



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107072540 A

(43)申请公布日 2017.08.18

(21)申请号 201580053182.1

(22)申请日 2015.09.21

(30)优先权数据

62/057,654 2014.09.30 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.03.30

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2015/057248 2015.09.21

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/051305 EN 2016.04.07

(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 A·莫哈德凡 W·A·特鲁什切尔

J·萨拉查

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/048(2006.01)

A61M 21/02(2006.01)

权利要求书4页 说明书9页 附图5页

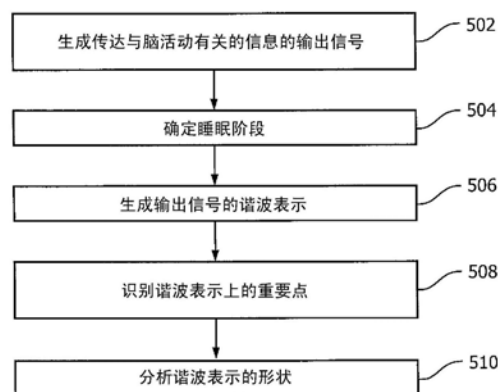
(54)发明名称

用于检测慢波的系统和方法

(57)摘要

本公开涉及一种被配置为检测睡眠会话期间的对象中的慢波的系统(10)。所述系统生成传达与所述对象的脑活动有关的信息的输出信号。所述系统被配置为检测所述对象的个体睡眠阶段,所述个体睡眠阶段包括深睡眠阶段;并且,响应于检测到所述深睡眠阶段:生成针对所述睡眠会话期间的包括所述深睡眠阶段的时间段的所述输出信号的谐波表示;识别在所述输出信号的所述谐波表示上的两个或更多个显著点;并且分析在所述两个或更多个显著点周围的所述输出信号的所述谐波表示的形状,以确定在所述两个或更多个显著点周围的所述输出信号的所述谐波表示的所述形状是否对应于慢波的形状。

方法
500



1. 一种被配置为检测睡眠会话期间的对象中的慢波的系统(10),所述系统包括:
 - 一个或多个传感器(18),其被配置为生成传达与所述对象的脑活动有关的信息的输出信号;以及
 - 一个或多个物理计算机处理器(20),其由计算机可读指令配置为:
 - 基于所述输出信号来检测所述睡眠会话期间的所述对象的个体睡眠阶段,所述个体睡眠阶段包括深睡眠阶段;并且
 - 响应于检测到所述深睡眠阶段:
 - 生成针对所述睡眠会话期间的包括所述深睡眠阶段的时间段的所述输出信号的谐波表示;
 - 识别在所述输出信号的所述谐波表示上的两个或更多个显著点;并且
 - 分析所述两个或更多个显著点周围的所述输出信号的所述谐波表示的形状,以确定所述两个或更多个显著点周围的所述输出信号的所述谐波表示的所述形状是否对应于慢波的形状。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述一个或多个物理计算机处理器被配置为使得:
 - 所述输出信号的所述谐波表示是电压的谐波表示;并且
 - 四个显著点被识别,所述四个重要点包括:在所述电压在 $-40\mu\text{V}$ 上的第一负交叉处的第一重要点;在所述第一负交叉之后的所述电压的局部最小值处的第二重要点;在所述局部最小值之后的所述电压在 $-40\mu\text{V}$ 上的第一正交叉处的第三重要点;以及,在所述局部最小值之后的所述电压在 0V 上的第一正交叉处的第四重要点;
 - 其中,分析所述电压的所述谐波表示的所述形状包括:
 - 确定所述电压在所述重要点处的角偏转,所述角偏转包括:所述电压在所述第一重要点处的第一角偏转;所述电压在所述第二重要点处的第二角偏转;以及,所述电压在所述第三重要点处的第三角偏转;
 - 确定所述重要点之间的时间量,所述时间量包括:所述第四重要点与所述第一重要点之间的第一时间量;所述第四重要点与所述第二重要点之间的第二时间量;以及,所述第四重要点与所述第三重要点之间的第三时间量;
 - 基于所述角偏转和所述时间量来确定经过所述重要点的正弦波的频率,所述频率包括:基于所述第一角偏转和所述第一时间量确定的经过所述第一重要点和所述第四重要点的第一正弦波的第一频率;基于所述第二角偏转和所述第二时间量确定的经过所述第二重要点和所述第四重要点的第二正弦波的第二频率;以及,基于所述三角偏转和所述第三时间量确定的经过所述第三重要点和所述第四重要点的第三正弦波的第三频率;
 - 基于经过所述重要点的所述正弦波的所述频率来确定平均频率;
 - 将所述平均频率与慢波频率范围进行比较;并且
 - 响应于所述平均频率在所述慢波频率范围内而检测慢波。
3. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述一个或多个传感器被配置为使得所述输出信号与前额脑电图(EEG)相关联。
4. 根据权利要求3所述的系统,其中,所述一个或多个物理计算机处理器被配置为使得:

