的大脑信号(例如脑电图)的分析而检测得到所述伪影。可选择地或者除此之外,基于其他传感器如在神经反馈耳麦202内的运动传感器的输出分析可检测到伪影。

[0223] 基于对与所述非治疗性神经反馈方法的实施无关的患者活动的而响应的测量(例如传感器212的输出)得到所述伪影。伪影可能表明以下患者的一种或多种活动:患者眨眼、传感器212的移动、患者触摸传感器212,患者头部移动、患者的咀嚼活动、患者的身体和/或肢体活动。当患者进行一个或多个活动时,患者期望响应,例如,错误消息,或对所呈现的视频和/或音频的极端调整。发明人发现,由于患者期望对活动作出反应,系统200缺乏反应,而提示患者正在接受神经反馈安慰治疗,而不是真正的神经反馈治疗。一旦患者意识到他们正在接受神经反馈安慰治疗,患者数据就失去了有效性。而在患者因意识到其自身是在接受神经反馈安慰治疗的,那么他们可以停止该治疗活动,从而使此次治疗无效。发明人发现,对活动作出反应会减少或阻止患者意识到他们正在接受非治疗性的神经反馈安慰治疗。

[0224] 可选择地,在基于感知患者头部的传感器212(即脑电图电极)的输出而得到测量的脑电图信号中检测该伪影。伪影可被检测为功率尖峰,可选择性地,显示所输出信号的饱和度。可选择地或除此之外,基于从传感器212(例如脑电图电极或其它传感器)测量的非脑电图信号来检测伪影,例如,表明传感器212与患者的头部的接触的阻抗测量。伪影可被检测为增加的噪声。

[0225] 在步骤506中,作为对检测到的伪差的回应,将给予一个输出。可选择地,在显示器上显示脑电图传感器测量的脑电图数据的模拟(或实际记录),以响应伪影。当类似活动触发真实神经反馈治疗疗程的相似伪影时,则相对应给予输出。例如,当在显示器上显示感测的脑电图信号(或模拟的脑电图信号)时,根据检测到的伪影对脑电图信号进行调整。在另一个实施例中,在神经反馈安慰治疗疗程(没有响应于其他脑电图信号进行调整),视频(或其他图像)和/或音频(用作真实神经反馈治疗疗程的一部分)根据检测到的伪影进行调整。

[0226] 请参考图1,在步骤112中,结束所选定的有效神经反馈治疗疗程,例如,在治疗方法定义的时间间隔内,用户完成观看电影,玩游戏和/或收听音频轨道。

[0227] 神经反馈代码可以在治疗的环节结束时执行代码指令。可在显示器(如,用户接口224)上显示特写画面。可以展示一个或多个关于治疗环节的信息:当前治疗环节的统计数据(例如,由评估工具确定的记忆评分、注意力评分),迄今已完成的工作(例如,治疗次数,通过治疗取得的进展),建议继续执行以取得最佳效果。可以向患者提供为下一个治疗环节设置提醒的选项(例如,向患者的智能手机发送消息)。

[0228] 在步骤114中,步骤102至112的一个或多个被逐条记录。每个迭代可能代表神经反馈治疗方法的一个阶段。例如,如本文所述,在第一治疗阶段中,可以选择有效神经反馈治疗方法。而在后续治疗阶段中(例如,每个阶段或每几个阶段),可以根据本文调整有效神经反馈治疗方法。可选择地,根据临床试验方案,用户可接受多次神经反馈安慰治疗或交替使用真实的神经反馈治疗与神经反馈安慰治疗。

[0229] 本发明的各个实施例的描述仅为解释说明的目的,而并非无限详尽或仅限于所公开的实施例。就本领域的普通技术人员而言,在不偏离所述实施例的范围和精神的情况下,许多修改及变更将是显而易见的。本文所使用的术语被选择来最好地解释实施例的原理,

