



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110167424 A

(43)申请公布日 2019.08.23

(21)申请号 201780080288.X

亚

(22)申请日 2017.12.21

A·莫哈德凡 D·科索布德

(30)优先权数据

62/437,973 2016.12.22 US

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 刘兆君

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.06.24

(51)Int.Cl.

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/084078 2017.12.21

A61B 5/00(2006.01)

A61M 21/02(2006.01)

A61B 5/048(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/115277 EN 2018.06.28

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 G·N·加西亚莫利纳

T·K·措内瓦 S·普丰特纳

S·S·S·维沙帕加达文卡塔萨蒂

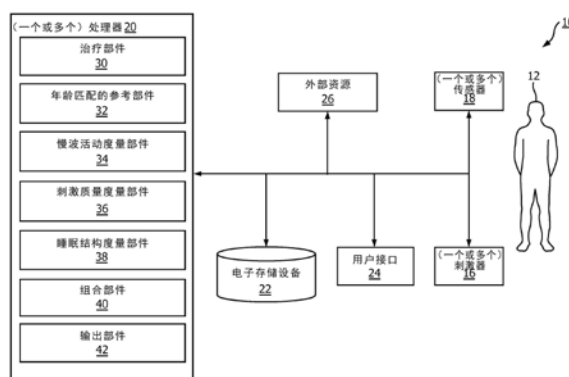
权利要求书4页 说明书17页 附图18页

(54)发明名称

用于输出表示在睡眠期期间提供给对象的刺激的效果的指示符的系统和方法

(57)摘要

本公开内容涉及一种被配置为输出表示在睡眠期期间提供给对象的刺激的效果的指示符的系统。基于刺激对睡眠恢复的效果、刺激质量、睡眠结构因子和/或其他信息的组合来确定所述指示符。使用关于深度睡眠持续时间和EEG慢波活动的年龄匹配的参考信息来确定所述指示符。基于年龄匹配的参考信息来确定对与睡眠结构因子相关联的指示符的贡献,所述年龄匹配的参考信息包括睡眠开始的等待时间、睡眠开始后唤醒、总睡眠时间、微觉醒计数、醒来前的(一个或多个)睡眠阶段和/或其他信息。



1. 一种被配置为输出表示在睡眠期期间提供给对象的刺激的效果的指示符的系统(10), 所述系统包括:

一个或多个刺激器(16), 其被配置为在所述睡眠期期间向所述对象提供所述刺激;

一个或多个传感器(18), 其被配置为生成传达与在所述睡眠期期间所述对象中的脑活动有关的信息的输出信号; 以及

一个或多个硬件处理器(20), 其与所述一个或多个刺激器和所述一个或多个传感器操作性通信, 所述一个或多个硬件处理器由机器可读指令配置为:

基于所述输出信号和提供给所述对象的所述刺激来确定:

慢波活动度量, 其指示在所述睡眠期期间所述对象中的慢波活动的累积量;

刺激质量度量, 其指示所述刺激在所述睡眠期期间增强所述对象中的慢波活动的程度; 以及

睡眠结构度量, 其指示针对所述对象在所述睡眠期期间的睡眠质量;

将所述慢波活动度量、所述刺激质量度量和所述睡眠结构度量进行组合以确定所述指示符; 以及

输出所述指示符以用于向所述对象进行显示。

2. 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被配置为:

获得针对所述对象的年龄匹配的参考信息, 所述年龄匹配的参考信息指示针对与所述对象具有相似年龄的对象群体的与在睡眠期期间的累积慢波活动的参考量、在睡眠期期间提供的刺激的参考水平以及在睡眠期期间的睡眠质量的参考水平有关的信息; 以及

基于所述参考信息来确定所述慢波活动度量、所述刺激质量度量和所述睡眠结构度量。

3. 根据权利要求2所述的系统, 其中, 所述一个或多个传感器包括脑电图 (EEG) 电极, 并且其中, 所述一个或多个硬件处理器被配置为使得:

基于累积慢波活动因子和非快速动眼 (NREM) 持续时间因子来确定所述慢波活动度量;

基于所述输出信号和所述年龄匹配的参考信息来确定所述累积慢波活动因子和所述 NREM 因子两者; 以及

基于在所述睡眠期期间检测到的 NREM 时期内的 0.5 Hz 至 4 Hz 频带或 0.5 Hz 至 4 Hz 频带内的子频带中的累积 EEG 功率来确定所述累积慢波活动因子。

4. 根据权利要求2所述的系统, 其中, 所述一个或多个硬件处理器被配置为使得基于在所述睡眠期期间递送给所述对象的音调的数量和在所述睡眠期期间以特定音量递送给所述对象的音调的数量中的一个或这两者以及所述年龄匹配的参考信息来确定所述刺激质量度量。

5. 根据权利要求2所述的系统, 其中, 所述一个或多个硬件处理器被配置为使得基于针对所述对象的睡眠开始的等待时间值、针对所述对象的睡眠开始后唤醒值、所述睡眠期期间的总睡眠时间或所述睡眠期期间的觉醒次数中的一个或多个以及所述年龄匹配的参考信息来确定所述睡眠结构度量, 并且

其中, 基于所述输出信号来确定所述睡眠开始的等待时间值、所述睡眠开始后唤醒值、所述总睡眠时间和/或所述觉醒次数。

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被配置为使得所述组

合包括所述慢波活动度量、所述刺激质量度量和所述睡眠结构度量的线性组合；并且

在所述线性组合中对所述慢波活动度量、所述刺激质量度量和所述睡眠结构度量单独进行加权。

7. 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被配置为使得在不对所述慢波活动度量、所述刺激质量度量和所述睡眠结构度量进行组合的情况下显示所述慢波活动度量、所述刺激质量度量和所述睡眠结构度量以确定所述指示符。

8. 一种用于利用指示符系统(10)输出表示在睡眠期期间提供给对象的刺激的效果的指示符的方法，所述系统包括一个或多个刺激器(16)、一个或多个传感器(18)，以及一个或多个硬件处理器(20)，所述方法包括：

利用所述一个或多个刺激器在所述睡眠期期间向所述对象提供所述刺激；

利用所述一个或多个传感器生成传达与在所述睡眠期期间所述对象中的脑活动有关的信息的输出信号；

利用所述一个或多个处理器基于所述输出信号和提供给所述对象的所述刺激来确定以下各项：

慢波活动度量，其指示在所述睡眠期期间所述对象中的慢波活动的累积量；

刺激质量度量，其指示所述刺激在所述睡眠期期间增强所述对象中的慢波活动的程度；以及

睡眠结构度量，其指示针对所述对象在所述睡眠期期间的睡眠质量；

利用所述一个或多个处理器将所述慢波活动度量、所述刺激质量度量和所述睡眠结构度量进行组合以确定所述指示符；以及

利用所述一个或多个硬件处理器输出所述指示符以用于向所述对象进行显示。

9. 根据权利要求8所述的方法，还包括：

利用所述一个或多个硬件处理器获得针对所述对象的年龄匹配的参考信息，所述年龄匹配的参考信息指示针对与所述对象具有相似年龄的对象群体的与在睡眠期期间的累积慢波活动的参考量、在睡眠期期间提供的刺激的参考水平以及在睡眠期期间的睡眠质量的参考水平有关的信息；以及

利用所述一个或多个硬件处理器基于所述参考信息来确定所述慢波活动度量、所述刺激质量度量和所述睡眠结构度量。

10. 根据权利要求9所述的方法，其中，所述一个或多个传感器包括脑电图(EEG)电极，并且其中：

基于累积慢波活动因子和非快速动眼(NREM)持续时间因子来确定所述慢波活动度量；

基于所述输出信号和所述年龄匹配的参考信息来确定所述累积慢波活动因子和所述NREM因子两者；并且

基于在所述睡眠期期间检测到的NREM时期内的0.5 Hz至4 Hz频带或0.5 Hz至4 Hz频带内的子频带中的累积EEG功率来确定所述累积慢波活动因子。

11. 根据权利要求9所述的方法，其中，基于在所述睡眠期期间递送给所述对象的音调的数量和在所述睡眠期期间以特定音量递送给所述对象的音调的数量中的一个或这两者以及所述年龄匹配的参考信息来确定刺激质量度量。

12. 根据权利要求9所述的方法，其中，基于针对所述对象的睡眠开始的等待时间值、针

对所述对象的睡眠开始后唤醒值、所述睡眠期期间的总睡眠时间或所述睡眠期期间的觉醒次数中的一个或多个以及所述年龄匹配的参考信息来确定所述睡眠结构度量,并且

其中,基于所述输出信号来确定所述睡眠开始的等待时间值、所述睡眠开始后唤醒值、所述总睡眠时间和/或所述觉醒次数。

13. 根据权利要求8所述的方法,其中,所述组合包括所述慢波活动度量、所述刺激质量度量和所述睡眠结构度量的线性组合;并且

在所述线性组合中对所述慢波活动度量、所述刺激质量度量和所述睡眠结构度量单独进行加权。

14. 根据权利要求8所述的方法,还包括:使得在不对所述慢波活动度量、所述刺激质量度量和所述睡眠结构度量进行组合的情况下显示所述慢波活动度量、所述刺激质量度量和所述睡眠结构度量以确定所述指示符。

15. 一种用于输出表示在睡眠期期间提供给对象的刺激的效果的指示符的系统,所述系统包括:

用于在所述睡眠期期间向所述对象提供所述刺激的单元(16);

用于生成传达与在所述睡眠期期间所述对象中的脑活动有关的信息的输出信号的单元(18);

用于基于所述输出信号和提供给所述对象的所述刺激来确定以下各项的单元(20):

慢波活动度量,其指示在所述睡眠期期间所述对象中的慢波活动的累积量;

刺激质量度量,其指示所述刺激在所述睡眠期期间增强所述对象中的慢波活动的程度;以及

睡眠结构度量,其指示针对所述对象在所述睡眠期期间的睡眠质量;

用于将所述慢波活动度量、所述刺激质量度量和所述睡眠结构度量进行组合以确定所述指示符的单元(20);以及

用于输出所述指示符以用于向所述对象进行显示的单元(20)。

16. 根据权利要求15所述的系统,还包括:

用于获得针对所述对象的年龄匹配的参考信息的单元(20),所述年龄匹配的参考信息指示针对与所述对象具有相似年龄的对象群体的与在睡眠期期间的累积慢波活动的参考量、在睡眠期期间提供的刺激的参考水平以及在睡眠期期间的睡眠质量的参考水平有关的信息;以及

用于基于所述参考信息来确定所述慢波活动度量、所述刺激质量度量和所述睡眠结构度量的单元(20)。

17. 根据权利要求16所述的系统,其中,用于生成输出信号的单元包括脑电图(EEG)电极,并且其中:

基于累积慢波活动因子和非快速动眼(NREM)持续时间因子来确定所述慢波活动度量;

基于所述输出信号和所述年龄匹配的参考信息来确定所述累积慢波活动因子和所述NREM因子两者;以及

基于在所述睡眠期期间检测到的NREM时期内的0.5 Hz至4 Hz频带或0.5 Hz至4 Hz频带内的子频带中的累积EEG功率来确定所述累积慢波活动因子。

18. 根据权利要求16所述的系统,其中,基于在所述睡眠期期间递送给所述对象的音调

的数量和在所述睡眠期期间以特定音量递送给所述对象的音调的数量中的一个或这两者以及所述年龄匹配的参考信息来确定所述刺激质量度量。

19. 根据权利要求16所述的系统, 其中, 基于针对所述对象的睡眠开始的等待时间值、针对所述对象的睡眠开始后唤醒值、所述睡眠期期间的总睡眠时间或所述睡眠期期间的觉醒次数中的一个或多个以及所述年龄匹配的参考信息来确定所述睡眠结构度量, 并且

其中, 基于所述输出信号来确定所述睡眠开始的等待时间值、所述睡眠开始后唤醒值、所述总睡眠时间和/或所述觉醒次数。

20. 根据权利要求15所述的系统, 所述组合包括所述慢波活动度量、所述刺激质量度量和所述睡眠结构度量的线性组合; 并且

在所述线性组合中对所述慢波活动度量、所述刺激质量度量和所述睡眠结构度量单独进行加权。

21. 根据权利要求15所述的系统, 还包括用于使得在不对所述慢波活动度量、所述刺激质量度量和所述睡眠结构度量进行组合的情况下显示所述慢波活动度量、所述刺激质量度量和所述睡眠结构度量以确定所述指示符的单元 (20)。

用于输出表示在睡眠期期间提供给对象的刺激的效果的指示符的系统和方法

技术领域

[0001] 本公开内容涉及用于输出表示在睡眠期期间提供给对象的刺激的效果的指示符的系统和方法。

背景技术

[0002] 用于监测睡眠的系统是已知的。通过在深度睡眠期期间递送适当的定时听觉刺激来增强睡眠慢波,能够提高睡眠的恢复值。通常,用于监测睡眠的系统不会自动生成向用户通知在睡眠期期间提供的刺激的益处的输出。本公开内容克服了现有技术系统中的缺陷。

发明内容

[0003] 因此,本公开内容的一个或多个方面涉及一种被配置为输出表示在睡眠期期间提供给对象的刺激的效果的指示符的系统。所述系统包括一个或多个刺激器、一个或多个传感器、一个或多个硬件处理器和/或其他部件。所述一个或多个刺激器被配置为在所述睡眠期期间向所述对象提供所述刺激。所述一个或多个传感器被配置为生成传达与在所述睡眠期期间所述对象中的脑活动有关的信息的输出信号。所述一个或多个硬件处理器与所述一个或多个刺激器和所述一个或多个传感器操作性通信。所述一个或多个硬件处理器由机器可读指令配置为基于所述输出信号和提供给所述对象的所述刺激来确定:慢波活动度量,其指示在所述睡眠期期间所述对象中的慢波活动的累积量;刺激质量度量,其指示所述刺激在所述睡眠期期间增强所述对象中的慢波活动的程度;以及睡眠结构度量,其指示针对所述对象在所述睡眠期期间的睡眠质量。所述一个或多个硬件处理器被配置为:将所述慢波活动度量、所述刺激质量度量和所述睡眠结构度量进行组合以确定所述指示符;以及输出所述指示符以用于向所述对象进行显示。

[0004] 本公开内容的又一方面涉及一种用于利用指示符系统输出表示在睡眠期期间提供给对象的刺激的效果的指示符的方法。所述系统包括一个或多个刺激器、一个或多个传感器、一个或多个硬件处理器,以及其他部件。所述方法包括:利用所述一个或多个刺激器在所述睡眠期期间向所述对象提供所述刺激;利用所述一个或多个传感器生成传达与在所述睡眠期期间所述对象中的脑活动有关的信息的输出信号;利用所述一个或多个处理器基于所述输出信号和提供给所述对象的所述刺激来确定以下各项:慢波活动度量,其指示在所述睡眠期期间所述对象中的慢波活动的累积量;刺激质量度量,其指示所述刺激在所述睡眠期期间增强所述对象中的慢波活动的程度;以及睡眠结构度量,其指示针对所述对象在所述睡眠期期间的睡眠质量。所述方法包括:利用所述一个或多个处理器将所述慢波活动度量、所述刺激质量度量和所述睡眠结构度量进行组合以确定所述指示符;以及利用所述一个或多个硬件处理器输出所述指示符以用于向所述对象进行显示。

[0005] 本公开内容的又一方面涉及一种用于输出表示在睡眠期期间提供给对象的刺激的效果的指示符的系统。所述系统包括:用于在所述睡眠期期间向所述对象提供所述刺激

的单元；用于生成传达与在所述睡眠期期间所述对象中的脑活动有关的信息的输出信号的单元；用于基于所述输出信号和提供给所述对象的所述刺激来确定以下各项的单元：慢波活动度量，其指示在所述睡眠期期间所述对象中的慢波活动的累积量；刺激质量度量，其指示所述刺激在所述睡眠期期间增强所述对象中的慢波活动的程度；睡眠结构度量，其指示针对所述对象在所述睡眠期期间的睡眠质量。所述系统包括：用于将所述慢波活动度量、所述刺激质量度量和所述睡眠结构度量进行组合以确定所述指示符的单元；以及用于输出所述指示符以用于向所述对象进行显示的单元。

[0006] 在参考附图考虑以下描述和权利要求书的情况下，本发明的这些和其他目的、特征和特性，以及操作方法和有关的结构元件和零件组合的功能和制造的经济性将变得更加明显，所有附图均形成本说明书的部分，其中，在各个附图中同样的附图标记指代对应的部分。然而，应当明确理解，附图仅是出于图示和描述的目的，并非旨在作为对本发明的限制的定义。

附图说明

[0007] 图1图示了被配置为输出表示在睡眠期期间提供给对象的刺激的效果的指示符的系统。

[0008] 图2图示了由系统的治疗部件执行的操作的示例。

[0009] 图3图示了对象中自动确定的累积慢波活动与手动确定的累积慢波活动之间的相关性。

[0010] 图4图示了对累积慢波活动因子的确定。

[0011] 图5图示了对NREM持续时间因子的确定。

[0012] 图6图示了对慢波活动度量的确定。

[0013] 图7图示了在睡眠期期间的多个刺激音调与累积慢波活动之间的相关性。

[0014] 图8图示了对刺激质量度量的确定。

[0015] 图9图示了睡眠结构参数。

[0016] 图10图示了确定总睡眠时间点。

[0017] 图11图示了确定睡眠开始点之后的唤醒。

[0018] 图12图示了确定睡眠开始的等待时间点。

[0019] 图13图示了觉醒点。

[0020] 图14图示了睡眠结构度量的示例分布。

[0021] 图15图示了组合慢波活动度量、刺激质量度量和睡眠结构度量。

[0022] 图16图示了显示指示符的示例。

[0023] 图17图示了由系统执行的操作的示例。

[0024] 图18图示了用于输出表示在睡眠期期间提供给对象的刺激的效果的指示符的方法。

具体实施方式

[0025] 本文使用的单数形式的“一”、“一个”或“该”包括复数引用，除非上下文明确指示。本文使用的，两个或更多个部分或部件被“耦合”的表述将意指，只要发生链接，这些部分直