所述输出信号的所述谐波表示是电压的谐波表示;并且

分析电压的所述谐波表示的所述形状包括将所述脑电图的深睡眠分段与参考波形进行比较。

5. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述一个或多个物理计算机处理器被配置为使得分析所述输出信号的所述谐波表示的所述形状包括确定所述两个或更多个显著点周围的所述输出信号的所述谐波表示的斜率。

6. 一种用于利用检测系统(10)检测睡眠会话期间的对象中的慢波的方法,所述系统包括一个或多个传感器(18)和一个或多个物理计算机处理器(18),所述方法包括:

利用所述一个或多个传感器生成传达与所述对象的脑活动有关的信息的输出信号;

利用所述一个或多个物理计算机处理器基于所述输出信号来检测所述睡眠会话期间的所述对象的个体睡眠阶段,所述个体睡眠阶段包括深睡眠阶段;并且

响应于检测到所述深睡眠阶段:

利用所述一个或多个物理计算机处理器生成针对所述睡眠会话期间的包括所述深睡眠阶段的时间段的所述输出信号的谐波表示;

利用所述一个或多个物理计算机处理器识别在所述输出信号的所述谐波表示上的两个或更多个显著点;并且

利用所述一个或多个物理计算机处理器分析所述两个或更多个显著点周围的所述输出信号的所述谐波表示的形状,以确定所述两个或更多个显著点周围的所述输出信号的所述谐波表示的所述形状是否对应于慢波的形状。

7. 根据权利要求6所述的方法,其中,所述一个或多个物理计算机处理器被配置为使得:

所述输出信号的所述谐波表示是电压的谐波表示;并且

四个重要点被识别,所述四个重要点包括:在所述电压在 $-40\mu\text{V}$ 上的第一负交叉处的第一重要点;在所述第一负交叉之后的所述电压的局部最小值处的第二重要点;在所述局部最小值之后的所述电压在 $-40\mu\text{V}$ 上的第一正交叉处的第三重要点;以及,在所述局部最小值之后的所述电压在 0V 上的第一正交叉处的第四重要点;

其中,分析所述电压的所述谐波表示的所述形状包括:

确定所述电压在所述重要点处的角偏转,所述角偏转包括:所述电压在所述第一重要点处的第一角偏转;所述电压在所述第二重要点处的第二角偏转;以及,所述电压在所述第三重要点处的第三角偏转;

确定所述重要点之间的时间量,所述时间量包括:所述第四重要点与所述第一重要点之间的第一时间量;所述第四重要点与所述第二重要点之间的第二时间量;以及,所述第四重要点与所述第三重要点之间的第三时间量;

基于所述角偏转和所述时间量来确定经过所述重要点的正弦波的频率,所述频率包括:基于所述第一角偏转和所述第一时间量确定的经过所述第一重要点和所述第四重要点的第一正弦波的第一频率;基于所述第二角偏转和所述第二时间量确定的经过所述第二重要点和所述第四重要点的第二正弦波的第二频率;以及,基于所述三角偏转和所述第三时间量确定的经过所述第三重要点和所述第四重要点的第三正弦波的第三频率;

基于经过所述重要点的所述正弦波的所述频率来确定平均频率;

将所述平均频率与慢波频率范围进行比较;并且

响应于所述平均频率在所述慢波频率范围内而检测慢波。

8. 根据权利要求6所述的方法,其中,所述输出信号与前额脑电图 (EEG) 相关联。

9. 根据权利要求8所述的方法,其中:

所述输出信号的所述谐波表示是电压的谐波表示;并且

分析电压的所述谐波表示的所述形状包括将所述脑电图的深睡眠分段与参考波形进行比较。

10. 根据权利要求6所述的方法,其中,分析所述输出信号的所述谐波表示的所述形状包括确定所述两个或更多个显著点周围的所述输出信号的所述谐波表示的斜率。

11. 一种被配置为检测睡眠会话期间的对象中的慢波的系统 (10), 所述系统包括:

用于生成传达与所述对象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来检测所述睡眠会话期间的所述对象的个体睡眠阶段的单元 (20), 所述个体睡眠阶段包括深睡眠阶段; 以及

响应于检测到所述深睡眠阶段:

用于生成针对所述睡眠会话期间的包括所述深睡眠阶段的时间段的所述输出信号的谐波表示的单元 (20);

用于识别在所述输出信号的所述谐波表示上的两个或更多个显著点的单元 (20); 以及

用于分析在所述两个或更多个显著点周围的所述输出信号的所述谐波表示的形状以确定在所述两个或更多个显著点周围的所述输出信号的所述谐波表示的所述形状是否对应于慢波的形状的单元 (20)。

12. 根据权利要求11所述的系统,其中,用于生成所述谐波表示的所述单元被配置为使得所述输出信号的所述谐波表示是电压的谐波表示; 并且

用于识别两个或更多个重要点的所述单元被配置为使得四个重要点被识别,所述四个重要点包括:在所述电压在 $-40\mu\text{V}$ 上的第一负交叉处的第一重要点;在所述第一负交叉之后的所述电压的局部最小值处的第二重要点;在所述局部最小值之后的所述电压在 $-40\mu\text{V}$ 上的第一正交叉处的第三重要点;以及,在所述局部最小值之后的所述电压在 0V 上的第一正交叉处的第四重要点;

其中,用于分析的所述单元被配置为使得分析所述电压的所述谐波表示的所述形状包括:

确定所述电压在所述重要点处的角偏转,所述角偏转包括:所述电压在所述第一重要点处的第一角偏转;所述电压在所述第二重要点处的第二角偏转;以及,所述电压在所述第三重要点处的第三角偏转;

确定所述重要点之间的时间量,所述时间量包括:所述第四重要点与所述第一重要点之间的第一时间量;所述第四重要点与所述第二重要点之间的第二时间量;以及,所述第四重要点与所述第三重要点之间的第三时间量;

基于所述角偏转和所述时间量来确定经过所述重要点的正弦波的频率,所述频率包括:基于所述第一角偏转和所述第一时间量确定的经过所述第一重要点和所述第四重要点的第一正弦波的第一频率;基于所述第二角偏转和所述第二时间量确定的经过所述第二重要点和所述第四重要点的第二正弦波的第二频率;以及,基于所述三角偏转和所述第三

时间量确定的经过所述第三重要点和所述第四重要点的第三正弦波的第三频率；
基于经过所述重要点的所述正弦波的所述频率来确定平均频率；
将所述平均频率与慢波频率范围进行比较；并且
响应于所述平均频率在所述慢波频率范围内而检测慢波。

13. 根据权利要求11所述的系统，其中，用于生成输出信号的所述单元被配置为使得所述输出信号与前额脑电图 (EEG) 相关联。

14. 根据权利要求13所述的系统，其中，用于生成所述谐波表示的所述单元被配置为使得所述输出信号的所述谐波表示是电压的谐波表示；并且

用于分析的所述单元被配置为使得分析电压的所述谐波表示的所述形状包括将所述脑电图的深睡眠分段与参考波形进行比较。

15. 根据权利要求11所述的系统，其中，用于分析的所述单元被配置为使得分析所述输出信号的所述谐波表示的所述形状包括确定所述两个或更多个显著点周围的所述输出信号的所述谐波表示的斜率。

用于检测慢波的系统和方法

技术领域

[0001] 本公开涉及用于检测睡眠会话期间的对象中的慢波的系统和方法。

背景技术

[0002] 已知用于监测睡眠的许多系统。已知在睡眠期间确定睡眠阶段。已知检测在深睡眠期间的慢波的系统。慢波是脑中的神经元的电脉冲。慢波通常基于脑电图 (EEG) 信号来检测。研究已经表明,在检测到慢波之后立即提供听觉刺激时,记忆会被增强。针对慢波异相的听觉刺激可以抑制慢波活动。各种研究者已经尝试了不同的方法来检测慢波,并且然后将固定时间间隔刺激适应到检测到的慢波。关于使用固定时间间隔的问题在于慢波在频率中变化,并且固定时间间隔刺激可能使得听觉刺激在并不对应于慢波的时刻处被提供,并且非故意地抑制慢波活动。