实际应用或对市场上发现的技术改进,或者使本领域中具有普通技能的其他人能够理解本文所公开的实施例。

[0230] 所期望的是:在本发明的有效期内,许多相关的神经反馈治疗方法将会出现,而术语“神经反馈治疗”的范围应包括所有这样的新技术。

[0231] 此处使用的术语“大约”指的是 $\pm 10\%$ 。

[0232] 术语“包括”指“包括但不限于”。这一术语“包括”包括“由…组成”及“主要由…组成”。

[0233] 术语“主要由…组成”指组合物或方法可包括附加成分和/或步骤,但只有在附加成分和/或步骤没有实质性地改变所称组合物或方法和新颖特征的情况下,才可包括附加成分和/或步骤。

[0234] 如本文所用,除非上下文另有明确规定,单数形式“一个”包括复数引用。例如,术语“一个组合物”或“至少一个组合物”可包括多个化合物,包括其混合物。

[0235] “示例性”一词在此用于表示“用作示例,实例或插图”。被描述为“示例性”的任何实施例不一定被解释为比其他实施例更优选或更有利,和/或排除将特征纳入其他实施例。

[0236] 这里使用“可选择地”一词来表示“在一些实施例中提供而在其他实施例中不提供”。本发明的任何特定实施例可包括多个“可选择的”特征,除非这些特征发生冲突。

[0237] 在整个应用中,本发明的各个实施例可以以范围格式呈现。应当理解,范围格式的描述仅仅是为了方便和简洁,不应被理解为对发明范围的灵活限制。因此,对某一范围的描述应被认为已经具体地披露了该范围内所有可能的子范围以及个别数值。

[0238] 例如,对一个范围的描述,例如从1到6,应该被认为具有专门公开的子范围,例如从1到3,从1到4,从1到5,从2到4,从2到6,从3到6等.,以及该范围内的单个数字,例如,1,2,3,4,5和6。无论范围有多宽,这都适用。

[0239] 无论何时在本文中指示数值范围,其意图包括在所指示的范围内的任何引用的数字(分数或积分)。短语“在第一端点和第二端点之间的范围内”和“从第一端点至第二端点的范围”在本文中可互换使用并且意味着包括第一端点和第二端点以及它们之间的所有分数和整数数字。

[0240] 应意识到本发明的某些特征是为了在不同实施例的上下文中所描述的明确性,也可以在单个实施例中组合地提供。相反,本发明的各种特征,为简洁起见,在一个实施例的上下文被描述,也可以单独地或在任何适当的子组合中被提供,或者在本发明的任何其他所描述的实施例中描述。在各种实施例的上下文描述的某些特征不被认为是这些实施例的基本特征,除非该实施例在没有这些特征的情况下是不起作用的。

[0241] 虽然本发明已经结合其具体实施例进行了描述,但对于本领域的技术人员来说,许多备选办法,修改和变更仍是显而易见的。因此,其拟接受属于所附权利要求的理念和广泛范围的所有这类备选办法,修改和变更。

[0242] 本申请中所述的所有出版物,专利和专利申请均以参考本规范的形式并入其整体,其程度与每一个单独的出版物,专利或专利申请被具体地和个别地以引用的方式被纳入本申请的程度相同。此外,在本申请中引用或识别任何参考,不得解释为承认该参考而作为本发明的现有技术。在使用发明标题的范围内,不应将其理解为必然的限制。