接地或间接地(即,通过一个或多个中间部分或部件)接合或共同操作。本文使用的,“直接耦合”意指两个元件直接地彼此接触。本文使用的,“固定耦合”或“固定的”意指两个部件被耦合以便在保持相对彼此的恒定取向的情况下作为一个整体进行移动。

[0026] 本文使用的“整体”一词意指创建为单个工件或单元的部件。亦即,包括分别创建并且然后耦合在一起作为一单元的工件的部件不是“整体”部件或实体。如在本文中所采用的,两个或更多部分或部件一个接一个“啮合”的表述意指多个部件直接地或通过一个或多个中间部分或部件向另一个施加力。如在本文中所采用的,术语“数个”意指一或大于一的整数(即,多个)。

[0027] 本文使用的方位短语,例如并且不限于,顶部、底部、左侧、右侧、上部、下部、前部、后部及其衍生物,涉及附图中示出的元件的取向,并且不限制权利要求书,除非在文中明确地记载。

[0028] 图1图示了被配置为自动输出表示在睡眠期期间提供给对象12的刺激的效果的指示符的系统10。典型的监测睡眠的系统向用户提供描述在特定睡眠期期间的睡眠的分数。然而,在典型系统中使用的分数类型不能通过刺激来捕获睡眠增强的益处,因为无论它们是使用例如活动记录仪(例如,Microsoft Band,Fitbit)还是使用例如脑电描记(例如,Zeo),这些系统关注的都是睡眠结构(或宏睡眠)参数,例如,睡眠阶段百分比、微觉醒计数、总睡眠时间等。系统10被配置为使得除了基于睡眠结构信息之外还基于与慢波活动(0.5Hz至4Hz频带中的脑电图(EEG)功率)有关的信息、与提供给对象12的刺激的质量有关的信息、年龄匹配的参考信息和/或其他信息来确定指示符。

[0029] 系统10被配置为独立地确定和组合与慢波活动、刺激质量、睡眠结构和/或其他信息有关的加权度量以确定指示符。例如,在一些实施例中,系统10被配置为使得度量被独立加权并且指示符包括基于独立加权度量的组合确定的分数、颜色编码显示和/或其他指示符。系统10被配置为使得指示符(例如,得分、颜色编码显示等)被输出以用于经由系统10(例如,作为系统10中包括的用户接口的部分的显示器)和/或在其他设备显示给对象12和/或移动计算设备上的其他用户和/或与对象12相关联的其他计算设备。

[0030] 在一些实施例中,系统10被配置为使得与慢波活动有关的度量量化在整个非快速动眼(NREM)睡眠期间的一个或多个特定EEG功率带(例如,如下文所述的EEG功率带)中的EEG功率的总量。这与睡眠的恢复值有关并且受到在睡眠期期间提供给对象12的刺激的影响。在一些实施例中,与刺激质量有关的度量量化了在睡眠期期间刺激增强对象12中的慢波活动的程度。与刺激质量有关的度量还可以指示对象12在睡眠期期间接收刺激的量。可以基于刺激的各种属性(例如,音调的数量、达到的最大音量、平均音量等)来确定刺激质量度量。在一些实施例中,与睡眠结构有关的度量基于针对对象12的诸如总睡眠持续时间(TST)、睡眠开始后唤醒的持续时间(WASO)、检测到的睡眠微觉醒的数量、睡眠开始的等待时间(SOL)、与睡眠阶段的持续时间有关的参数和/或其他参数之类的参数来量化睡眠质量。

[0031] 系统10被配置为使得基于与针对与对象12的年龄和/或其他人口统计特性类似的对象群体的慢波活动、刺激质量、睡眠结构和/或其他信息有关的年龄匹配的参考信息来确定个体度量。年龄匹配的参考信息包括与跨年龄匹配的群体的慢波活动、刺激质量、睡眠结构和/或其他信息有关的各种参数(例如,如本文所述的参数)的统计分布。

[0032] 在一些实施例中,系统10包括以下各项中的一个或多个:刺激器16、传感器18、处理器20、电子存储设备22、用户接口24、外部资源26和/或其他部件。

[0033] 刺激器16被配置为向对象12提供电刺激、磁刺激和/或感官刺激。刺激器16被配置为在睡眠期之前,睡眠期期间和/或其他时间向对象12提供电刺激、磁刺激和/或感官刺激。例如,刺激器16可以被配置为在睡眠期期间向对象12提供刺激,以促进转变到较深的睡眠阶段、较浅的睡眠阶段,在特定阶段维持睡眠和/或用于其他目的。在一些实施例中,刺激器16可以被配置为使得:促进较深睡眠阶段到较浅睡眠阶段的转变包括减少对象12中的睡眠慢波,并且促进较浅睡眠阶段到较深睡眠阶段的转变包括增加睡眠慢波。

[0034] 刺激器16被配置为促进睡眠阶段之间的转变并且/或者使用电刺激、磁刺激和/或感官刺激通过无创脑刺激来维持特定阶段中的睡眠。电刺激、磁刺激和/或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。电刺激、磁刺激和/或感官刺激包括气味刺激、声音刺激、视觉刺激、触摸刺激、味觉刺激、体感刺激、触觉刺激、电刺激、磁刺激和/或其他刺激。例如,可以向对象12提供声学音调以促进睡眠阶段之间的转变和/或维持特定阶段中的睡眠。刺激器16的示例可以包括以下各项中的一个或多个:声音发生器、扬声器、音乐播放器、音调发生器、对象12的头皮上的一个或多个电极、用于递送振动刺激的振动器(例如,压电构件)、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、香料分配器和/或其他设备。在一些实施例中,刺激器16被配置为调节提供给对象12的刺激的强度、定时和/或其他参数。

[0035] 传感器18被配置为生成输出信号,该输出信号传达与对象12中的脑活动、中枢神经系统的活动、周围神经系统的活动和/或其他活动有关的信息。在一些实施例中,与脑活动有关的信息包括与中枢神经系统有关的信息、与周围神经系统的活动有关的信息和/或其他信息。在一些实施例中,传感器18被配置为生成输出信号,该输出信号传达与对象12中的慢波活动有关的信息。在一些实施例中,与对象12中的脑活动、中枢神经系统活动、周围神经系统活动和/或其他活动有关的信息是与慢波活动有关的信息。在一些实施例中,传感器18被配置为生成输出信号,该输出信号传达与在睡眠期期间提供给对象12的刺激有关的信息。

[0036] 在一些实施例中,对象12的慢波活动可以对应于对象12的睡眠阶段。对象12的睡眠阶段可以与快速动眼(REM)睡眠、NREM睡眠和/或其他睡眠相关联。对象12的睡眠阶段可以是以下各项中的一个或多个:NREM阶段N1睡眠阶段、NREM阶段N2睡眠阶段或NREM阶段N3睡眠阶段、REM睡眠阶段和/或其他睡眠阶段。在一些实施例中,NREM阶段3和/或NREM阶段4可以是慢波(例如,深度)睡眠。传感器18可以包括直接测量这些参数的一个或多个传感器。例如,传感器18可以包括EEG电极,该EEG电极被配置为检测沿着对象12的头皮的电活动,该电活动是由对象12的脑内的电流流动产生的。传感器18可以包括生成输出信号的一个或多个传感器,该输出信号间接传达与对象12的慢波活动有关的信息。例如,一个或多个传感器18可以包括基于对象12的心率生成输出的心率传感器(例如,传感器18可以是这样的心率传感器,其能够被定位在对象12的胸部上的和/或被配置为对象12的手腕上的手镯和/或被定位在对象12的另一肢体上)、基于对象12的移动生成输出的传感器(例如,传感器18可以包括能够被携带在可穿戴设备(例如围绕对象12的手腕和/或踝部的手镯)上的加速度计,使得可以使用活动记录信号来分析睡眠),基于对象12的呼吸和/或对象12的其他特性生成

输出的传感器。

[0037] 在一些实施例中,一个或多个传感器包括以下各项中的一个或多个:EEG电极、眼电图(EOG)电极、活动记录传感器、心电图(EKG)电极、呼吸传感器、压力传感器、生命体征相机、光体积描记(PPG)传感器、功能性近红外传感器(fNIR)、温度传感器、麦克风和/或被配置为生成与提供给对象12和/或其他传感器的刺激的(例如量、频率、强度和/或其他特性)有关的输出信号的其他传感器。虽然传感器18被图示在对象12附近的单个位置处,但是这并不旨在进行限制。传感器18可以包括被设置在多个位置中的传感器,这些传感器例如被设置在感官刺激器16内(或者与感官刺激器16通信),(以可移除的方式)与对象12的衣服相耦合,(例如作为头带、腕带等)由对象12佩戴,当对象12睡觉时被定位为指向对象12(例如,传达与对象12的移动有关的输出信号的相机),与对象12正在睡觉的床和/或其他家具耦合和/或在其他位置中。

[0038] 处理器20被配置为提供系统10中的信息处理能力。正因如此,处理器20可以包括以下各项中的一个或多个:数字处理器、模拟处理器、被设计用于处理信息的数字电路、被设计用于处理信息的模拟电路、状态机和/或用于以电子方式处理信息的其他机构。虽然在图1中将处理器20示为单个实体,但这仅是出于说明目的。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地位于同一设备(例如,感官刺激器16、用户接口24等)内,或者处理器20可以表示协同操作的多个设备的处理功能。在一些实施例中,处理器20可以是计算设备和/或被包括在计算设备中,例如,台式计算机、膝上型计算机、智能电话、平板计算机、服务器和/或其他计算设备。这样的计算设备可以运行一个或多个电子应用程序,其具有被配置为促进与用户与系统10的交互的图形用户接口。

[0039] 如图1所示,处理器20被配置为运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被编码在和/或以其他方式嵌入处理器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以下各项中的一个或多个:治疗部件30、年龄匹配的参考部件32、慢波活动度量部件34、刺激质量度量部件36、睡眠结构度量部件38、组合部件40、输出部件42和/或其他部件。处理器20可以被配置为通过软件,硬件,固件,软件、硬件和/或固件的某种组合来运行部件30、32、34、36、38、40和/或42和/或用于在处理器20上配置处理能力的其他机构。

[0040] 应当理解,虽然在图1中将部件30、32、34、36、38、40和42图示为被共同定位在单个处理单元内,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、36、38、40和/或42中的一个或多个可以被定位为远离其他部件。对由下文描述的不同部件30、32、34、36、38、40和/或42提供的功能的描述是出于说明性目的,并不旨在进行限制,因为部件30、32、34、36、38、40和/或42中的任何部件都可以提供比所描述的更多或更少的功能。例如,可以去掉部件30、32、34、36、38、40和/或42中的一个或多个,并且其一些或全部功能可以由其他部件30、32、34、36、38、40和/或42来提供。作为另一示例,处理器20可以被配置为运行一个或多个额外部件,该额外部件可以执行下面归因于部件30、32、34、36、38、40和/或42中的一个的一些或全部功能。

[0041] 治疗部件30被配置为控制一个或多个刺激器16以在睡眠期期间向对象12提供刺激。一个或多个刺激器16被控制为根据预定治疗方案来提供刺激。能够通过NREM睡眠中递送的(例如,周围听觉、磁、电和/或其他)刺激来增强睡眠慢波。增强睡眠慢波会提高睡眠

的恢复值。治疗部件30基于传感器18的输出信号(例如基于EEG)和/或睡眠期期间的其他信息来监测对象12的脑活动,并且通过刺激器16控制刺激(例如,听觉刺激和/或其他刺激)的递送来控制对象12中的慢波活动。在一些实施例中,治疗部件30(和/或下文描述的其他处理器部件中的一个或多个)执行与美国专利申请US 14/784782(标题为“System and Method for Sleep Session Management Based on Slow Wave Sleep Activity in a Subject”)、US 14/783114(标题为“System and Method for Enhancing Sleep Slow Wave Activity Based on Cardiac Activity”)、US 14/784746(标题为“Adjustment of Sensory Stimulation Intensity to Enhance Sleep Slow Wave Activity”)、US 15/101008(标题为“System and Method for Determining Sleep Stage Based on Sleep Cycle”)和/或US 15/100435(标题为“System and Method for Facilitating Sleep Stage Transitions”)中描述的操作相似和/或相同的一个或多个操作,通过引用将这些文献整体单独并入本文。

[0042] 图2示出了由(图1示出的)治疗部件30执行的操作200的示例说明。如图2所示,EEG电极(例如,传感器18)生成202EEG信号204。由治疗部件30(图1)来评估206指示(微)觉醒的EEG图案(α 8-12Hz和/或 β 15-30Hz谱带中的高功率)的存在。如果在刺激期间在EEG中检测到208类似觉醒的活动,则治疗部件30控制刺激器16以停止210刺激。如果在刺激时段之外检测到212类似觉醒的活动,则延迟214下一刺激的开始。如果没有检测到216类似觉醒的活动,则治疗部件30基于慢波活动带(0.5Hz至4Hz)中的功率、检测到的慢波的时间密度和/或其他信息来尝试检测218深度睡眠。响应于检测到足够深度的睡眠220,治疗部件30被配置为控制刺激器16以使得递送222听觉(如图2所示的示例中的情况,但这并不旨在进行限制)刺激。治疗部件30被配置为使得(例如)听觉刺激的(例如)音量通过基于实时EEG的睡眠深度估计而得到调制,该基于实时EEG的睡眠深度估计考虑功率比率的总和: Δ 功率/ α 功率+ Δ 功率/ β 功率。因此,睡眠越深,刺激的音量就越大。

[0043] 回到图1,年龄匹配的参考部件32被配置为获得针对对象12的年龄匹配的参考信息。针对对象12的年龄匹配的参考信息指示与针对与对象12的年龄相似的对象群体的睡眠期期间的累积慢波活动的参考量、睡眠期期间提供的刺激的参考水平、睡眠期期间的睡眠质量的参考水平和/或其他信息有关的信息。年龄匹配的参考信息包括与跨一个或多个年龄群体的慢波活动、刺激质量、睡眠结构和/或其他信息有关的各种参数的统计分布。在一些实施例中,统计分布包括平均值、标准偏差、最大值、最小值、范围、参数随时间的变化、求和、分位数(例如,50百分位数和/或中值等)和/或其他统计分布。在一些实施例中,各种参数包括睡眠期期间的累积慢波活动(CSWA)、检测到的NREM睡眠持续时间、平均刺激强度(例如,音量)、最大刺激强度(例如,音量)、最小刺激强度(例如,音量)、个体刺激(例如,音调)的总量、具有给定强度(例如,音量)的多个刺激(例如,音调)、刺激密度(例如,每个给定时间量的音调数量)、TST、WASO、SOL、觉醒的量、慢波的计数、慢波的幅度、睡眠阶段的持续时间、心轴的数量、心轴的频率和/或其他参数。

[0044] 在一些实施例中,年龄匹配的参考信息可以包括针对两个、三个、四个、五个或更多个年龄范围的参考信息。通过非限制性示例的方式,年龄匹配的参考信息可以包括针对20岁以下、20-30岁、30-40岁、40-60岁和/或60岁以上的参考信息的集合。

[0045] 在一些实施例中,针对不同年龄组的年龄匹配的参考信息由年龄匹配的参考部件

32基于来自使用系统10和/或类似系统的各种年龄的对象的先前睡眠期的信息来确定。在一些实施例中,年龄匹配的参考部件32可以被配置为促进用实验确定针对不同年龄组的年龄匹配的参考信息。在一些实施例中,促进用实验确定年龄匹配的参考信息可以包括控制刺激器16、传感器18和/或系统10的其他部件以在多个睡眠期(例如,180个睡眠期记录)上刺激(或者在假性时期不刺激)各种年龄和性别的对象(例如,在一个示例实验中为年龄范围在25至54岁之间的19个对象(4个女性,15个男性)),将信息记录在来自传感器18的输出信号中,并且确定针对上述参数中的一个或多个的统计分布中的一个或多个。

[0046] 在一些实施例中,年龄匹配的参考部件32被配置为从文献和/或其他数据库(例如,作为外部资源26的部分的其他数据库)获得年龄匹配的参考信息。在一些实施例中,系统10被配置为使得针对不同年龄组的年龄匹配的参考信息被存储在数据库中,该数据库例如是电子存储设备22、外部资源26和/或系统10的其他部件的部分。在一些实施例中,年龄匹配的参考部件32被配置为更新针对各种参数的统计分布的值。年龄匹配的参考部件32可以响应于促进另外用实验确定额外的年龄匹配的参考信息而更新值,获得在文献和/或外部资源26中包括的其他数据库中变得可用的额外的年龄匹配的参考信息,从而促进对象12和/或其他用户(例如,医生、护士、护理人员、家庭成员、研究人员等)经由用户接口24来输入和/或选择更新的信息和/或执行其他更新。

[0047] 在一些实施例中,年龄匹配的参考部件32被配置为促进经由用户接口24和/或系统10的其他部件来输入和/或选择对象12的年龄,并且将输入和/或选择的对象12的年龄与上述年龄范围和/或其他年龄范围进行比较。基于该比较,年龄匹配的参考部件32确定哪个年龄范围对应于对象12的年龄,并且从电子存储设备22和/或其他来源获得适当的年龄匹配的参考信息。(例如通过慢波活动度量部件34、刺激质量度量部件36、睡眠结构度量部件38和/或其他部件)使用所获得的对应于对象12的年龄的年龄匹配的参考信息来如下所述地确定度量。

[0048] 慢波活动度量部件34被配置为确定慢波活动度量。慢波活动度量指示对象12在睡眠期期间的慢波活动的累积量。基于输出信号、提供给对象12的刺激、年龄匹配的参考信息和/或其他信息来确定慢波活动度量。在一些实施例中,基于累积慢波活动因子(CSWA)和NREM持续时间因子来确定慢波活动度量。在一些实施例中,基于公式1来确定慢波活动度量。

[0049] 慢波活动度量 = $100 \times \text{CSWA因子} \times \text{NREM持续时间因子}$ (1)