发明内容

[0003] 因此,本公开的一个或多个方面涉及一种被配置为检测睡眠会话期间的对象中的慢波的系统。所述系统包括一个或多个传感器、一个或多个物理计算机处理器,和/或其他部件。所述一个或多个传感器被配置为生成传达与所述对象的脑活动有关的信息的输出信号。所述一个或多个物理计算机处理器由计算机可读指令配置为基于所述输出信号来检测所述睡眠会话期间的所述对象的个体睡眠阶段,所述个体睡眠阶段包括深睡眠阶段;并且响应于检测到所述深睡眠阶段:生成针对所述睡眠会话期间的包括所述深睡眠阶段的时间段的所述输出信号的谐波表示;识别在所述输出信号的所述谐波表示上的两个或更多个显著点;并且分析在所述两个或更多个显著点周围的所述输出信号的所述谐波表示的形状,以确定在所述两个或更多个显著点周围的所述输出信号的所述谐波表示的所述形状是否对应于慢波的形状。

[0004] 本公开的另一方面涉及一种用于利用检测系统检测睡眠会话期间的对象中的慢波的方法。所述系统包括一个或多个传感器、一个或多个物理计算机处理器,和/或其他部件。所述方法包括利用所述一个或多个传感器生成传达与所述对象的脑活动有关的信息的输出信号;利用所述一个或多个物理计算机处理器基于所述输出信号来检测所述睡眠会话期间的所述对象的个体睡眠阶段,所述个体睡眠阶段包括深睡眠阶段;并且响应于检测到所述深睡眠阶段:利用所述一个或多个物理计算机处理器生成针对所述睡眠会话期间的包括所述深睡眠阶段的时间段的所述输出信号的谐波表示;利用所述一个或多个物理计算机处理器识别在所述输出信号的所述谐波表示上的两个或更多个显著点;并且利用所述一个或多个物理计算机处理器分析在所述两个或更多个显著点周围的所述输出信号的所述谐波表示的形状,以确定在所述两个或更多个显著点周围的所述输出信号的所述谐波表示的所述形状是否对应于慢波的形状。

[0005] 本公开的又一方面涉及一种被配置为检测睡眠会话期间的对象中的慢波的系统。所述系统包括用于生成传达与所述对象的脑活动有关的信息的输出信号的单元;用于基于

所述输出信号来检测所述睡眠会话期间的所述对象的个体睡眠阶段的单元,所述个体睡眠阶段包括深睡眠阶段;以及响应于检测到所述深睡眠阶段:用于生成针对所述睡眠会话期间的包括所述深睡眠阶段的时间段的所述输出信号的谐波表示的单元;用于识别在所述输出信号的所述谐波表示上的两个或更多个显著点的单元;以及用于分析在所述两个或更多个显著点周围的所述输出信号的所述谐波表示的形状以确定在所述两个或更多个显著点周围的所述输出信号的所述谐波表示的所述形状是否对应于慢波的形状的单元。

[0006] 在参考附图考虑以下描述和权利要求书后,本公开的这些和其他目的、特征及特性,以及操作的方法和相关结构元件的功能以及各部分的组合及制造的经济性将变得更加显而易见,所有附图形成了本说明书的部分,其中,类似的附图标记在各个附图中指代对应部分。然而,应当明确理解,附图仅是出于说明和描述的目的,而不旨在作为对本公开的限制的定义。

附图说明

[0007] 图1是被配置为检测睡眠会话期间的对象中的慢波的系统的示意图。

[0008] 图2图示了具有识别的四个显著点的EEG电压的谐波表示。

[0009] 图3图示了对应于显著点的角偏转。

[0010] 图4图示了经过显著点的相等幅度的三个正弦波。

[0011] 图5图示了用于利用检测系统检测睡眠会话期间的对象中的慢波的方法。

具体实施方式

[0012] 如在本文中所使用的,单数形式的“一”、“一个”和“该”包括多个指代,除非在上下文中清楚地另有指定。如在本文中所使用的,两个或更多部分或部件被“耦合”的表述应意指所述部分被直接或间接地(即,通过一个或多个中间部分或部件)联接在一起或一起运行,只要发生链接。如在本文所使用的,“直接耦合”意指两个元件直接彼此接触。如在本文所使用的,“固定地耦合”或“固定的”意指两个部件被耦合从而作为一体移动,同时维持相对于彼此的恒定取向。