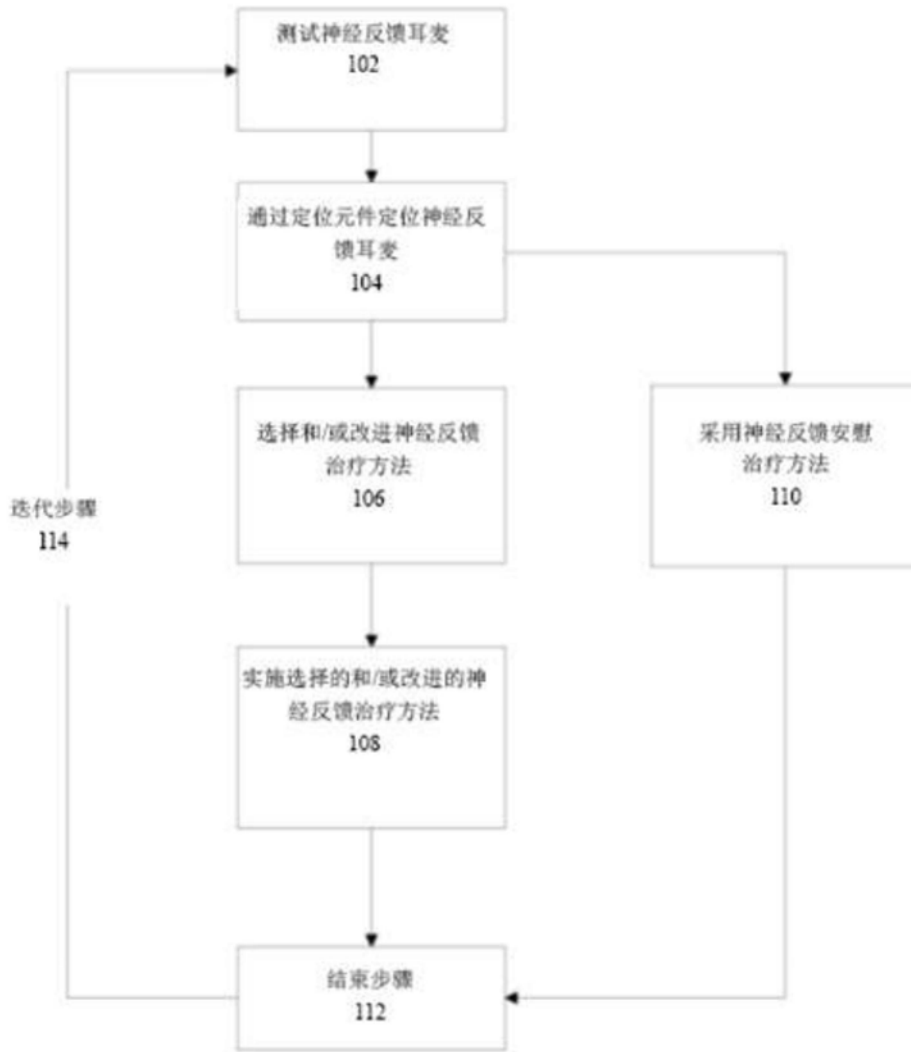


图1

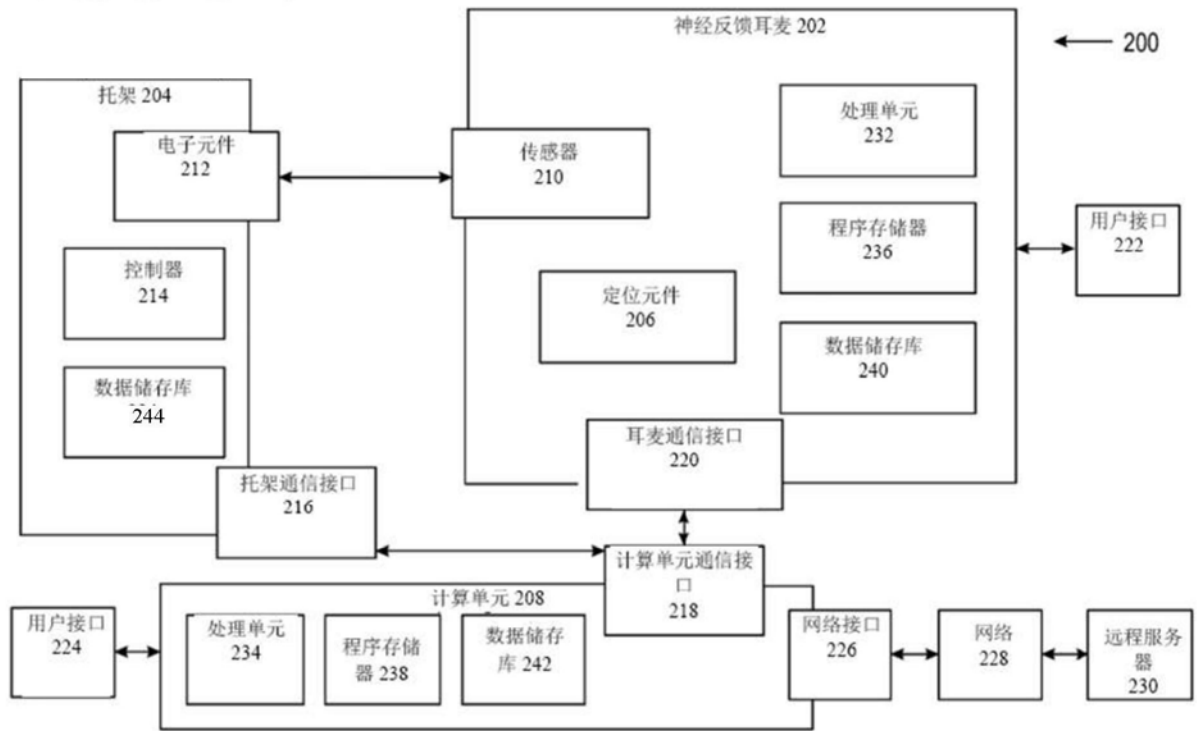


图2