[0050] 在一些实施例中,累积慢波活动因子和NREM因子都是基于输出信号、年龄匹配的参考信息和/或其他信息来确定的。

[0051] 在一些实施例中,CSWA因子是在由慢波活动度量部件34自动确定的睡眠期期间检测到的NREM时期上的0.5Hz至4Hz频带中的累积EEG功率或者是基于上述累积EEG功率来确定的。在一些实施例中,为了确保适当的频率分辨率和/或出于其他原因,慢波活动度量部件34被配置为使得考虑6秒长的时期。响应于治疗部件30和/或系统10的其他部件使用不同持续时间的时期来确定对象12中的睡眠阶段,慢波活动度量部件34可以被配置为使得施加额外的下采样步骤(例如在睡眠分期时期较短的情况下)和/或额外的上采样步骤(例如在睡眠分期时期较长的情况下)以获得6秒长的时期。

[0052] 在一些实施例中,慢波活动度量部件34被配置为使得慢波活动度量部件34对CSWA

因子的自动确定与基于手动注释的NREM时期确定的累积慢波活动相关。这在图3中图示出。图3是基于自动检测到的NREM持续时间确定的CSWA 302与针对来自相同睡眠期306的CSWA的基于手动注释的NREM持续时间确定的CSWA 304的关系的标绘图300。如图3所示,线性数据拟合310的相关性308接近1.0。

[0053] 图4还图示了对CSWA因子的确定。假设由慢波活动度量部件34基于针对对象12(图1)在给定睡眠期内的输出信号确定给定睡眠期400的CSWA,使用针对对象12所属于的年龄范围的参考CSWA信息402来确定CSWA因子。慢波活动度量部件34被配置为将睡眠期中的对象12达到404的CSWA与对应的年龄匹配的CSWA的参考值406进行比较(在图7中由 μ 表示)。在图4中的CSWA因子确定标绘图412中示出年龄匹配的参考值406和标准偏差(σ)和参考值406周围的408($\sigma-\mu$)、410($\sigma+\mu$)。基于标绘图412来确定CSWA因子,在标绘图412中,CP₁和CP₂是可配置参数414和416。在一些实施例中,慢波活动度量部件34(图1)被配置为使得CP₁和/或CP₂在制造时得到确定,经由用户接口24(图1)得到输入和/或选择,基于对象12(图1)和/或其他对象的先前睡眠期得到确定和/或以其他方式得到确定。

[0054] 在该示例(以及下面针对慢波活动度量和其他度量描述的示例)中,由系统10确定的指示符是数字分数,本文描述的度量是被加权和组合以确定指示符的数字子分数,并且CSWA因子是慢波活动度量的数字子分数。如图4所示,参数CP₁和CP₂分别设定为1和1.1。这意味着在该示例中,如果对象12中的CSWA 404比CSWA 406的年龄匹配的平均量低408一个标准偏差以上,则CSWA因子418具有从1到0线性减小的值,这具体取决于CSWA的量。如果CSWA 404比年龄匹配的CSWA 406的平均量高410一个标准差以上,则CSWA因子418从1.1线性增加。在CSWA408与CSWA 410之间,CSWA因子418恒定为1,直到CSWA 406为止,然后从1到1.1线性增加,直到CSWA 410为止。

[0055] 在一些实施例中,慢波活动度量部件34(图1)被配置为使得NREM持续时间因子基于公式2来确定。

[0056]

$$\text{NREM 持续时间因子} = \max \left\{ 0, \min \left\{ \phi_1, \frac{\phi_1}{\mu_{dur} - \sigma_{dur}} d_{NREM} \right\} \right\} + \max \left\{ 0, \frac{\phi_2 - \phi_1}{\sigma_{dur}} (d_{NREM} - \mu_{dur}) \right\} \quad (2)$$

[0057] 其中, μ_{dur} 和 σ_{dur} 是针对对象12(图1)的对应的年龄匹配的年龄范围的NREM检测持续时间的均值和标准偏差, d_{NREM} 是由慢波活动部件34基于输出信号对睡眠期期间的对象12检测到的NREM睡眠的持续时间,并且 ϕ_1 和 ϕ_2 是基于针对对象12确定的NREM持续时间来确定NREM持续时间因子的值的可配置参数(如CP₁和CP₂)。在一些实施例中,慢波活动度量部件34(图1)被配置为使得 ϕ_1 和/或 ϕ_2 在制造时得到确定,经由用户接口24(图1)得到输入和/或选择,基于对象12(图1)和/或其他对象的先前睡眠期得到确定和/或以其他方式得到确定。

[0058] 图5图示了对NREM持续时间因子的确定。图5(a)图示了针对三个不同年龄范围502、504、506的示例年龄匹配的参考NREM持续时间信息500。如图5(b)所示(类似于图4中的标绘图412),如果 d_{NREM} 在 $\mu_{dur} - \sigma_{dur}$ 510与 μ_{dur} 512之间,针对低于 $\mu_{dur} - \sigma_{dur}$ 510的 d_{NREM} 的值线性减小,并且针对高于 μ_{dur} 512的 d_{NREM} 的值逐渐增加(其中,对于 $d_{NREM} = \mu_{dur} + \sigma_{dur}$ 514,值 $\phi_2 >$ 值 ϕ_1),则NREM持续时间因子508等于 ϕ_1 。在该示例中, ϕ_1 和 ϕ_2 分别为1和1.1(这并不旨在进行限制)。图5(b)图示了针对三个不同年龄范围502、504和506的示例NREM持续时间

因子522的范围516、518、520。

[0059] 如上所述,慢波活动度量部件34(图1)被配置为基于公式1(例如, $100 \times \text{NREM}$ 持续时间因子 $\times$ CSWA因子)来确定慢波活动度量。图6图示了对针对对应于对象12(图1)的年龄的三个示例年龄范围602、604、606的慢波活动度量600(被示为对数阴影色标)的确定。慢波活动度量600的值取决于年龄范围。针对图6中示出的个体年龄范围602、604、606,分别用实线和虚线表示年龄匹配的参考CSWA 608与检测到的NREM 610和标准偏差的关系。

[0060] 回到图1,刺激质量度量部件36被配置为确定刺激质量度量。刺激质量度量指示刺激在睡眠期期间增强对象12中的慢波活动的程度。基于输出信号、提供给对象12的刺激、年龄匹配的参考信息和/或其他信息来确定刺激质量度量。在一些实施例中,刺激质量度量是以下各项中的一个或多个或者与之有关:平均刺激强度(例如,音量)、最大刺激强度(例如,音量)、最小刺激强度(例如,音量)、个体刺激(例如,音调)的总量、具有给定强度(例如,音量)的多个刺激(例如,音调)、刺激密度(例如,每个给定时间量的音调数量)和/或其他刺激特性。

[0061] 在一些实施例中,刺激质量度量是与对象12中的慢波活动增强相关的特性和/或与之有关。在一些实施例中,刺激质量度量部件36被配置为通过确定线性回归模型来确定刺激的哪个特性与慢波活动增强相关,从而分析对象12中的慢波活动对各种特性(例如,上文列出的特性)的依赖性。通过非限制性示例的方式,刺激质量度量部件36可以使用以下各项中的一个或多个来确定线性回归模型:所有音调中的平均音量($\langle V \rangle$)、达到的最大音量(V_M)、最小音量(V_m)、所有音调的音量总和(“总声能”),总声能如公式3所示:

$$[0062] \quad \sum_{(\text{音调}_i)} V_i \quad (3)$$

[0063] 音量 $\leq 55\text{dB}$ 的音调数量 ($\#V_{\leq 55}$), 音量为 $55 < V_i \leq 60\text{dB}$ 的音调数量 ($\#V_{[55,60]}$), 音量为 $60 < V_i \leq 65\text{dB}$ 的音调数量 ($\#V_{[60,65]}$), 音量为 $65 < V_i \leq 70\text{dB}$ 的音调数量 ($\#V_{[65,70]}$), 音量为 $70 < V_i \leq 75\text{dB}$ 的音调数量 ($\#V_{[70,75]}$) 和/或音调密度(每个检测到的N3持续时间的音调数量 ($\rho_{\text{音调}}$))。在一些实施例中,刺激质量度量部件36被配置为使得(以下的)公式4中的线性模型具有基于标准算法估计的权重系数“ β_i ”并且指示相关联的刺激属性的相对重要性(例如,前提是公式(3)中的项是z得分)。

$$[0064] \quad \text{CSWA} = \beta_1 \langle V \rangle + \beta_2 V_M + \beta_3 V_m + \beta_4 \sum_{\text{音调}_i} V_i + \beta_5 \#V_{\leq 55} + \beta_6 \#V_{[55,60]} + \beta_7 \#V_{[60,65]} + \beta_8 \#V_{[65,70]} + \beta_9 \#V_{[70,75]} + \beta_{10} \rho_{\text{音调}} \quad (4)$$

[0065] 在该示例中,三个最具统计显著性的线性模型系数为: $\#V_{\leq 55}$,其中, $\beta_5 = 0.48$ 并且显著性值 $p = 7.4e-10$; $\#V_{[55,60]}$,其中, $\beta_6 = 0.49$ 并且显著性值 $p = 1.9e-6$;以及 $\rho_{\text{音调}}$,其中, $\beta_{10} = -1.25$ 并且显著性值 $p = 3.9e-15$ 。这指示对CSWA具有最大正(相关性)影响的刺激属性是音量低于或等于60dB的音调的数量。图7示出了具有 $\leq 60\text{dB}$ 的音量的音调数量与CSWA之间的统计显著性的相关性。

[0066] 图7图示了针对多个睡眠夜晚(睡眠期)的各个数据点700,其中,对象接受刺激,线性拟合702到数据点700,相关系数704接近0.5并且p值706小于 $1e-6$ 。因此,在该示例实施例中,使用音量小于或等于60dB的音调的数量来量化刺激的质量。该实施例不是限制性的并且不应认为排除使用其他刺激特性和/或其组合来量化刺激质量。

[0067] 图8图示了基于音量低于或等于60dB的音调的数量对刺激质量度量的确定。在一些实施例中,刺激质量度量部件36(图3)被配置为针对年龄匹配的参考信息来分析音量低于60dB的音调的数量。图8(a)示出了针对三个示例年龄范围802、804、806的分布。年龄范围之间的音调的数量的差异是由于深度睡眠的持续时间随着年龄而降低的事实引起的。刺激质量度量部件36使用(例如由刺激质量度量部件36确定的)每个分布的均值(μ)和标准偏差值(σ)来确定与根据(下面的)公式5和/或图8(b)的刺激质量(刺激质量点)相关联的点的数量(例如在指示符是如上所述的分数的示例性实施例中):

[0068]

$$\text{刺激质量点} = \max \left\{ 0, \min \left\{ TP_1, \frac{TP_1}{\mu - \sigma} N_t \right\} \right\} + \max \left\{ 0, \frac{TP_2 - TP_1}{\sigma} (N_t - \mu) \right\} \quad (5)$$

[0069] 如图8(b)所示,如果音调的数量在($\mu - \sigma$)与 μ 之间,则给出 TP_1 点808,并且如果音调的数量低于($\mu - \sigma$),则给出比例数量的点810。如果递送超过 μ 个音调,则当音调的数量是($\mu + \sigma$)时,点812的数量以 $TP_2 (> TP_1)$ 的值线性增加。

[0070] 在公式5中, N_t 是音调的数量(音量 ≤ 60 dB),并且 μ 和 σ 是针对对应的年龄范围的均值和标准偏差。图8(c)示出了针对(示例)个体年龄范围802、804、806的使用该模型的刺激质量点分布814、816、818(针对例如 $TP_1 = 100$ 并且 $TP_2 = 130$)。由于年龄标准化,跨在不同年龄范围的点分布是相似的(特别是,例如,中值为100)。 TP_1 和/或 TP_2 (像 ϕ_1 和 ϕ_2 和/或 CP_1 和 CP_2 一样)是可配置参数。在一些实施例中,刺激质量度量部件36(图1)被配置为使得 TP_1 和/或 TP_2 在制造时得到确定,经由用户接口24(图1)得到输入和/或选择,基于对象12(图1)和/或其他对象的先前睡眠期得到确定和/或以其他方式得到确定。

[0071] 回到图1,睡眠结构度量部件38被配置为确定睡眠结构度量。睡眠结构度量指示睡眠期间针对对象12的睡眠质量。基于输出信号、提供给对象12的刺激、年龄匹配的参考信息和/或其他信息来确定睡眠结构度量。在一些实施例中,基于年龄匹配的参考信息以及针对对象12的睡眠开始的等待时间值、针对对象12的睡眠开始后唤醒值、睡眠期期间的总睡眠时间、睡眠期期间的觉醒次数和/或其他信息中的一个或多个来确定睡眠结构度量。在一些实施例中,基于输出信号和/或其他信息来确定睡眠开始的等待时间值、睡眠开始后唤醒值、总睡眠时间和/或觉醒次数。

[0072] 在一些实施例中,睡眠结构度量部件38被配置为基于(由通过睡眠结构度量部件38和/或处理器20的其他部件基于来自传感器18的输出信号和/或其他信息)自动生成的睡眠图来确定睡眠开始的等待时间值、睡眠开始后唤醒值、总睡眠时间、觉醒次数和/或其他睡眠结构参数。图9图示了这些睡眠结构参数和/或其他睡眠结构参数的示例。例如,睡眠意图900包括在睡眠开始之前闭上眼睛的第一连续(例如)30s长的时期(例如,不存在眨眼并且任选地例如对象12(图1)显示出EEG α 功率的增加的第一时期)。睡眠开始902包括第一连续(例如)180s长的睡眠时期。睡眠开始的等待时间(SOL)904包括在检测到睡眠意图900与检测到睡眠开始902之间经过的时间。唤醒时间906包括在睡眠期结束之前的最后一个睡眠时期的结束。睡眠开始后唤醒(WASO)908包括睡眠开始与唤醒事件910之间的唤醒时期的持续时间。床上时间912包括在睡眠意图900与唤醒时间906之间经过的时间。总睡眠时间(TST)(图9中未示出)包括唤醒时间906减去睡眠开始时间902,减去WASO 908。觉醒(图9中未示出)包括每小时(例如,和/或在一些实施例中,长于预定义持续时间,例如,5分钟)睡眠

的觉醒次数。

[0073] 图10图示了确定对如本文所述的指示符的总体确定有贡献的总睡眠时间 (TST) 点 (在该示例中, 指示符是分数)。图10 (a) 图示了针对年龄匹配的参考信息中的 (例如) 三个不同年龄范围1002、1004、1006的TST分布1000。针对各个年龄组的 (例如由睡眠结构度量部件38和/或处理器20的其他部件确定的) 均值 (μ) 和标准偏差值 (σ) 用于根据公式6和图10 (b) 来确定与TST相关联的点的数量。

$$[0074] \quad \text{TST 点} = \min \left\{ 1, \max \left\{ 0, \frac{TST_i - \mu + 2 * \sigma}{2 * \sigma} \right\} \right\} * W_{TST} * 100 \quad (6)$$

[0075] 如图10 (b) 所示, 睡眠结构度量部件38被配置为使得在TST匹配均值 μ 1010的情况下给出 W_{TST} 点1008。如果TST在年龄匹配的均值 ($\mu - 2 * \sigma$) 1012的2个标准偏差内, 则给出线性减少的点的数量。如果TST低于 $\mu - 2 * \sigma$, 则分配的点的数量为0。这种方法奖励较长的TST并惩罚短的TST。在公式6中, TST_i 是针对给定的睡眠期的TST, 并且 μ 和 σ 是针对对应的年龄范围的均值和标准偏差。图10 (c) 示出了针对各个年龄范围示例使用该模型的TST点。

[0076] 图11图示了确定对如本文所述的指示符的总体确定有贡献的WASO点 (在该示例中, 指示符是分数)。图11 (a) 图示了针对年龄匹配的参考信息中的 (例如) 三个不同年龄范围1102、1104、1106的WASO分布1100。针对各个年龄组的 (例如由睡眠结构度量部件38和/或处理器20的其他部件确定的) 均值 (μ) 和标准偏差值 (σ) 用于根据公式7和图11 (b) 来确定与WASO相关联的点的数量。

$$[0077] \quad \text{WASO 点} = \min \left\{ 1, \max \left\{ 0, \frac{\mu - WASO_i + 2 * \sigma}{2 * \sigma} \right\} \right\} * W_{WASO} * 100 \quad (7)$$

[0078] 如图11 (b) 所示, 睡眠结构度量部件38被配置为使得在WASO处于年龄匹配的均值 μ 1110处的情况下给出 W_{WASO} 点1108。如果WASO在年龄匹配的均值 ($\mu + 2 * \sigma$) 1112的两个标准偏差内, 则给出线性减少的点的数量。如果WASO高于 $\mu + 2 * \sigma$, 则分配的点的数量为0。这种方法惩罚长的WASO。在公式7中, $WASO_i$ 是针对特定睡眠期的WASO, 并且 μ 和 σ 是针对对应的年龄范围的均值和标准偏差。图11 (c) 示出了针对各个示例年龄范围使用该模型的WASO点。

[0079] 图12图示了确定对如本文所述的指示符的总体确定有贡献的SOL点 (在该示例中, 指示符是分数)。图12 (a) 图示了针对年龄匹配的参考信息中的 (例如) 三个不同年龄范围1202、1204、1206的SOL分布1200。针对各个年龄组的 (例如由睡眠结构度量部件38和/或处理器20的其他部件确定的) 均值 (μ) 和标准偏差值 (σ) 用于根据公式8和图12 (b) 来确定与SOL相关联的点的数量。

$$[0080] \quad \text{SOL 点} = \min \left\{ 1, \max \left\{ 0, \frac{\mu - SOL_i + 2 * \sigma}{2 * \sigma} \right\} \right\} * W_{SOL} * 100 \quad (8)$$

[0081] 如图12 (b) 所示, 睡眠结构度量部件38被配置为使得在SOL处于年龄匹配的均值 μ 1210的情况下给出 W_{SOL} 点1208。如果SOL在年龄匹配的均值 ($\mu + 2 * \sigma$) 1212的两个标准偏差内, 则给出线性减少的点的数量。如果SOL高于 $\mu + 2 * \sigma$, 则分配的点的数量为0。这种方法惩罚长的SOL。在公式8中, SOL_i 是针对特定睡眠期的SOL, 并且 μ 和 σ 是针对对应的年龄范围的均值和标准偏差。图12 (c) 示出了针对各个示例年龄范围使用该模型的SOL点。