[0013] 如在本文中所使用的,词语“单式”意指将部件创建为单件或单元。即,包括单独创建并且之后耦合在一起作为单元的多个件的部件不是“单式”部件或体。如在本文中所采用的,两个或更多个部分或部件彼此“接合”的表述应当意指所述部分直接地或通过一个或多个中间部分或部件而对彼此施力。如在本文中所采用的,术语“数量”应意指一或大于一的整数(即,多个)。

[0014] 本文中所使用的方向性用语,例如而非限制性的,顶部、底部、左、右、上、下、前、后以及它们的衍生词,涉及附图中示出的元件的取向,而非限制权利要求,除非其中明确记载。

[0015] 图1是被配置为检测睡眠会话期间的对象12中的慢波的系统10的示意图。系统10是计算不复杂且相对便宜的系统,其在睡眠会话期间实时或接近实时地提供对慢波的快速检测。在一些实施例中,系统10包括以下中的一个或多个:感官刺激器16、传感器18、处理器20、电子存储设备22、用户接口24和/或其他部件。

[0016] 系统10被配置为使得在睡眠会话期间对对象12的当前睡眠阶段检测一次或多次。

在一些实施例中,系统10被配置为基于由传感器18生成的输出信号、由处理器20检测到的慢波和/或其他信息来在睡眠会话期间向对象12提供感官刺激。系统10被配置为使得所述睡眠会话期间的感官刺激的递送在对象12中诱导慢波或调节(例如,增强和/或减弱)对象12中的慢波活动(SWA)。对感官刺激的递送被定时以对应于检测到的慢波。

[0017] 睡眠阶段可以包括快速眼动(REM)睡眠和/或非快速眼动(NREM)阶段N1睡眠、非快速眼动(NREM)阶段N2睡眠和/或非快速眼动(NREM)阶段N3睡眠。在一些实施例中,阶段N3睡眠可以是和/或对应于深睡眠和/或慢波睡眠。在一些实施例中,阶段N2睡眠和/或阶段N3睡眠可以是深睡眠和/或慢波睡眠。在一些实施例中,慢波可能例如贯穿整个N3时期并不存在,但是,这样的慢波在N3期间存在是显著更可能的。慢波例如也可以在N2期间存在(尽管在较小的程度上)。系统10被配置为实时和/或接近实时地检测这样的慢波。可以通过脑电图(EEG)和/或通过其他方法来观察和/或估计深睡眠和/或慢波睡眠和/或SWA。

[0018] 系统10被配置为以数字方式进行滤波并然后分解前额(frontal) EEG信号以识别在对象12的睡眠会话期间的慢波。系统10利用数字高通滤波器移除EEG信号的直流(0Hz)分量,利用低通滤波器移除在大约18Hz以上的EEG信号的嘈杂分量,并且然后监测具有超过预定幅度阈值(例如,大约40 μ V)的幅度的大体V形的信号。

[0019] 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以及用户接口24被示为分离的实体。这并非旨在为限制。系统10的部件中的一些和/或全部和/或其他部件可以被分组成一个或多个单个设备。例如,由对象12佩戴的头戴式设备(未示出)可以包括感测电极(例如,传感器18)、无线音频设备(例如,感官刺激器16)、一个或多个处理器(例如,处理器20)和/或其他部件。

[0020] 感官刺激器16被配置为向对象12提供感官刺激。感官刺激器16被配置为在睡眠会话之前、在睡眠会话期间和/或在其他时间处向对象12提供感官刺激。例如,感官刺激器16可以被配置为向对象12提供对应于在睡眠会话期间检测到的慢波的感官刺激。在一些实施例中,感官刺激器16可以被配置为通过无创脑刺激和/或其他方法来提供感官刺激。感官刺激器16可以被配置为通过无创脑刺激使用诸如气味、声音、视觉刺激、触摸、味道和/或其他刺激的感官刺激来提供感官刺激。例如,感官刺激器16可以被配置为向对象12提供对应于检测到的慢波的听觉刺激(例如,可听音)。感官刺激器16的范例可以包括以下中的一个或多个:音乐播放器、音调生成器、对象12的头皮上的电极集合、递送振动刺激(也被称为躯体感官刺激)的单元、生成磁场以直接刺激脑皮质的线圈、芳香喷雾器和/或其他设备。