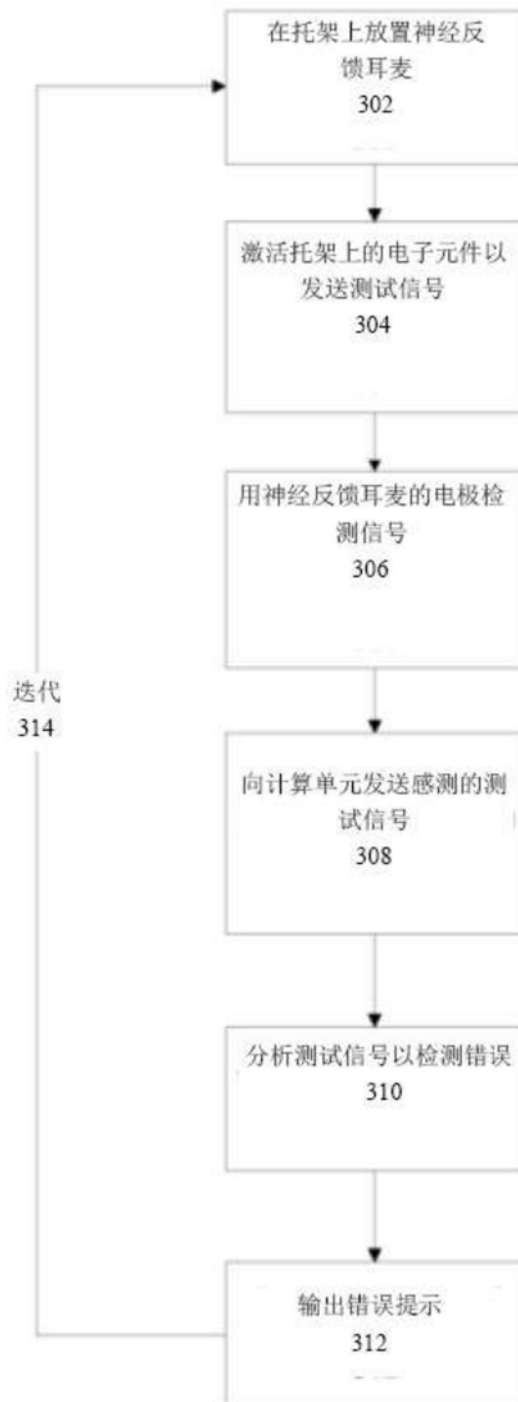


图3

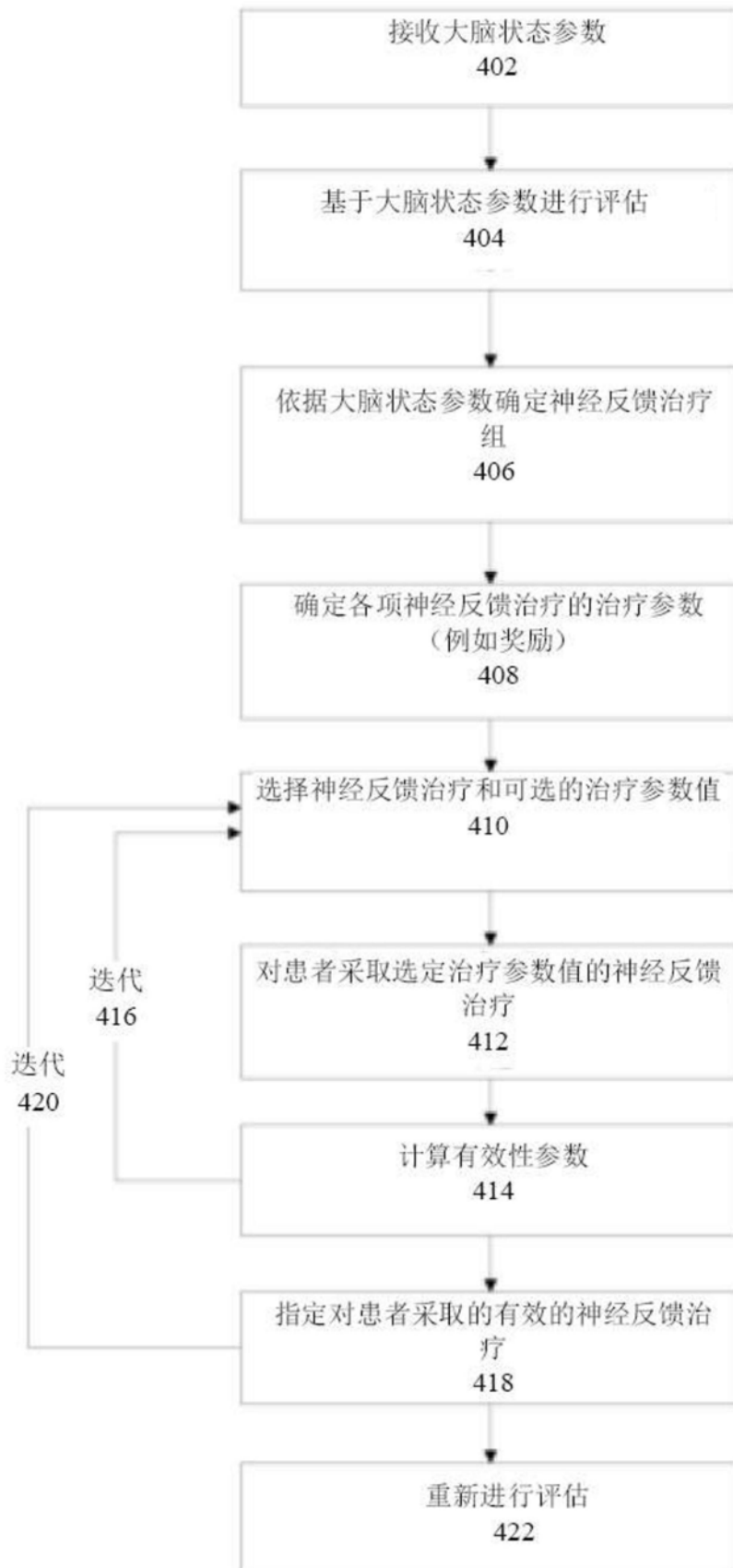


图4



图5