[0082] 图13图示了确定对如本文所述的指示符的总体确定有贡献的觉醒和/或觉醒密度点 (在该示例中, 指示符是分数)。图13 (a) 图示了针对年龄匹配的参考信息中的 (例如) 四个

不同年龄范围1301、1302、1304、1306的觉醒密度(例如,每小时的觉醒数)分布1300。图13(a)图示了针对(不提供刺激的)假性睡眠期1305和刺激的睡眠期1307的觉醒密度1300。分布1300表明根据年龄范围和/或条件(假性或刺激)引起很小的差异。因此,(在该示例中)针对基于觉醒密度的点,睡眠结构度量部件38被配置为使得在基于年龄范围确定点时没有区别。

[0083] 给定上述分布,睡眠结构度量部件38被配置为惩罚觉醒密度大于每小时7次觉醒(这是非限制性示例)(例如,如图13(b))所示为大致均值1310加上标准偏差1312的一半)的睡眠期(其中,在NREM期间没有点1314线性缩放由觉醒密度贡献的点1316直到理想的零觉醒1318),并且奖励完整的100个点1320(这是非限制性示例并且可以是任何数量的允许系统10如本文所述的那样起作用的点)。这也在公式9中得以描述:

$$[0084] \quad \text{觉醒点} = \max \left\{ 0, \min \left\{ 1, 1 - \frac{\text{觉醒}_{\text{实际}}}{\text{觉醒}_{\text{最大}}} \right\} \right\} * 100 \quad (9)$$

[0085] 其中,觉醒_{实际}是在自动检测到的NREM时段期间以每小时的觉醒次数测量的实际觉醒密度,并且觉醒_{最大}是当前设定的(例如由睡眠结构度量部件38和/或处理器20的其他部件基于来自传感器18的输出信号和/或其他信息中的信息确定的)每小时觉醒次数(例如,7)的定义阈值。睡眠结构度量部件38被配置为使得阈值可以在制造时得到确定,由用户(例如,对象12和/或其他用户)经由用户接口24进行输入和/或选择,基于对象12的先前睡眠期得到确定和/或以其他方式得到确定。

[0086] 在一些实施例中,睡眠结构度量部件38(图1)被配置为通过(例如)基于公式10对上述TST、WASO、SOL和觉醒点进行线性组合来确定睡眠结构度量:

$$[0087] \quad \text{SA点} = \frac{a_1 * \text{TST点} + a_2 * \text{WASO点} + a_3 * \text{SOL点} + a_4 * \text{觉醒点}}{a_1 + a_2 + a_3 + a_4} \quad (10)$$

[0088] 其中, a_1 、 a_2 、 a_3 和 a_4 是由睡眠结构度量部件38基于赋予所讨论的参数的相对重要性而分配的权重(例如,在制造时得到确定,由用户(例如,对象12和/或其他用户)经由用户接口24(图1)进行输入和/或选择,基于对象12的先前睡眠期得到确定和/或以其他方式得到确定),并且TST点、WASO点、SOL点和觉醒点是如上所述的点。通过非限制性示例的方式,在一些实施例中,睡眠结构度量部件38可以被配置为使得 $a_1=0.26$, $a_2=0.26$, $a_3=0.09$ 并且 $a_4=0.21$ 。图14示出了如上文详细描述的确定的睡眠结构点(睡眠结构度量)1400的(例如按年龄范围1402、1404、1406和假性1408与刺激1410的关系的)示例分布。

[0089] 回到图1,组合部件40被配置为将慢波活动度量、刺激质量度量、睡眠结构度量和/或其他度量进行组合。组合度量以确定指示符和/或其他信息。在一些实施例中,该组合包括慢波活动度量、刺激质量度量和睡眠结构度量的线性组合。在一些实施例中,在线性组合中对慢波活动度量、刺激质量度量和睡眠结构度量单独进行加权。图15图示了慢波活动度量、刺激质量度量和睡眠结构度量的组合。

[0090] 图15图示了将慢波活动度量1502、刺激质量度量1504和睡眠结构度量1506进行组合1500以确定用于向对象12(图1)进行显示1510的指示符1508。图15图示了在与用户相关联的计算设备(例如,智能手机)的图形用户接口1522(例如,图1中示出的用户接口24)中将指示符显示为分数1520。如图15所示,组合部件40(图1)被配置为使得指示符1508被确定为

慢波活动度量1502、刺激质量度量1504和睡眠结构度量1506的线性组合。如图15所示且如公式11中所描述地对各个度量(CSWA点对应于慢波活动度量,刺激质量点对应于刺激质量度量,并且SA点对应于睡眠结构度量)进行加权(w_1 1512、 w_2 1514、 w_3 1516)。

[0091] 总分数 = w_1 *CSWA点 + w_2 *刺激质量点 + w_3 *SA点 (11)

[0092] 权重 w_1 1512、 w_2 1514、 w_3 1516可以在制造时得到确定,经由用户接口24得到输入、选择和/或调整(例如得到调整以获得最能表示由系统的用户报告的主观睡眠质量的分数),基于对象12的先前睡眠期得到确定和/或以其他方式得到确定。在一些实施例中,组合的度量可以是相等和/或不相等的加权。例如,在一些实施例中,慢波活动度量和刺激质量度量可以被相等地加权,而睡眠结构度量可以被更重地加权。作为另一示例, w_1 可以是大约0.45, w_2 可以是大约0.05,并且 w_3 可以是大约0.5。还有更多可能的示例。组合部件40可以被配置为使得本文描述的权重具有允许系统10如所描述的那样起作用的任何值。在一些实施例中,例如为了确保假性睡眠期具有接近100的总分数,可以将组合部件40配置为使得权重进一步乘以(例如)1.2和/或其他值。在一些实施例中,这是确保假性夜晚具有100的平均分数的缩放因子的示例。在这样的实施例中,具有刺激的夜晚将具有高于100的分数,这能够得到更直观的理解。

[0093] 回到图1,输出部件42被配置为输出指示符(其表示在睡眠期期间提供给对象12的刺激的效果)以用于向对象12和/或其他用户(例如,医生、护士、护理人员、家庭成员、研究人员等)进行显示。输出指示符可以包括对指示符的有线和/或无线通信,控制一个或多个计算设备以显示指示符和/或其他输出。

[0094] 图16图示了向对象12和/或其他用户显示指示符的示例。图16图示了在与用户相关联的计算设备(例如,智能手机)的图形用户接口1602(例如,图1中示出的用户接口24)中将指示符显示为分数1600。在一些实施例中,分数可以是数字标度上的数字(例如,1-100),其表示刺激在睡眠期间的益处。这并不旨在进行限制。在一些实施例中,输出部件42可以被配置为使得指示符包括一种或多种颜色、一种或多种形状、字母数字指示符、字母字符(例如,A+、B等)、声音(例如,各种蜂鸣声(例如)噪声和/或其他声音)和/或指示在睡眠期间针对用户(例如,对象12)的刺激的益处的其他特性。可以基于上述公式和/或其他信息来确定数字、颜色、形状和/或其他特性。例如,在恢复性睡眠的质量之夜之后,输出部件42可以被配置为将指示符显示为绿色圆圈。在睡眠不佳之夜之后,输出部件42可以使指示符显示为红色圆圈。这些只是一些示例。预想到更多可能性(例如,蜂鸣声等)。如图16所示,图形用户接口1602还显示其他信息,包括但不限于日期1604、在睡眠期1606期间在深度睡眠中花费的时间、治疗时间1608(例如,向对象12提供刺激的时间量),对象12从睡眠中醒来的次数1610和/或其他信息。

[0095] 图17图示了由系统10(图1)执行的操作的示例。如图17所示,系统10被配置为根据预定治疗方案在睡眠期期间向对象提供1700刺激。生成1702传达与在睡眠期期间对象中的脑活动和提供给对象的刺激有关的信息的输出信号。系统10被配置为使得获得针对对象的年龄匹配的参考信息。针对对象的年龄匹配的参考信息指示针对与对象具有相似年龄的对象群体的与睡眠期期间的累积慢波活动的参考量、睡眠期期间提供的刺激的参考水平以及睡眠期期间的睡眠质量的参考水平有关的信息。在操作1704处,确定慢波活动度量1705。基于输出信号(例如包括后处理1708EEG信息,检测NREM睡眠1710等)、年龄匹配的参考信息

1712和/或其他信息来确定1706慢波活动度量。在一些实施例中,基于累积慢波活动因子1714和非快速动眼(NREM)持续时间因子1716来确定慢波活动度量。

[0096] 在操作1720处,确定刺激质量度量1722。基于输出信号1702、提供给对象的刺激1724、年龄匹配的参考信息1726和/或其他信息来确定刺激质量度量。在一些实施例中,基于在睡眠期期间递送给对象的音调的数量、年龄匹配的参考信息和/或其他信息来确定刺激质量度量。

[0097] 在操作1750处,确定睡眠结构度量1751。睡眠结构度量指示针对对象在睡眠期期间的睡眠质量。基于输出信号1702、年龄匹配的参考信息1752和/或其他信息来确定睡眠结构度量。在一些实施例中,基于针对对象的睡眠开始的等待时间值、针对对象的睡眠开始后唤醒值、睡眠期期间的总睡眠时间、睡眠期期间的觉醒次数和/或其他信息中的一个或多个以及年龄匹配的参考信息来确定睡眠结构度量。

[0098] 在操作1760处,将慢波活动度量、刺激质量度量和睡眠结构度量进行组合。组合度量以确定指示符1762和/或其他信息。在一些实施例中,在线性组合中对慢波活动度量、刺激质量度量和睡眠结构度量单独进行加权1764。在操作1780处,输出指示符(其表示在睡眠期期间提供给对象的刺激的效果)以用于向对象进行显示。

[0099] 回到图1,电子存储设备22包括以电子方式存储信息的电子存储介质。电子存储设备22的电子存储介质可以包括以下两种情况中的一种或两种:与系统10一体地(即,基本上不可移除地)提供的系统存储设备和/或能经由例如端口(例如,USB端口、火线端口等)或驱动器(例如,磁盘驱动器等)可移除地连接到系统10的可移除存储设备。电子存储设备22可以包括以下各项中的一种或多种: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、磁性硬盘驱动器、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,闪存驱动器等)和/或其他电子可读存储介质。电子存储设备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/或外部计算系统接收的信息和/或使得系统10能够正常运行的其他信息。例如,电子存储设备22可以存储本文描述的年龄匹配的参考信息、用于确定针对对象12的指示符的算法和/或其他信息。电子存储设备22可以(整体或部分地)是系统10内的单独部件,或者电子存储设备22可以(整体或部分地)与系统10的一个或多个其他部件(例如,处理器20)一体地提供。

[0100] 用户接口24被配置为提供系统10与对象12和/或其他用户之间的接口,对象12和/或其他用户可以通过该接口向系统10提供信息并从系统10接收信息。这使得被统称为“信息”的数据、提示、结果和/或指令以及任何其他可通信项能够在用户(例如,对象12)与感官刺激器16、传感器18、处理器20和/或系统10的其他部件中的一个或多个之间进行通信。例如,EEG、本文描述的指示符和/或其他信息可以经由用户接口24被显示给护理人员和/或对象12。适合被包括在用户接口24中的接口设备的示例包括按键、按钮、开关、键盘、旋钮、控制杆、显示屏、触摸屏、扬声器、麦克风、指示灯、声音警报器、打印机、触觉反馈设备和/或其他接口设备。

[0101] 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的其他部件一体地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。在一些实施例中,如下所述,用户接口24可以与传感器18、刺激器16、处理器20、电子存储设备22和/或系统10的其他

部件一起被包括在单个设备中。在一些实施例中,用户接口24可以是诸如台式计算机、膝上型计算机、智能电话、平板计算机和/或其他计算设备之类的计算设备和/或被包括在其中。这样的计算设备可以运行具有图形用户接口的一个或多个电子应用程序,所述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。由与对象12相关联的计算设备显示的图形用户接口可以例如向对象12显示(例如如上所述与输出部件42有关的)指示符。

[0102] 应当理解,本公开内容还将其他(硬连线或无线)通信技术预想为用户接口24。例如,本公开内容预想到用户接口24可以与由电子存储设备22提供的可移动存储接口相集成。在该示例中,信息可以从可移动存储设备(例如,智能卡、闪速驱动器、可移动磁盘等)加载到系统10中,使得(一个或多个)用户能够定制系统10的实施方式。适于与系统10一起作用用户接口24的其他示例性输入设备和技术包括但不限于RS-232端口、RF连接、IR连接、调制解调器(电话、线缆或其他)。简而言之,本公开内容将任何用于与系统10进行信息通信的技术预想为用户接口24。

[0103] 外部资源26包括信息源(例如,存储年龄匹配的参考信息的数据库、网站等)、参与系统10的外部实体(例如,医学护理提供者的医学记录系统)、医学和/或其他仪器(例如,灯和/或其他照明设备、声音系统、音频和/或视觉记录设备等)被配置为与系统10、系统10外部的一个或多个服务器、网络(例如,互联网)、电子存储设备、与Wi-Fi技术有关的仪器、与蓝牙技术有关的仪器、数据输入设备、传感器、扫描器、与个体用户相关联的计算设备和/或其他资源进行通信和/或受其控制。在一些实施方式中,本文中归属于外部资源26的一些或所有功能可以由系统10中包括的资源来提供。外部资源26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Wi-Fi技术和/或经由其他资源与处理器20、用户接口24、传感器18、电子存储设备22、感官刺激器16和/或系统10的其他部件进行通信。

[0104] 在图1中,感官刺激器16、传感器18、处理器20、电子存储设备22和用户接口24被示为单独的实体。这并不旨在进行限制。系统10的一些和/或所有部件和/或其他部件可以被分组到一个或多个单个设备中。例如,这些部件可以被集成在对象12在睡眠期间佩戴的耳机和/或其他服装中。

[0105] 图18图示了用于利用指示符系统输出表示在睡眠期期间提供给对象的刺激的效果的指示符的方法1800。该指示符系统包括一个或多个刺激器、一个或多个传感器、一个或多个硬件处理器和/或其他部件。一个或多个硬件处理器被配置为运行计算机程序部件。计算机程序部件包括治疗部件、年龄匹配的参考部件、慢波活动度量部件、刺激质量度量部件、睡眠结构度量部件、组合部件、输出部件和/或其他部件。下文呈现的方法1800的操作旨在是说明性的。在一些实施例中,方法1800可以利用未描述的一个或多个额外操作来完成,并且/或者可以在没有所讨论的操作中的一个或多个操作的情况下完成。另外,在图18中图示和在下文描述方法1800的操作的顺序并不旨在进行限制。

[0106] 在一些实施例中,方法1800可以在一个或多个处理设备(例如,数字处理器、模拟处理器、被设计用于处理信息的数字电路、被设计用于处理信息的模拟电路、状态机和/或用于以电子方式处理信息的其他机构)中实施。一个或多个处理设备可以包括响应于以电子方式存储在电子存储介质上的指令而运行方法1800的一些或全部操作的一个或多个设备。一个或多个处理设备可以包括通过被专门设计用于运行方法1800的操作中的一个或多

个操作的硬件、固件和/或软件来配置的一个或多个设备。

[0107] 在操作1802处,控制一个或多个刺激器以在睡眠期期间向对象提供刺激。在一些实施例中,一个或多个刺激器包括音调发生器和/或其他刺激器。一个或多个刺激器被控制为根据预定治疗方案来提供刺激。在一些实施例中,操作1802由与(如图1所示且在本文中描述的)治疗部件30相同或相似的处理器部件来执行。

[0108] 在操作1804处,生成传达与在睡眠期期间对象中的脑活动和提供给对象的刺激有关的信息的输出信号。在一些实施例中,一个或多个传感器包括被配置为生成传达与对象中的脑活动有关的信息的脑电图(EEG)输出信号的EEG传感器和/或其他传感器。在一些实施例中,一个或多个传感器包括被配置为生成传达与提供给对象的刺激有关的信息的输出信号的(例如)麦克风和/或其他传感器。在一些实施例中,操作1804由与(如图1所示且在本文中描述的)传感器18相同或相似的一个或多个传感器来执行。

[0109] 在操作1806处,获得针对对象的年龄匹配的参考信息,所述年龄匹配的参考信息指示针对与对象具有相似年龄的对象群体的与在睡眠期期间的累积慢波活动的参考量、在睡眠期期间提供的刺激的参考水平以及在睡眠期期间的睡眠质量的参考水平有关的信息。在一些实施例中,操作1806由与(如图1所示且在本文中描述的)年龄匹配的参考部件32相同或相似的处理器部件来执行。

[0110] 在操作1808处,确定慢波活动度量。慢波活动度量指示在睡眠期期间对象中的慢波活动的累积量。基于输出信号、提供给对象的刺激、年龄匹配的参考信息和/或其他信息来确定慢波活动度量。在一些实施例中,基于累积慢波活动因子和非快速动眼(NREM)持续时间因子来确定慢波活动度量。在一些实施例中,基于输出信号、年龄匹配的参考信息和/或其他信息来确定累积慢波活动因子和NREM因子两者。在一些实施例中,累积慢波活动因子是在睡眠期期间检测到的NREM时期内的0.5Hz至4Hz频带中的累积EEG功率和/或是基于该累计EEG功率来确定的。在一些实施例中,操作1808由与(如图1所示且在本文中描述的)慢波活动度量部件34相同或相似的处理器部件来执行。

[0111] 在操作1810处,确定刺激质量度量。刺激质量度量指示刺激在睡眠期期间增强对象中的慢波活动的程度。基于输出信号、提供给对象的刺激、年龄匹配的参考信息和/或其他信息来确定刺激质量度量。在一些实施例中,基于在睡眠期期间递送给对象的音调的数量、年龄匹配的参考信息和/或其他信息来确定刺激质量度量。在一些实施例中,操作1810由与(如图1所示且在本文中描述的)刺激质量度量部件36相同或相似的处理器部件来执行。