[0021] 传感器18被配置为生成传达与对象12的脑活动有关的信息和/或其他信息的输出信号。在一些实施例中,传感器18被配置为使得输出信号与前额EEG相关联。传感器18可以包括直接生成这样的信息的一个或多个传感器。例如,传感器18可以包括被配置为检测沿着对象12的头皮的电活动的电极,所述电活动是由对象12的脑内的电流引起的。传感器18可以包括一个或多个传感器,所述一个或多个传感器生成传达与对象12的脑活动间接有关的信息的输出信号。例如,一个或多个传感器18可以生成基于以下的输出:对象12的心率(例如,传感器18可以是被定位在对象12的胸部的心率传感器,和/或被配置为被包括在对象12的手腕上的镯子中的光学传感器,和/或被定位在对象12的另一肢体上)、对象12的移动(例如,传感器18可以包括在对象12的手腕和/或脚踝周围的具有加速度计的镯子,使得可以使用体动记录信号分析睡眠)、对象12的皮肤颜色的改变(例如,传感器18可以包括能

够检测对象12的皮肤颜色的变化并根据颜色变化推断诸如心率、呼吸率的生命体征和/或其他生命体征的相机)、对象12的呼吸和/或对象12的其他特性。尽管传感器18被图示在与对象12通信的单个位置处,但是这并非旨在为限制。传感器18可以包括被设置在多个位置中的传感器,例如,在感官刺激器16内(或与感官刺激器16通信)和/或在其他位置中。

[0022] 处理器20被配置为在系统10中提供信息处理能力。这样一来,处理器20可以包括以下中的一个或多个:数字处理器、模拟处理器、以及被设计为处理信息的数字电路、被设计为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。尽管处理器20在图1中被示为单个实体,但是这仅出于图示目的。在一些实施例中,处理器20可以包括多个处理单元。这些处理单元可以被物理地定位在相同设备(例如,感官刺激器16、用户接口24)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。

[0023] 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。所述一个或多个计算机程序部件可以包括以下中的一个或多个:睡眠阶段部件32、信号表示部件34、分析部件36、通信部件38和/或其他部件。处理器20可以被配置为由软件;硬件;固件;软件、硬件和/或固件的一些组合和/或用于在处理器20上配置处理能力的其他机构来运行部件32、34、36和/或38。

[0024] 应当认识到,尽管在图1中部件32、34、36和/或38被图示为被共同定位在单个处理单元内,但是在其中处理器20包括多个处理单元的实施例中,部件32、34、36和/或38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32、34、36和/或38提供的功能的描述是出于说明性目的,并非旨在为限制,这是因为部件32、34、36和/或38中的任一个可以提供比所描述的更多或更少的功能。例如,可以消除部件32、34、36和/或38中的一个或多个,并且其功能中的一些或全部可以由其他部件32、34、36和/或38来提供。作为另一范例,处理器20可以被配置为运行一个或多个额外的部件,所述一个或多个额外的部件可以执行归于以下部件32、34、36和/或38中的一个的功能中的一些或全部。

[0025] 睡眠阶段部件32被配置为检测睡眠会话期间的对象12的个体睡眠阶段。睡眠阶段部件32被配置为基于来自传感器18的输出信号和/或其他信息来检测个体睡眠阶段。如上所述,对象12的睡眠阶段可以对应于以下中的一个或多个:觉醒、REM睡眠、阶段N1睡眠、阶段N2睡眠和/或阶段N3睡眠。在一些实施例中,个体睡眠阶段包括深睡眠阶段。在一些实施例中,深睡眠、慢波睡眠和/或慢波活动可以对应于阶段N3睡眠。在一些实施例中,阶段N2睡眠和/或阶段N3睡眠可以是深睡眠和/或慢波睡眠和/或可以对应于深睡眠和/或慢波活动。在一些实施例中,睡眠阶段部件32被配置为使得检测个体睡眠阶段包括从潜在的睡眠阶段(例如,觉醒、REM、N1、N2、N3)的集合选择睡眠阶段,其中,潜在的睡眠阶段的集合包括深睡眠阶段。

[0026] 在一些实施例中,睡眠阶段模块32可以基于对由传感器18的输出信号传达的信息的分析来确定对象12的当前睡眠阶段。该分析可以包括生成和/或监测对象12的睡眠会话期间的EEG。在一些实施例中,该分析可以包括基于EEG的 δ 频带中的功率和/或EEG的 β 频带中的功率和/或其他信息来检测慢波睡眠。