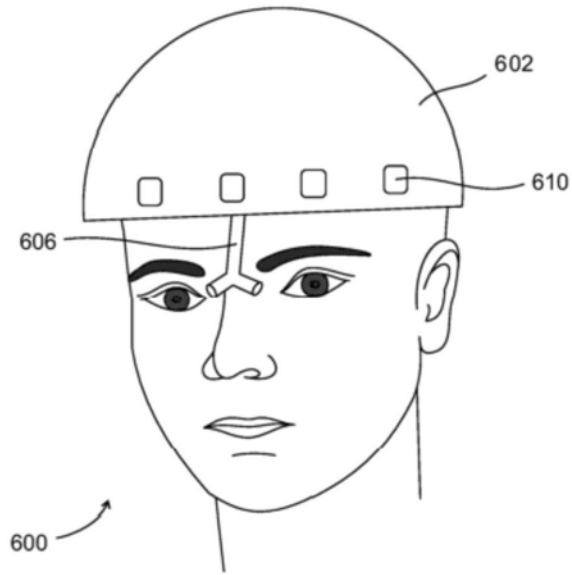


图6A

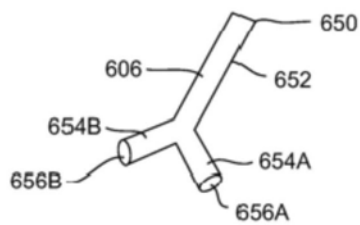


图6B

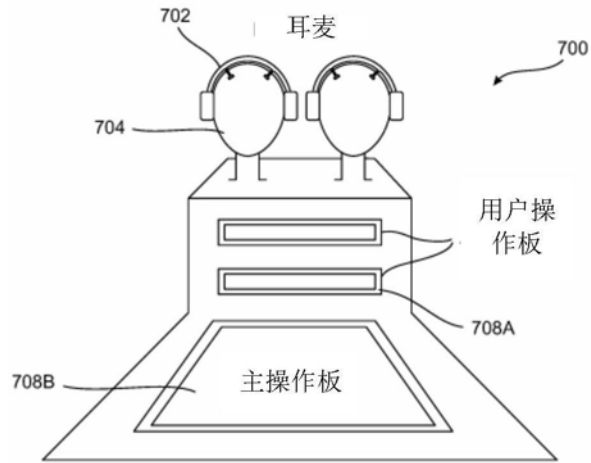