[0112] 在操作1812处,确定睡眠结构度量。睡眠结构度量指示针对对象在睡眠期期间的睡眠质量。基于输出信号、提供给对象的刺激、年龄匹配的参考信息和/或其他信息来确定睡眠结构度量。在一些实施例中,基于针对对象的睡眠开始的等待时间值、针对对象的睡眠开始后唤醒值、睡眠期期间的总睡眠时间、睡眠期期间的觉醒次数和/或其他信息中的一个或多个以及年龄匹配的参考信息来确定睡眠结构度量。在一些实施例中,基于输出信号和/或其他信息来确定睡眠开始的等待时间值、睡眠开始后唤醒值、总睡眠时间和/或觉醒次数。在一些实施例中,操作1812由与(如图1所示且在本文中描述的)睡眠结构度量部件38相同或相似的处理器部件来执行。

[0113] 在操作1814处,对慢波活动度量、刺激质量度量和睡眠结构度量进行组合。组合度

量以确定指示符和/或其他信息。在一些实施例中,该组合包括慢波活动度量、刺激质量度量和睡眠结构度量的线性组合。在一些实施例中,在线性组合中对慢波活动度量、刺激质量度量和睡眠结构度量单独进行加权。在一些实施例中,操作1814由与(如图1所示且在本文中描述的)组合部件40相同或相似的处理器部件来执行。

[0114] 在操作1816处,输出指示符(其表示在睡眠期期间提供给对象的刺激的效果)以用于向对象进行显示。在一些实施例中,操作1816由与(如图1所示且在本文中描述的)输出部件42相同或相似的处理器部件来执行。

[0115] 虽然已经基于当前被认为是最实用和优选的实施例,出于图示的目的详细描述了本发明,但是应当理解,这样的详情仅出于所述目的,并且本发明不限于所公开的实施例,而是相反,旨在覆盖在权利要求的精神和范围之内的修改和等效布置。例如,应当理解,本发明预期任何实施例的一个或多个特征能够在可能的范围内与任何其他实施例的一个或多个特征进行组合。

[0116] 在权利要求中,被放置在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“包含”不排除权利要求中列出的那些元件或步骤之外的元件或步骤存在。在列举若干单元的装置型权利要求中,这些单元中的若干可以具体实现为一个相同的硬件项。元件前的词语“一”或“一个”不排除存在多个这样的元件。在列举若干单元的任何设备权利要求中,这些单元中的若干可以具体实现为一个相同的硬件项。虽然在互不相同的从属权利要求中记载的特定元件,但是这并不指示这些元件不能被组合使用。