[0027] 信号表示部件34被配置为响应于睡眠阶段部件32检测到深睡眠阶段而生成针对睡眠会话期间的包括深睡眠阶段的时间段的输出信号的谐波表示,并且识别输出信号的谐波表示上的两个或更多个显著点。在一些实施例中,输出信号的谐波表示是指示睡眠会话

期间的对象12的脑活动和/或由输出信号传达的其他脑活动信息的EEG电压的谐波表示。

[0028] 通过非限制性范例,信号表示部件34可以被配置为使得四个显著点被识别。图2图示了这样的范例。图2图示了具有识别的四个显著点202 (idx₁)、204 (idx₂)、206 (idx₃) 和208 (idx₄) 的EEG电压的谐波表示200。在图2中,EEG电压200随时间212以微伏(μV) 210为单位被绘制(1000个样本点为1秒)。在图2中示出的四个显著点202、204、206和208包括例如在电压200在-40μV上的第一负交叉处的第一显著点202、在第一负交叉-40μV之后的电压200的局部最小值处的第二显著点204、在局部最小值之后的电压200在-40μV上的第一正交叉处的第三显著点206,以及在局部最小值之后的电压200在0V上的第一正交叉处的第四显著点208。

[0029] 这些特定的显著点并非旨在为限制。例如,代替于-40μV,信号表示部件34可以被配置为确定对应于在大约-35μV与大约-45μV之间的任何电压的显著点。在一些实施例中,信号表示部件34可以被配置为确定对应于在大约-20μV与大约-60μV之间的任何电压的显著点。

[0030] 返回图1,分析部件36被配置为分析在显著点周围的输出信号的谐波表示的形状,以确定在显著点周围的输出信号的谐波表示的形状是否对应于慢波的形状。

[0031] 在一些实施例中,分析部件36被配置为使得分析输出信号的谐波表示的形状包括确定显著点的角偏转。继续在图2中示出的且在以上描述的非限制性范例,角偏转可以包括电压200在第一显著点202处的第一角偏转(θ₁)、电压200在第二显著点204处的第二角偏转(θ₂),以及电压200在第三显著点206处的第三角偏转(θ₃)。第四显著点208的角偏转(θ₄)可以被假定为零。图3图示了对应于显著点202、204、206的角偏转302 (θ₁)、304 (θ₂)、306 (θ₃)。对应于显著点的角偏转可以由被确定如下:

$$[0032] \quad \theta_1 = \pi - \sin^{-1} \frac{-40}{Min};$$

$$[0033] \quad \theta_2 = \pi/2;$$

$$[0034] \quad \theta_3 = \sin^{-1} \frac{-40}{Min}; \text{ 并且}$$

$$[0035] \quad \theta_4 = 0 \text{ (假定)}。$$

[0036] 在一些实施例中,分析部件36 (图1) 被配置为使得分析输出信号的谐波表示的形状包括确定显著点之间的时间量。继续在图2和图3中示出的以上非限制性范例,时间量可以包括第四显著点208与第一显著点202之间的第一时间量(t₁) 250、第四显著点208与第二显著点204之间的第二时间量(t₂) 252,以及第四显著点208与第三显著点206之间的第三时间量(t₃) 254。这些时间量可以(例如以秒为单元)被表达为(1000个样本点为1秒):

$$[0037] \quad t_1 = \frac{idx_4 - idx_1}{1000};$$

$$[0038] \quad t_2 = \frac{idx_4 - idx_2}{1000}; \text{ 并且}$$

$$[0039] \quad t_3 = \frac{idx_4 - idx_3}{1000}。$$

[0040] 在一些实施例中,分析部件36 (图1) 被配置为使得分析输出信号的谐波表示的形

状包括基于角偏转和时间量来确定经过显著点的相等幅度的正弦波的频率。继续在图2和图3中的且在以上描述的非限制性范例,图4图示了经过显著点的相等幅度的三个正弦波402、404、406。所确定的频率可以包括:基于第一角偏转(θ_1) 302 (图3) 和第一时间量(t_1) 250 (图2) 确定的经过第一显著点202和第四显著点208的第一正弦波402的第一频率(ω_1)、基于第二角偏转(θ_2) 304 (图3) 和第二时间量(t_2) 252 (图2) 确定的经过第二显著点204和第四显著点208的第二正弦波404的第二频率(ω_2),以及基于第三角偏转(θ_3) 306和第三时间量(t_3) 254确定的经过第三显著点206和第四显著点208的第三正弦波406的第三频率(ω_3)。简言之,可以通过在时间上的假定的角位移($\omega_k = \theta_k / t_k$)来给出三个频率(ω_k)。