图7

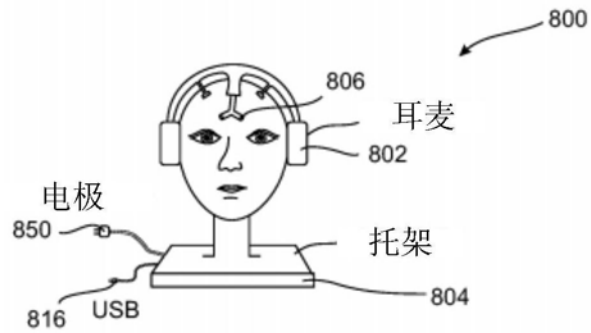


图8

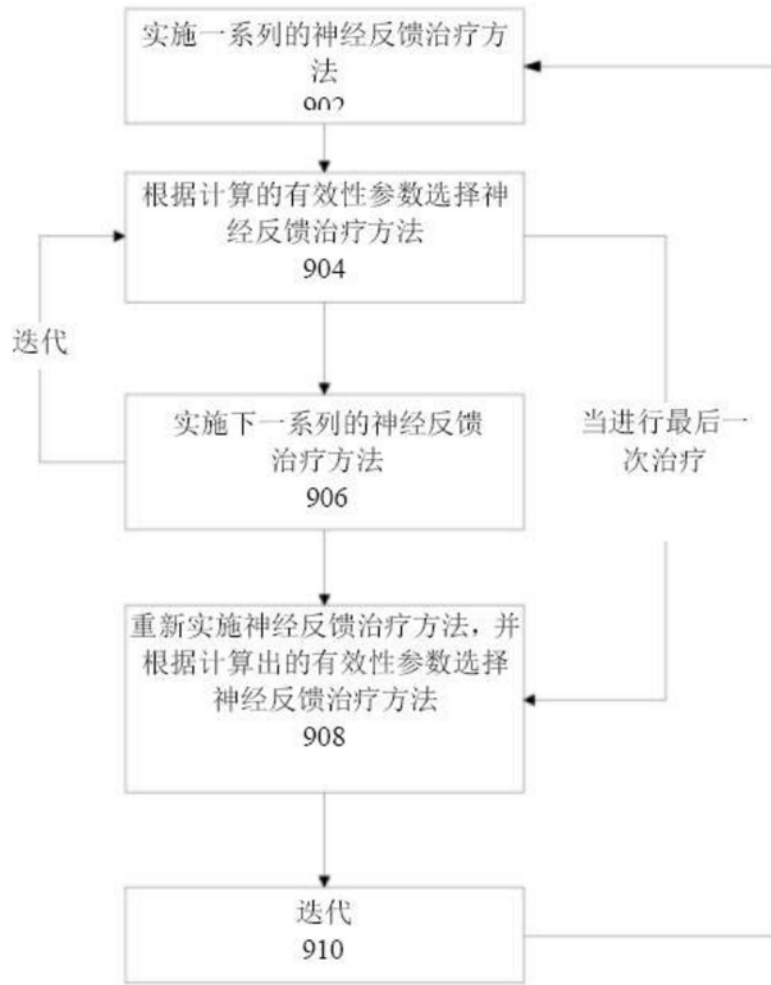


图9