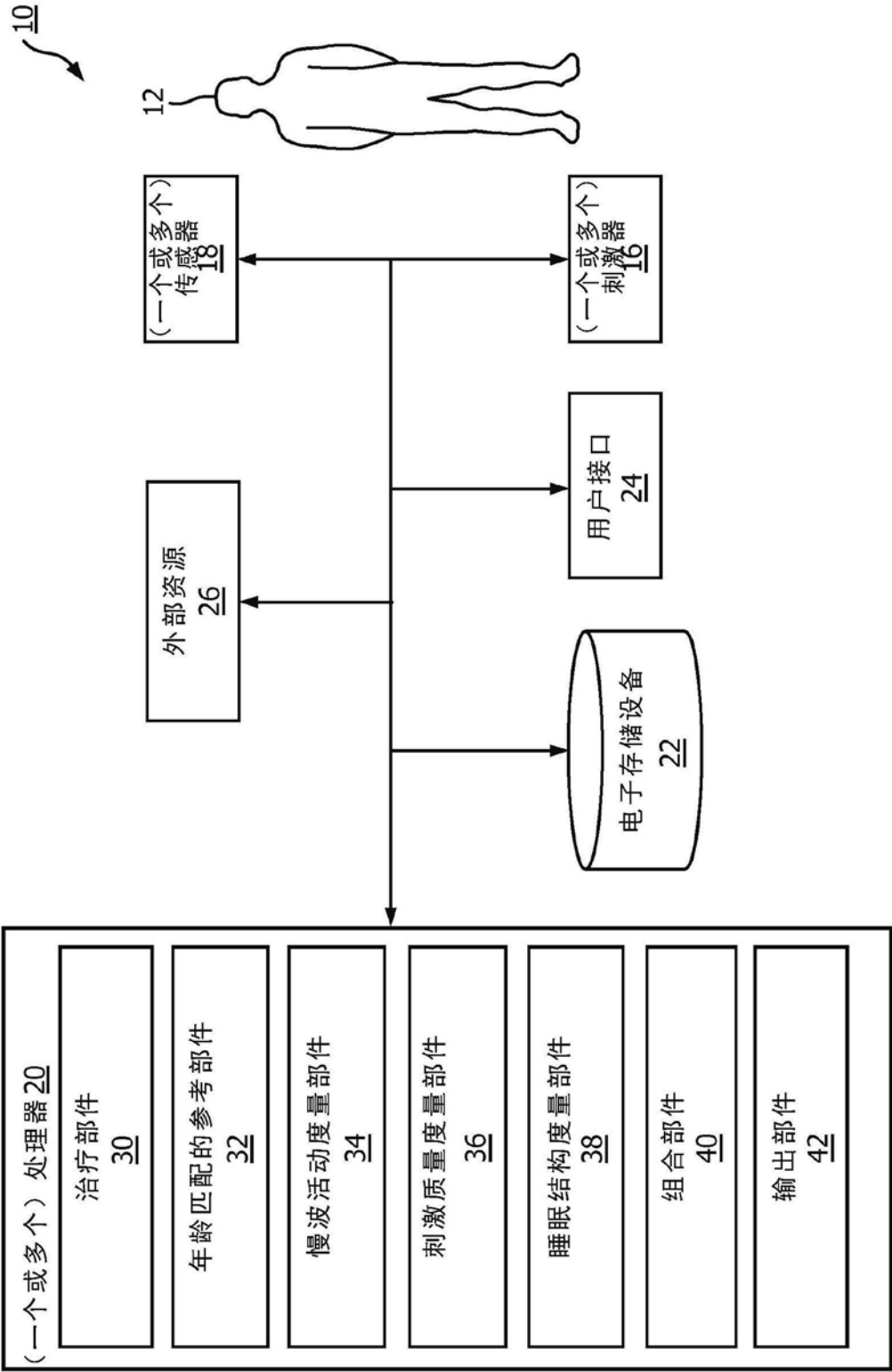


图1

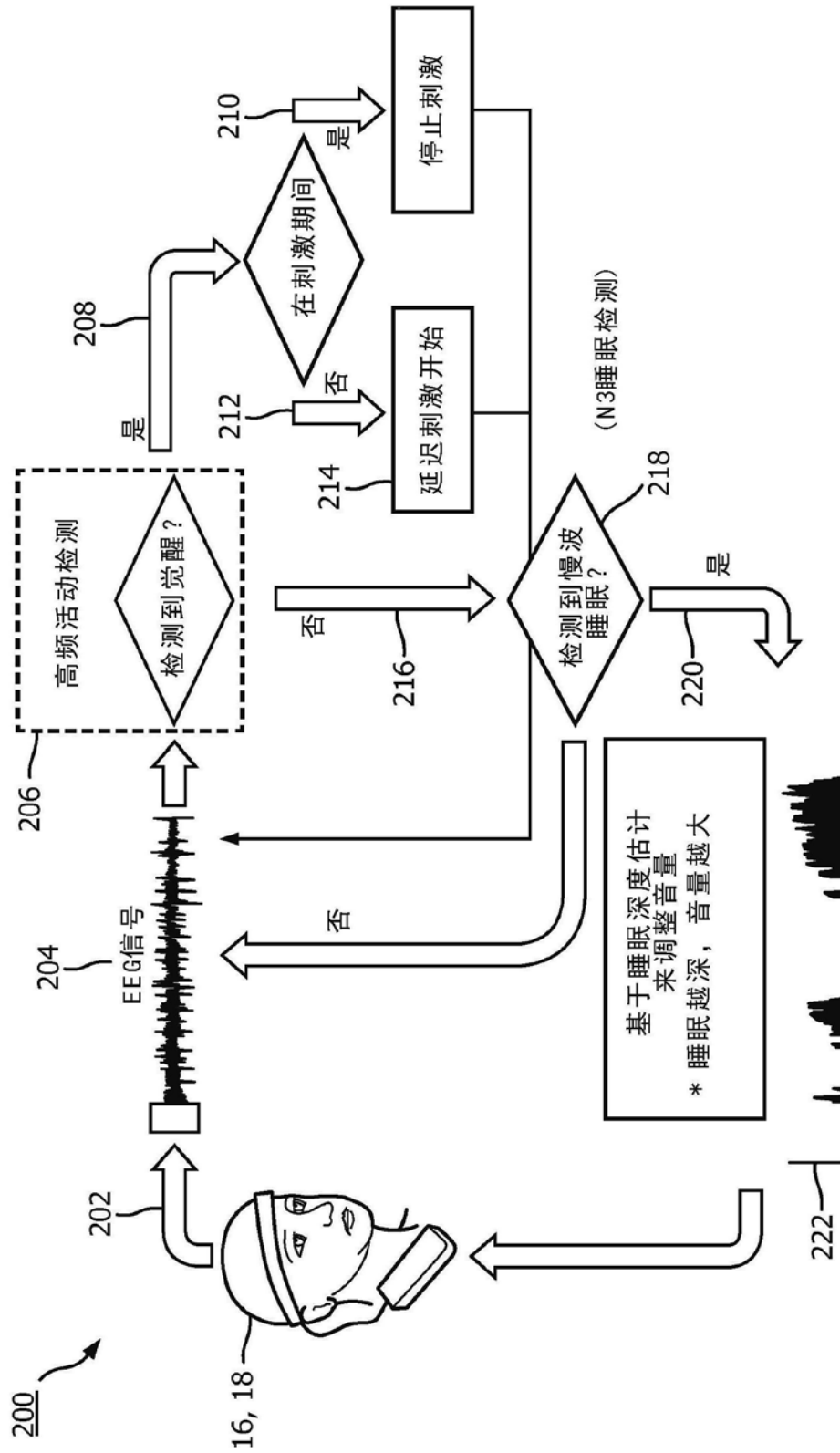


图2

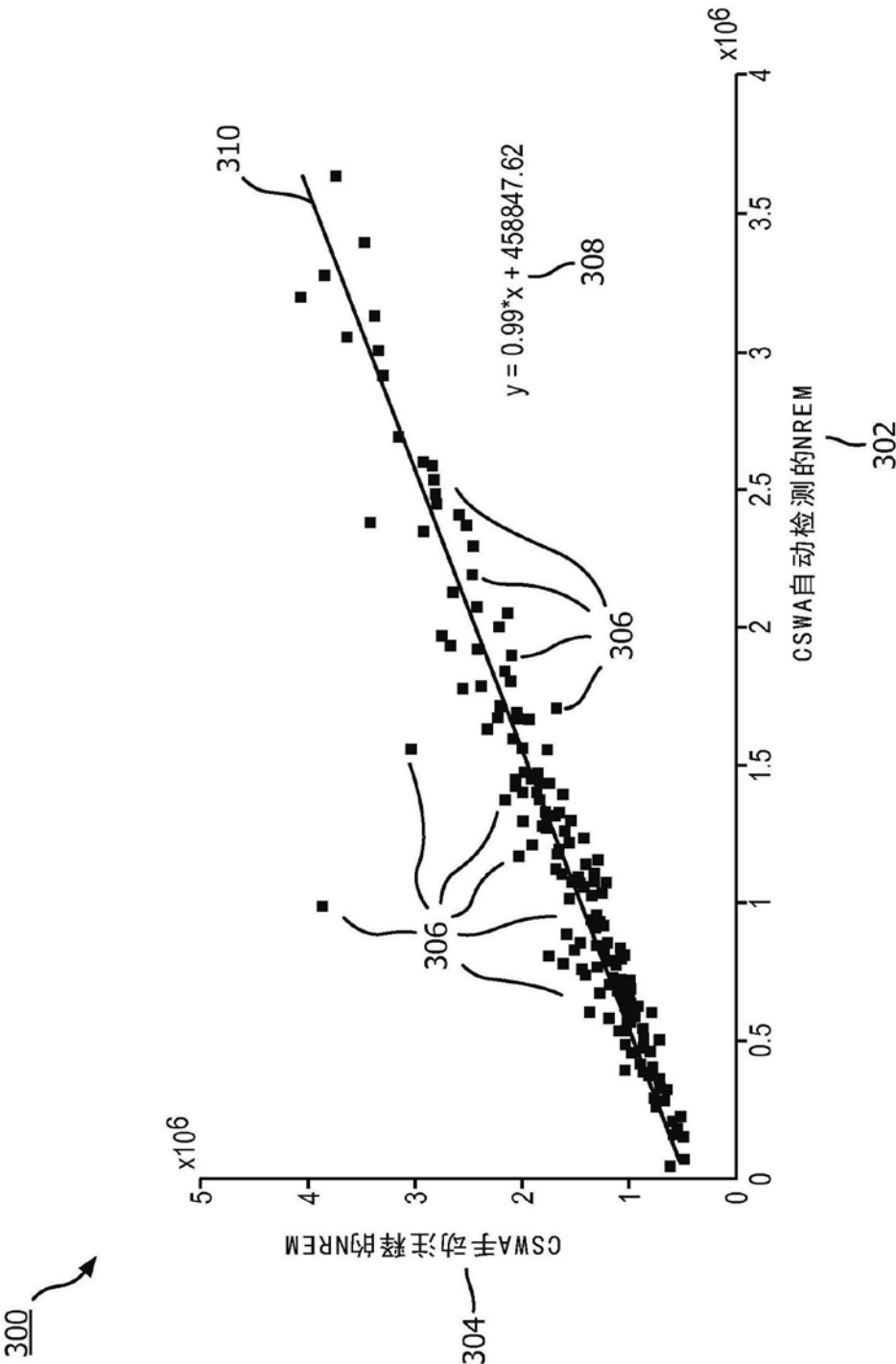


图3

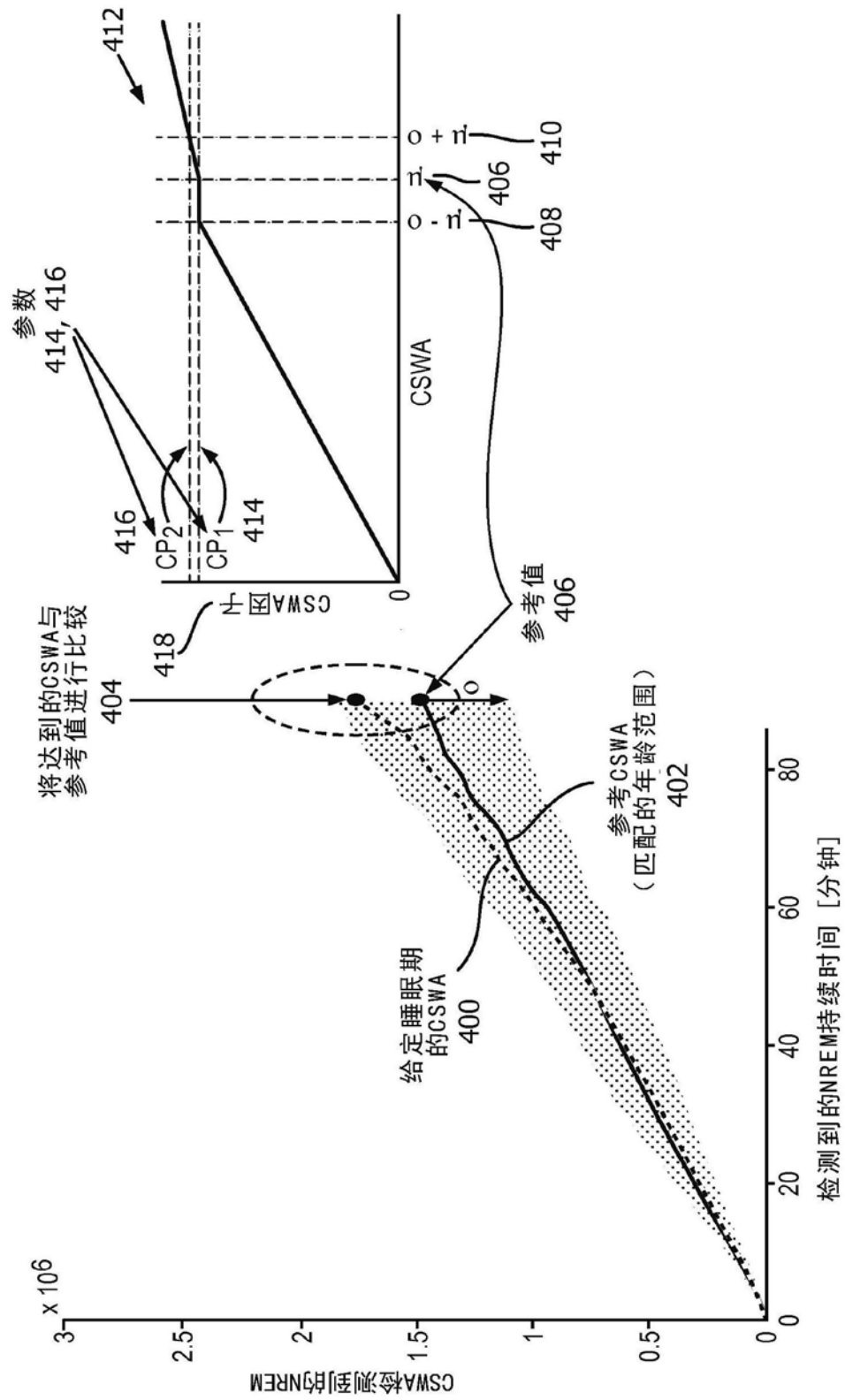


图4

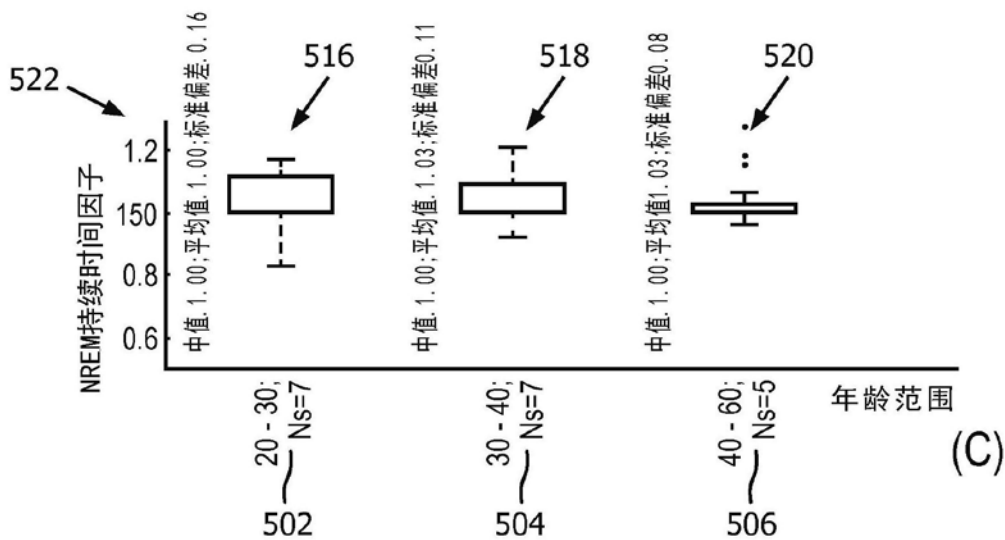
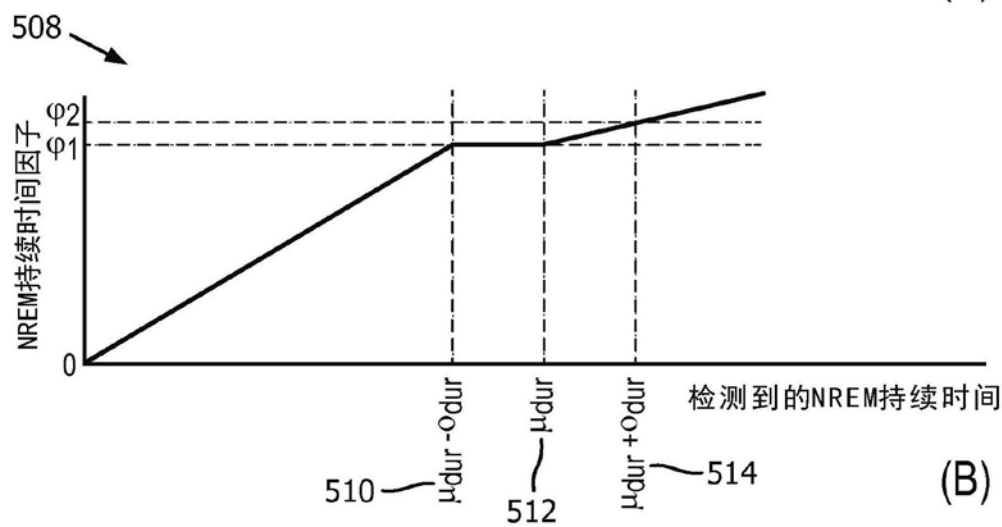
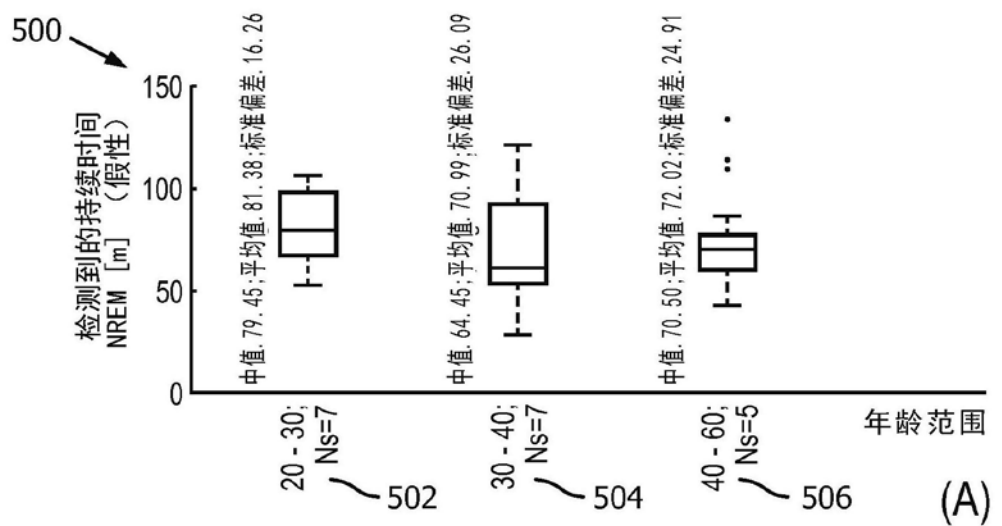


图5

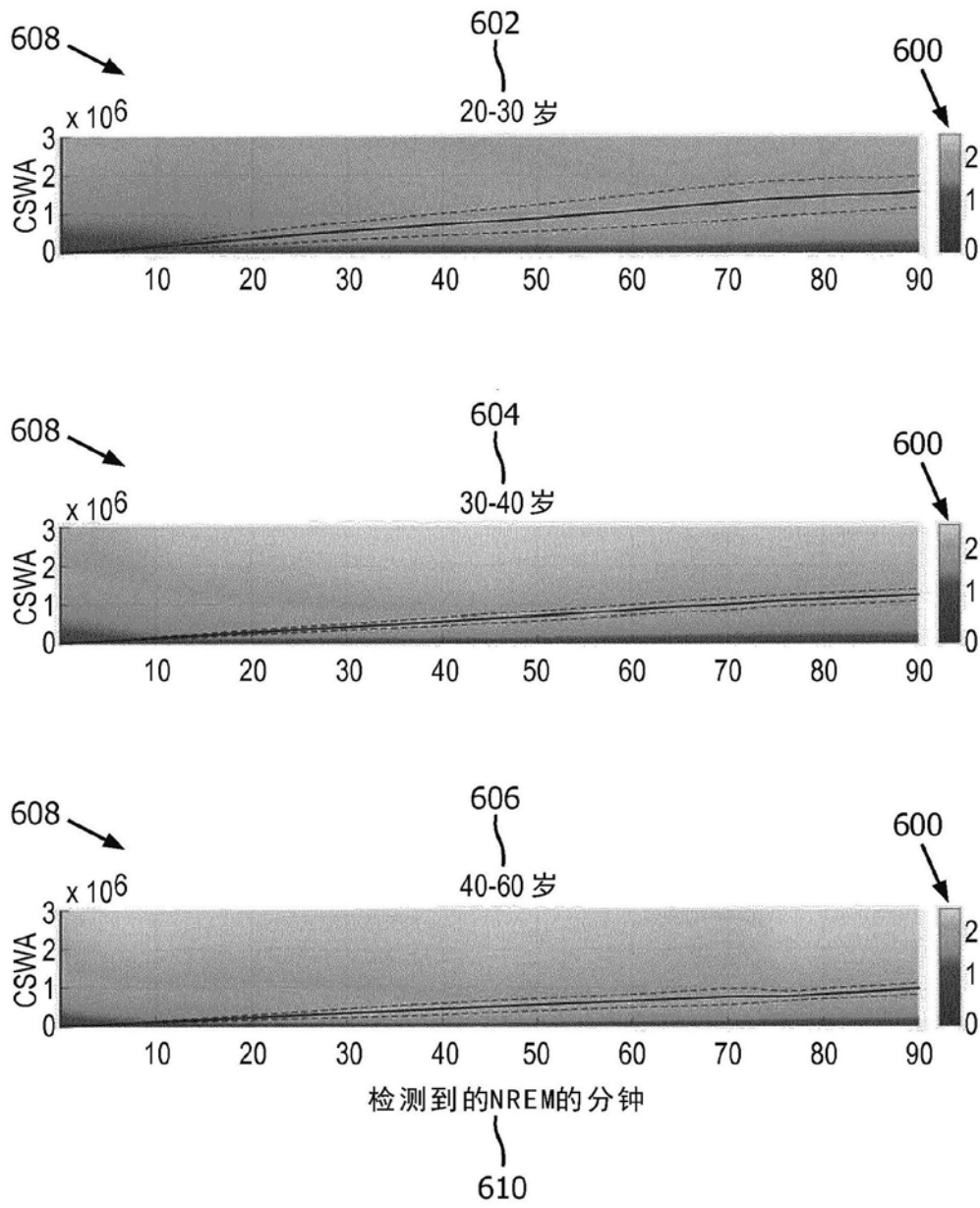


图6

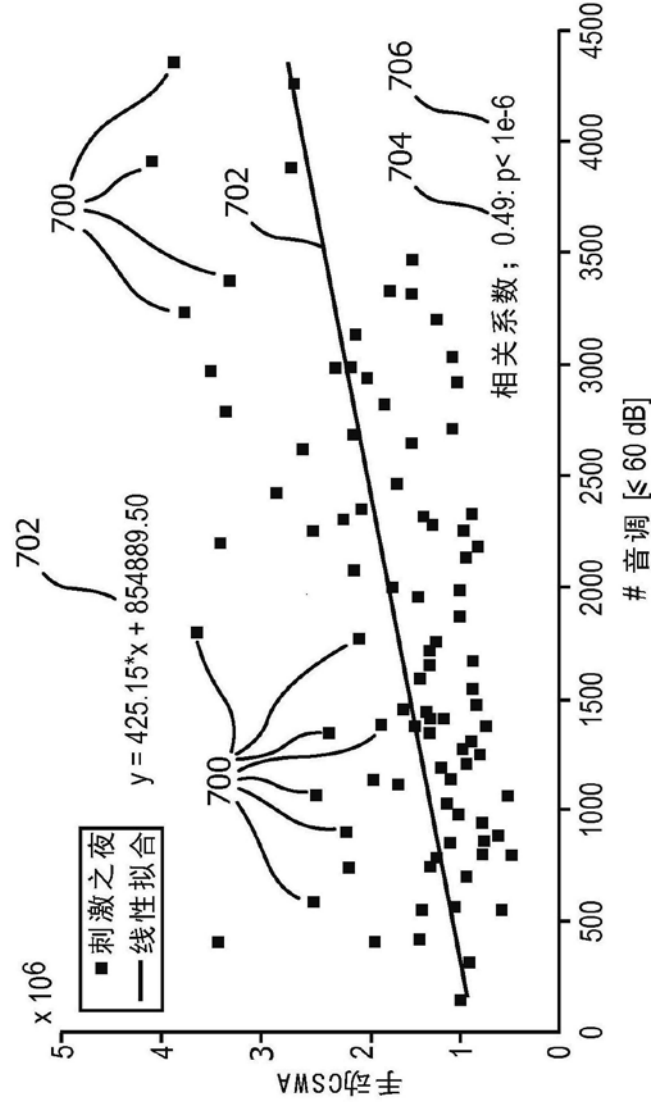


图7

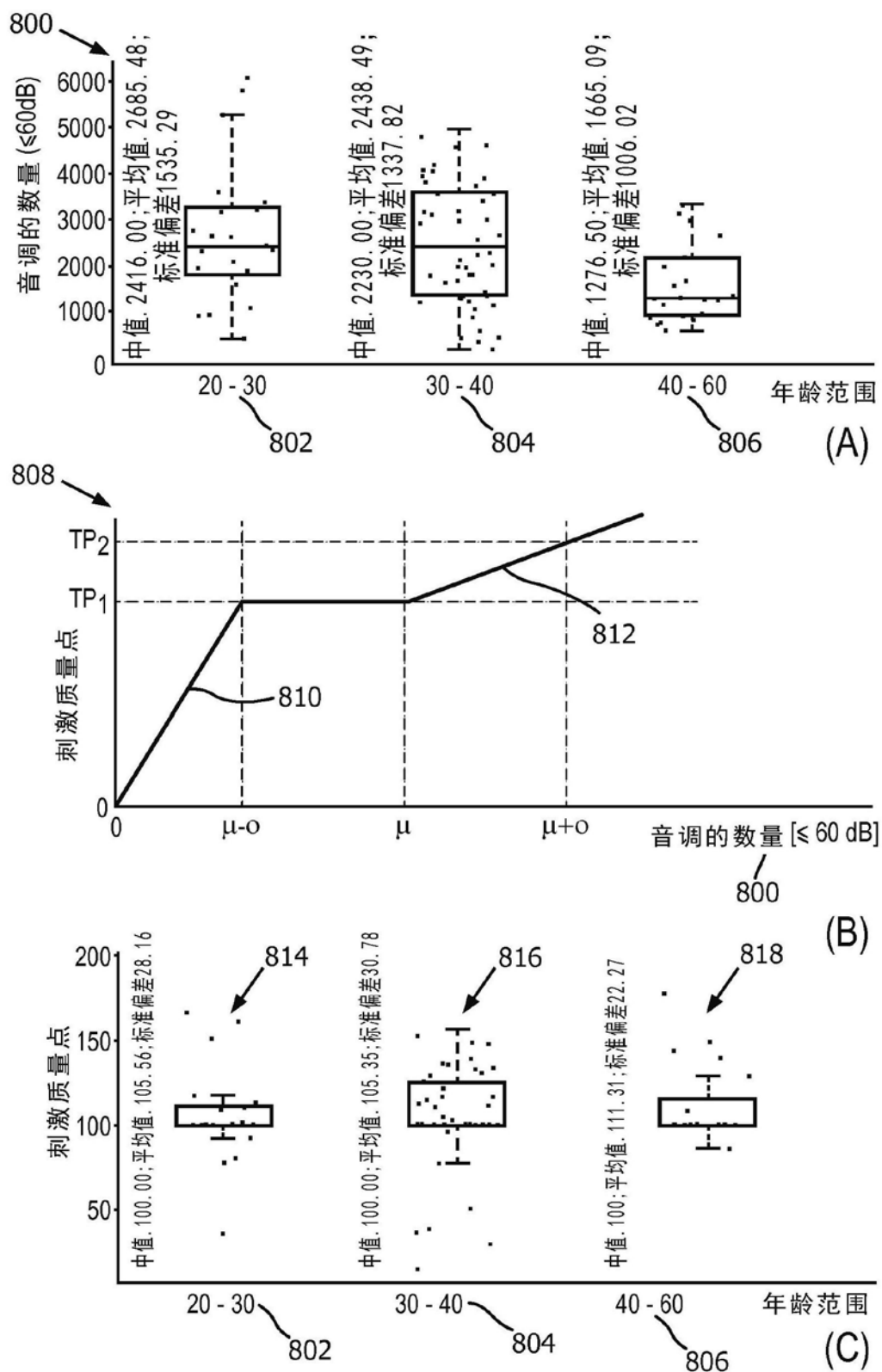


图8

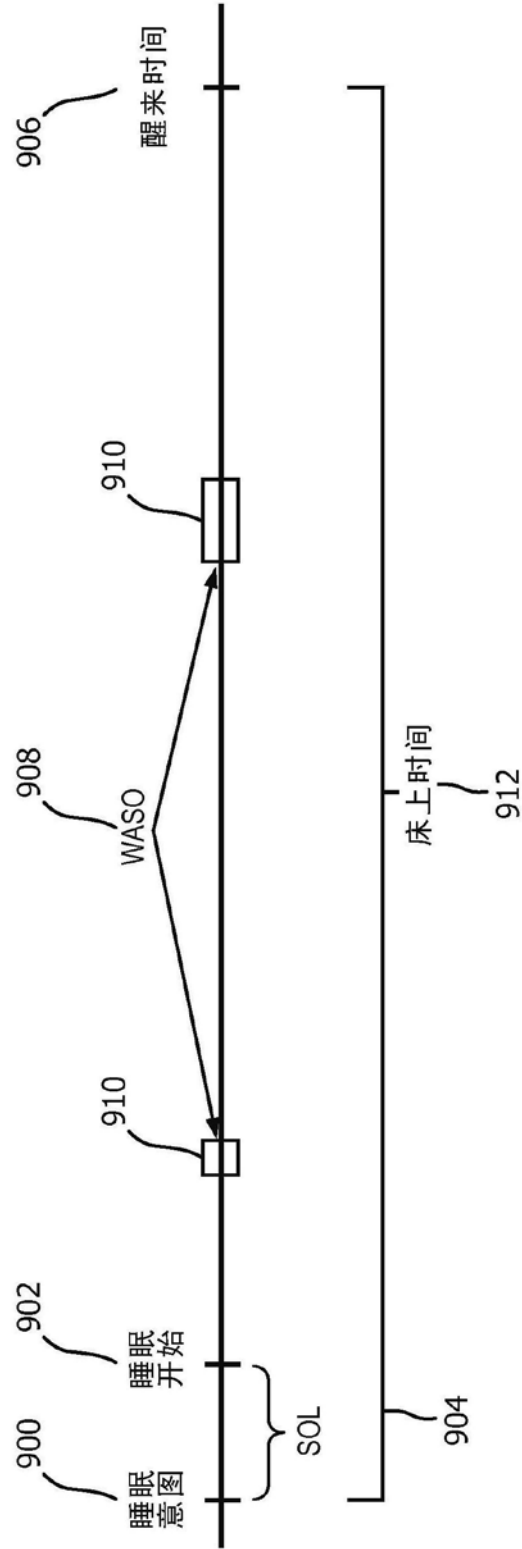


图9

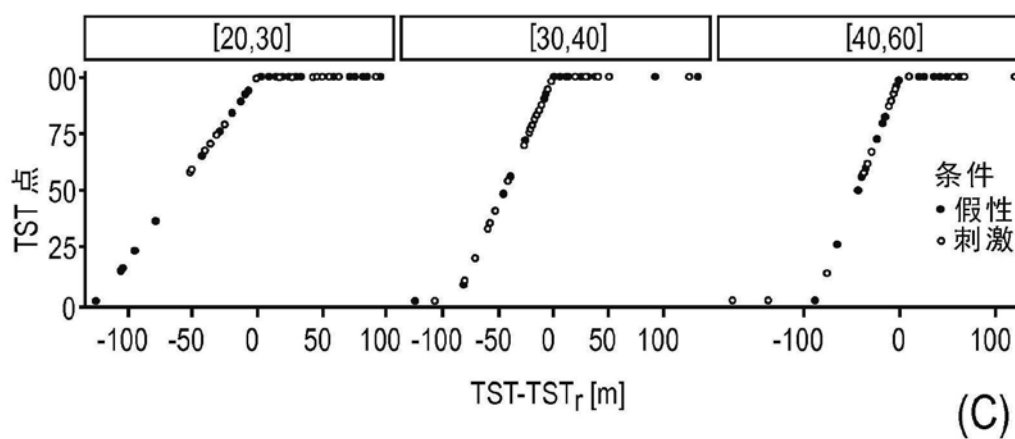
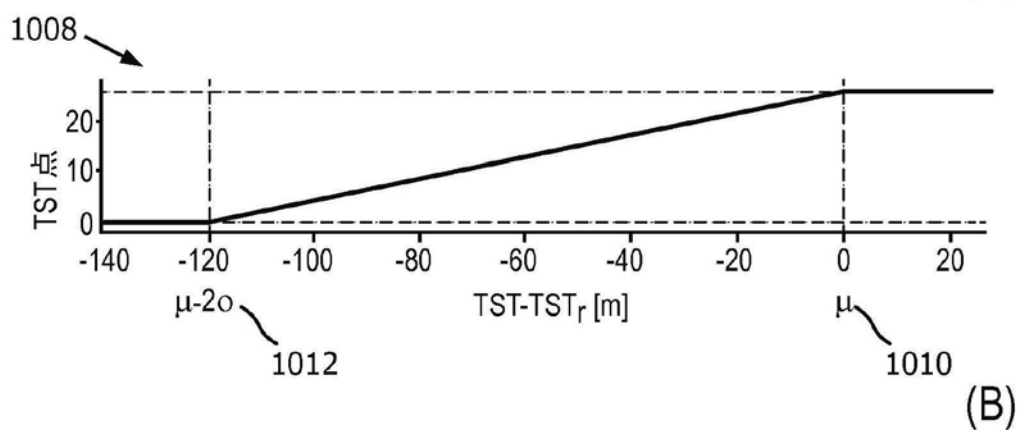
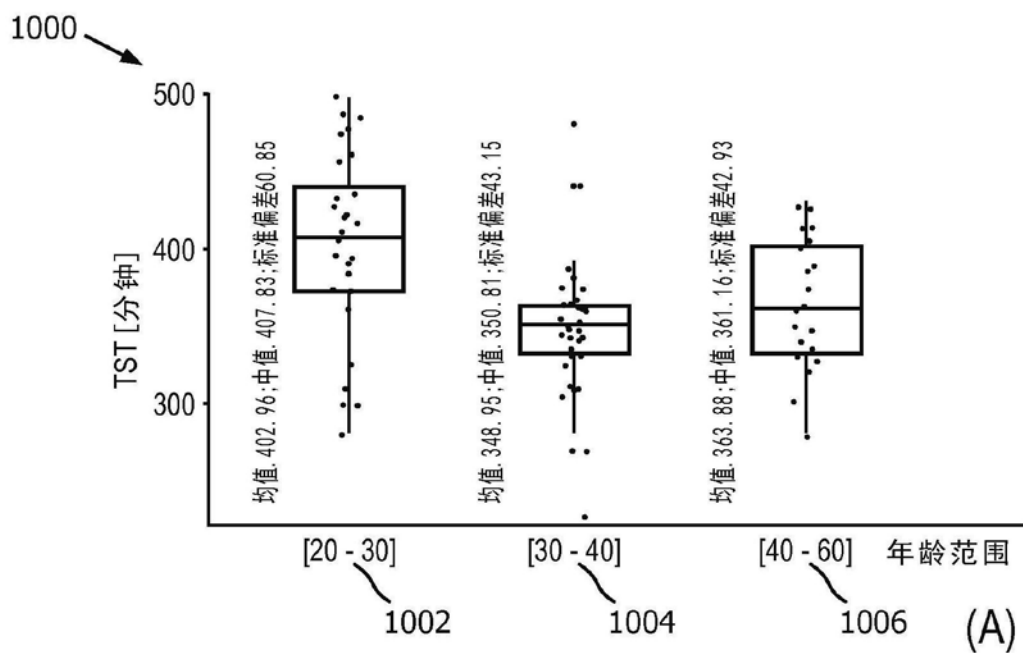


图10

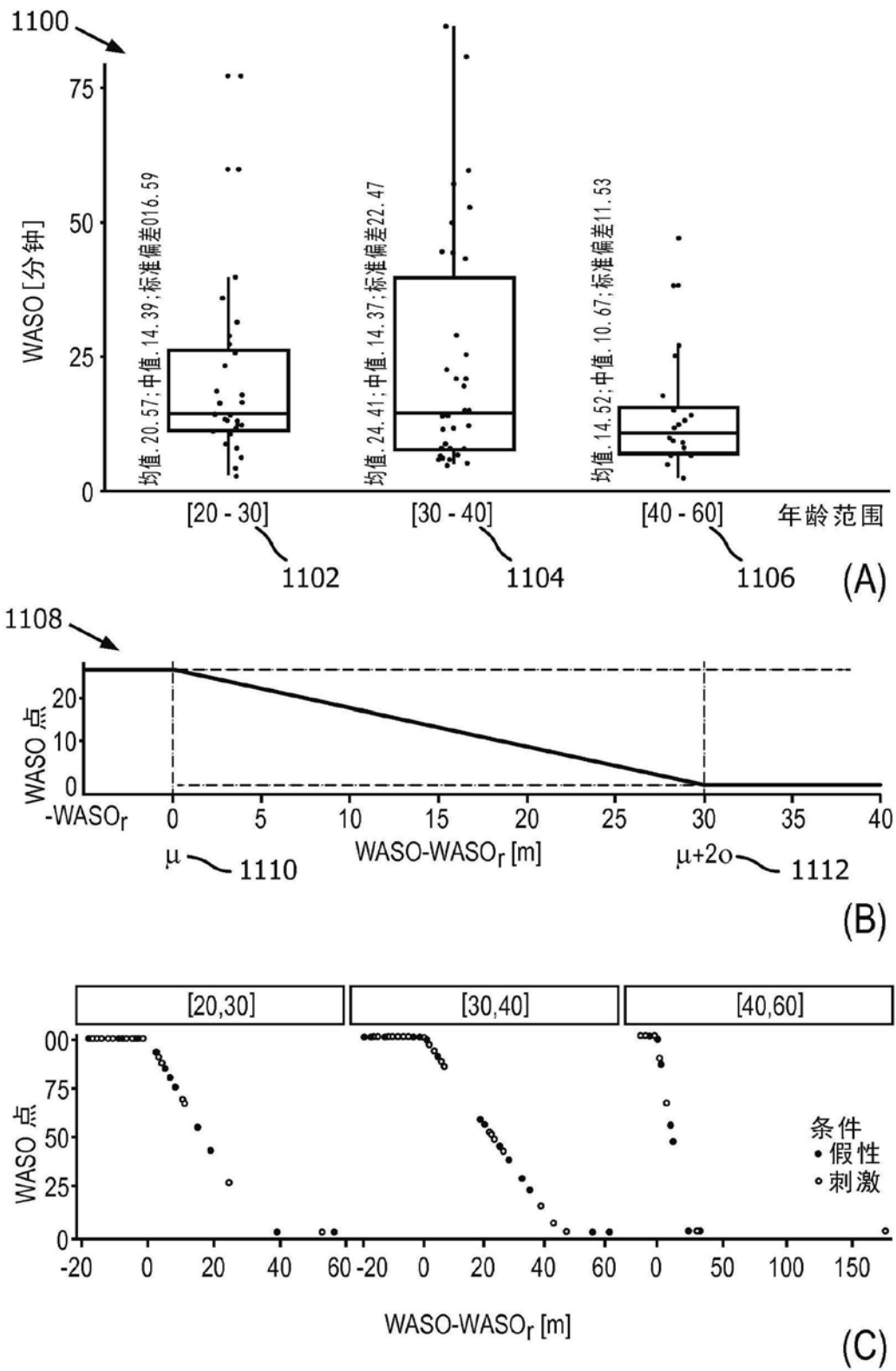


图11

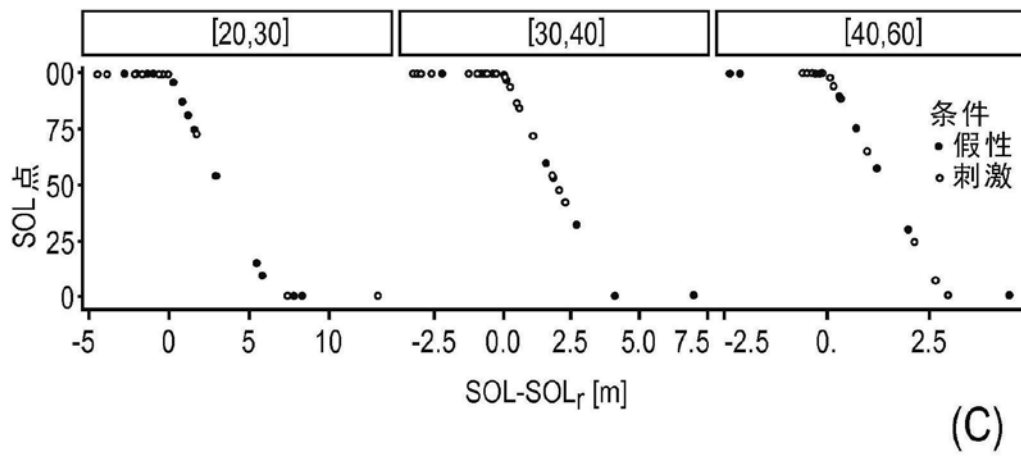
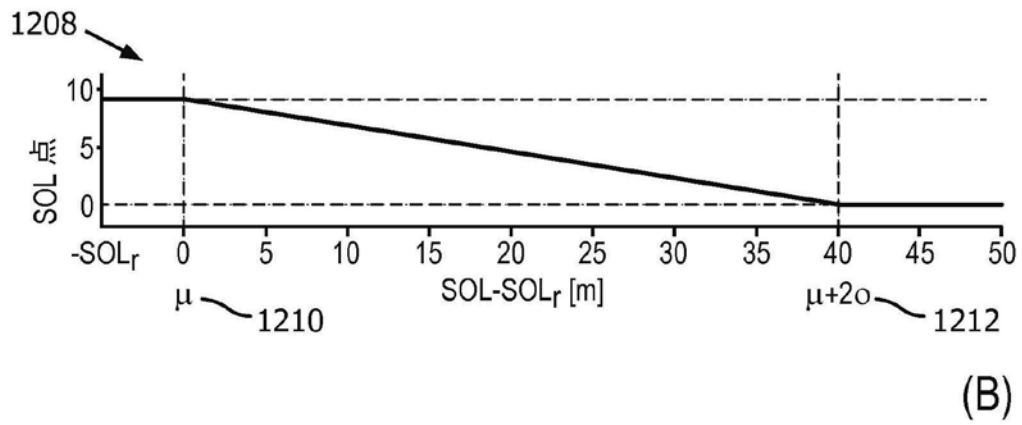
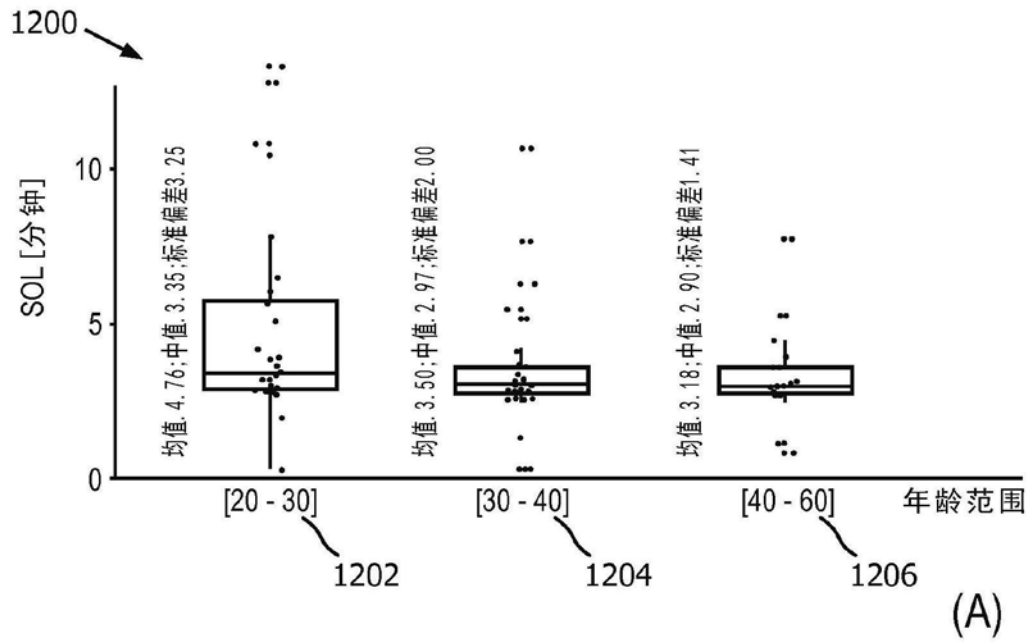


图12

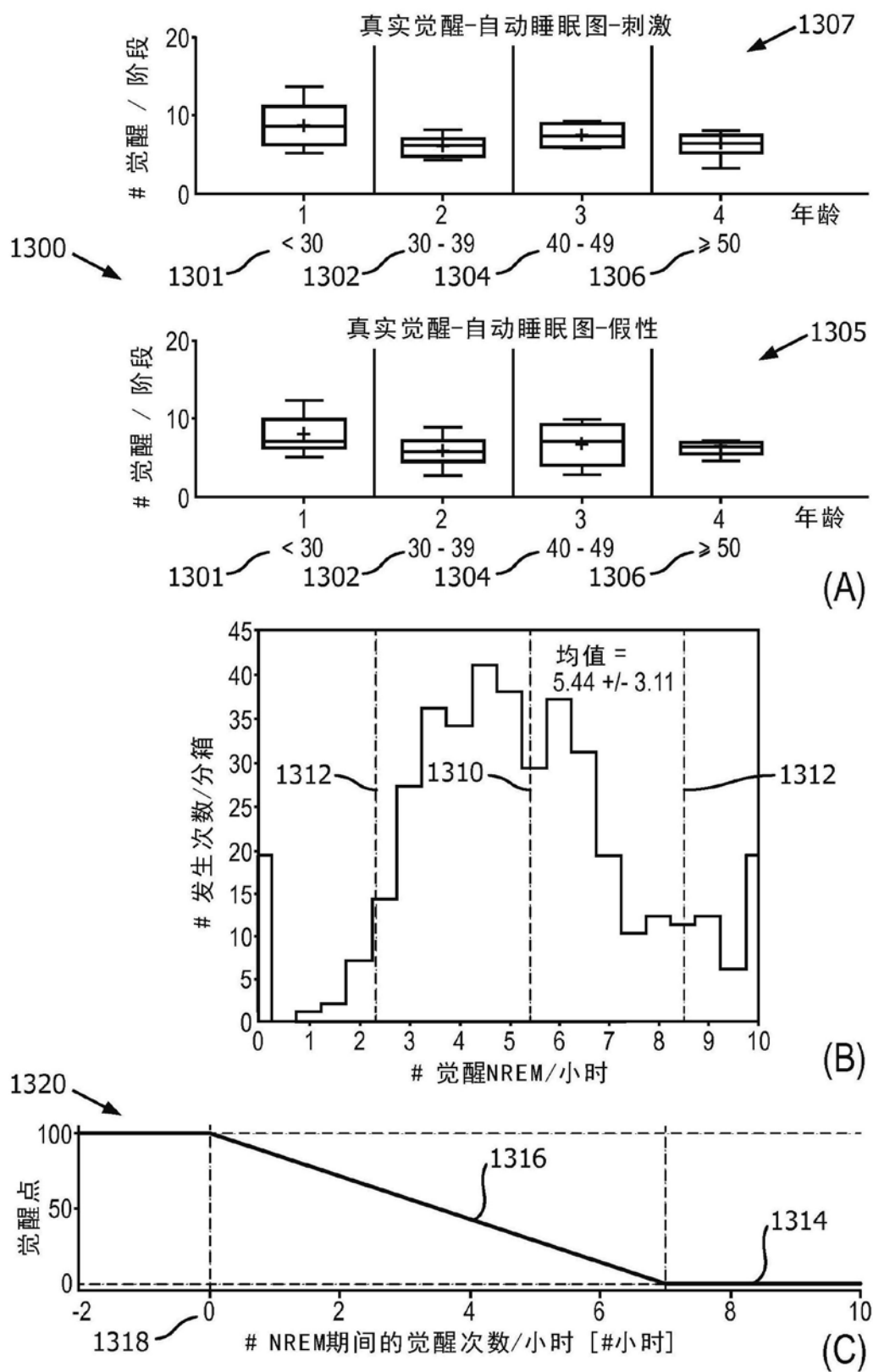


图13

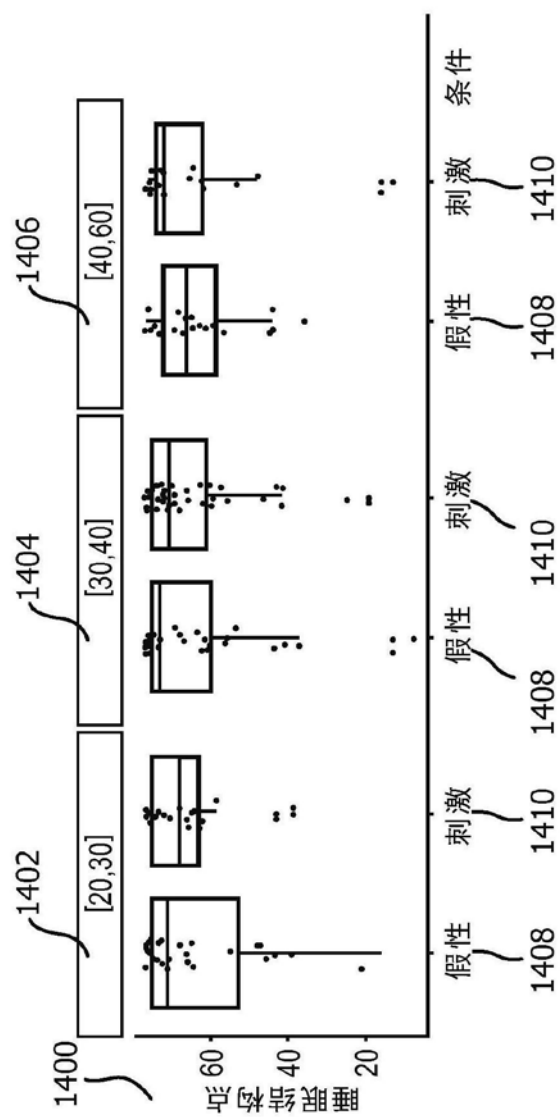


图14

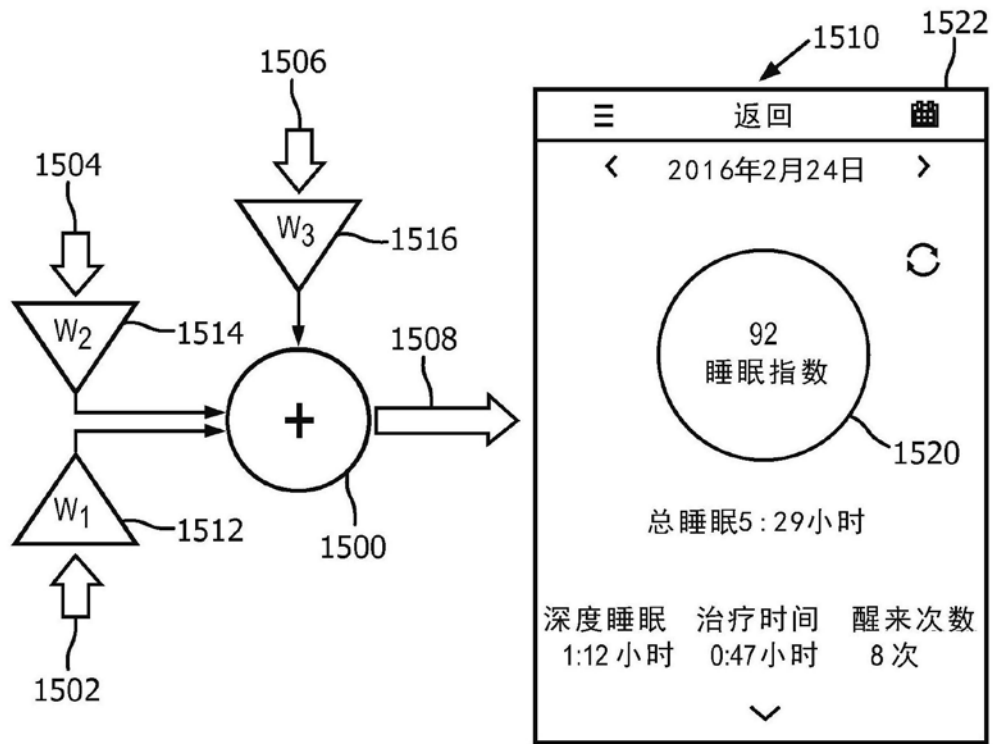


图15

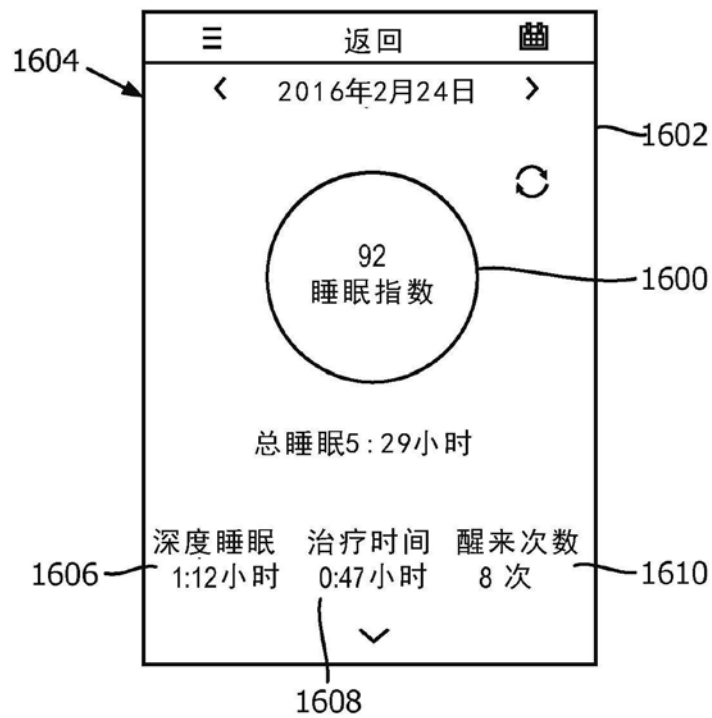


图16

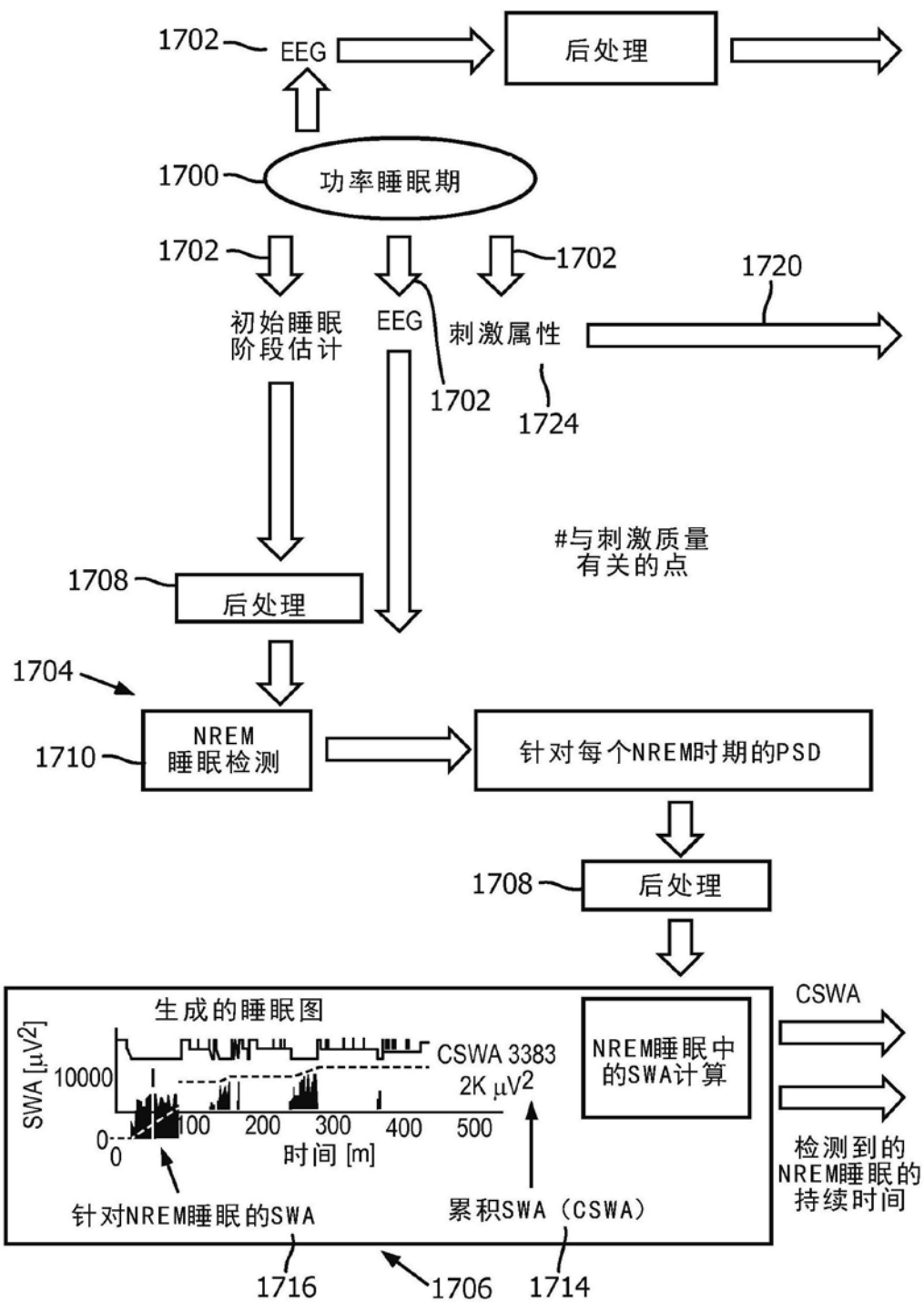


图17

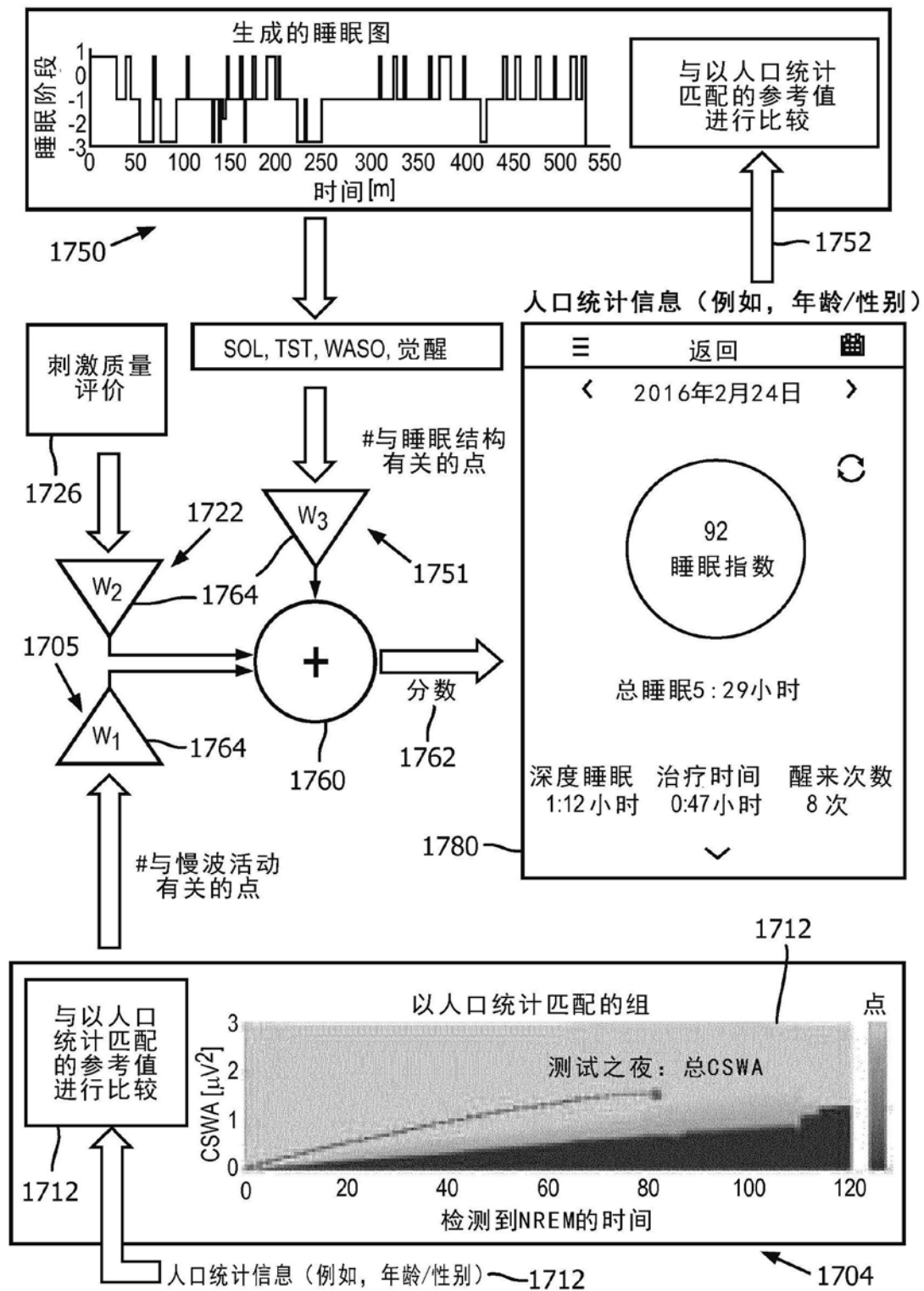


图17续

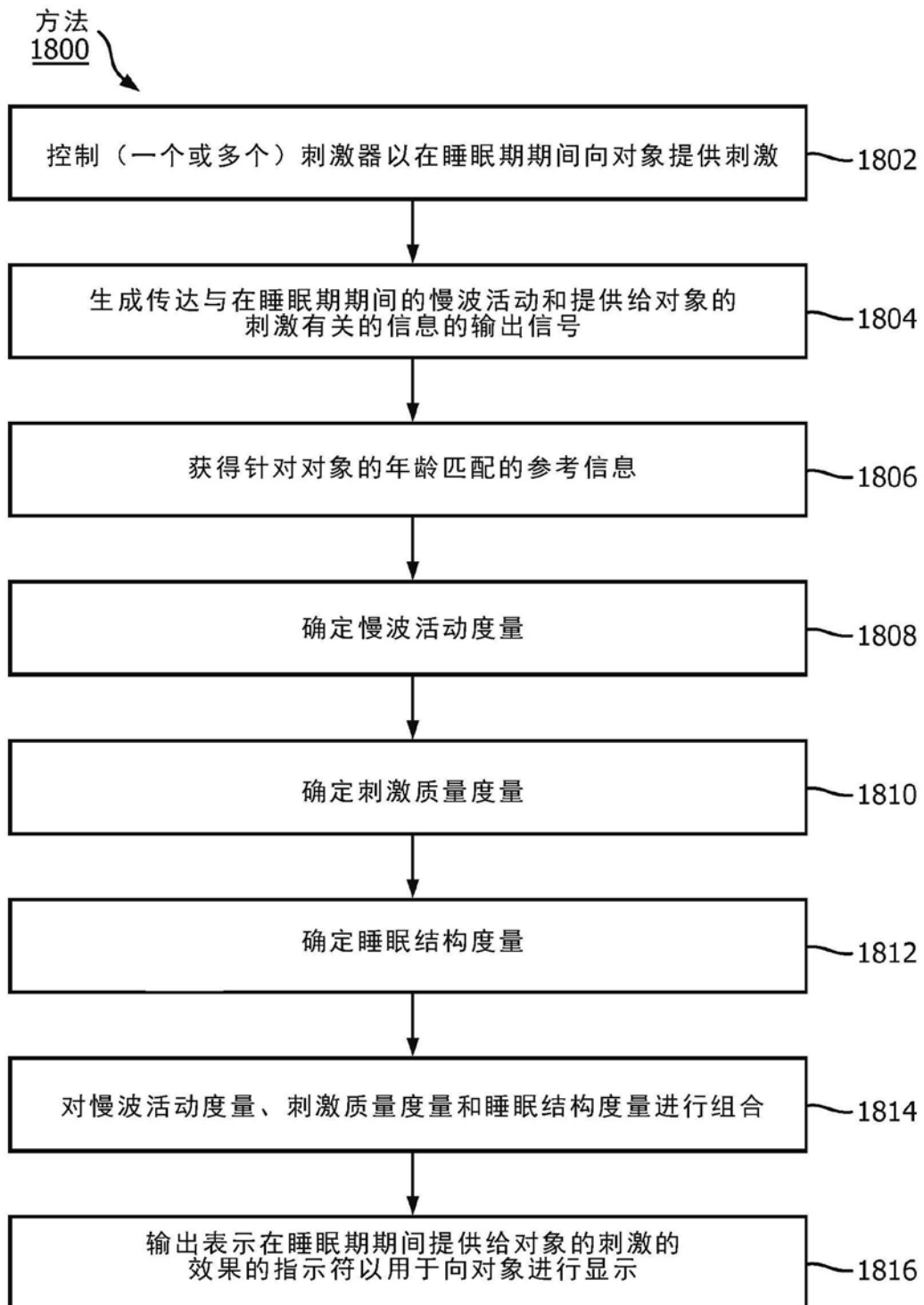


图18

专利名称(译)	用于输出表示在睡眠期间提供给对象的刺激的效果的指示符的系统和方法		
公开(公告)号	CN110167424A	公开(公告)日	2019-08-23
申请号	CN201780080288.X	申请日	2017-12-21
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	GN加西亚莫利纳 T K 措内瓦 S普丰特纳 SSS维沙帕加达文卡塔萨蒂亚 A莫哈德凡		
发明人	G·N·加西亚莫利纳 T·K·措内瓦 S·普丰特纳 S·S·S·维沙帕加达文卡塔萨蒂亚 A·莫哈德凡 D·科索布德		
IPC分类号	A61B5/00 A61M21/02 A61B5/048		
CPC分类号	A61B5/048 A61B5/4812 A61B5/4815 A61B5/4836 A61B5/4848 A61M21/02 A61M2021/0027 A61M2230/10 A61M2230/005		
代理人(译)	刘兆君		
优先权	62/437973 2016-12-22 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本公开内容涉及一种被配置为输出表示在睡眠期间提供给对象的刺激的效果的指示符的系统。基于刺激对睡眠恢复的效果、刺激质量、睡眠结构因子和/或其他信息的组合来确定所述指示符。使用关于深度睡眠持续时间和EEG慢波活动的年龄匹配的参考信息来确定所述指示符。基于年龄匹配的参考信息来确定对与睡眠结构因子相关联的指示符的贡献，所述年龄匹配的参考信息包括睡眠开始的等待时间、睡眠开始后唤醒、总睡眠时间、微觉醒计数、醒来前的(一个或多个)睡眠阶段和/或其他信息。