[0041] 在一些实施例中,分析部件36 (图1) 被配置为使得分析输出信号的谐波表示的形状包括基于经过显著点的正弦波的频率来确定平均频率。继续在图2-图4中示出的并且在以上描述的非限制性范例,平均频率可以基于等式 $\omega = (\omega_1 + \omega_2 + \omega_3) / 3$ 来确定。分析部件36被配置为将平均频率与慢波频率范围进行比较,并且响应于平均频率在慢波频率范围内而检测到慢波。在一些实施例中,慢波频率范围可以在大约0.5Hz与大约2Hz之间。在一些实施例中,慢波频率范围可以在大约0.5Hz与大约4Hz之间。例如,在N3睡眠 (例如由睡眠阶段部件32检测到的) 期间,如果 ω 在 $\pi/2$ 与 4π (大约0.5Hz至大约2Hz) 之间,则可以检测到慢波。在一些实施例中,慢波频率范围可以在制造时被编程,由用户经由用户接口24来设置,由系统10基于对象12的先前的睡眠会话来确定,基于当前的睡眠会话来确定,和/或通过其他方法来确定。

[0042] 在一些实施例中,分析部件36被配置为使得 (例如) 分析电压的谐波表示的形状包括将EEG深睡眠分段与参考波形进行比较。例如,除了和/或代替于以上非限制性范例中描述的分析,分析部件36可以被配置为实时识别候选慢波EEG分段 ($V_{\text{候选}}$); 例如经由规范化和/或抽取来调整候选波形; 并且经由 $f(V_{\text{候选}}, V_{\text{参考}})$ 的输出上的数值边界来对候选波形进行分类 (例如,分类为慢波或非慢波), $f(V_{\text{候选}}, V_{\text{参考}})$ 是候选波形和参考波形 ($V_{\text{参考}}$) 两者的函数, $V_{\text{参考}}$ 是根据经验确定的和/或经由手动构造确定的。在一些实施例中,数值边界可以在制造时被编程,由用户经由用户接口24来设置,由系统10基于对象12的先前的睡眠会话来确定,基于当前的睡眠会话来确定,和/或通过其他方法来确定。 $f(V_{\text{候选}}, V_{\text{参考}})$ 的三个可能的实施例包括:

[0043] $f(V_{\text{候选}}, V_{\text{参考}}) = \mu = \text{平均}(|V_{\text{候选}} - V_{\text{参考}}|)$;

[0044] $f(V_{\text{候选}}, V_{\text{参考}}) = \sigma = \text{std}(V_{\text{候选}} - V_{\text{参考}})$; 以及

[0045] $f(V_{\text{候选}}, V_{\text{参考}}) = \mu * \sigma = \text{平均}(|V_{\text{候选}} - V_{\text{参考}}|) * \text{std}(V_{\text{候选}} - V_{\text{参考}})$ 。

[0046] 由分析部件36进行的该类型的分析的优点包括对慢波的早期检测 (例如,在图2中示出的负峰204处或附近), 并且不拒绝并不呈现慢波形态和形状的假阳性。该方法允许在负峰 (例如,显著点204) 处或附近的早期形态检测。参考模板和 $f(V_{\text{候选}}, V_{\text{参考}})$ 上的数值边界可以被选择为适应应用的需要。

[0047] 在一些实施例中,分析部件36被配置为使得分析输出信号 (例如,电压) 的谐波表示的形状包括确定在显著点周围的输出信号的谐波表示的一个或多个斜率。例如,除了和/或代替于以上所描述的分析,分析部件36可以被配置为使得电压信号200 (图2) 被假定为是单调正弦波。电压信号200的频率可以通过估计沿着电压信号200的一个或多个点处的变化率 (例如,斜率) 来估计。例如,在零交叉 (例如,图2所示的显著点208) 处的电压信号200的斜率可以是对角频率的近似 (例如,由于在 $t=0$ 处 $\sin(\omega t)$ 的导数为 ω)。然后,估计在负峰

(例如,图2所示的显著点204)之前和之后的电压信号200的变化率(例如,斜率)的差异提供了对角频率的平方的近似(例如,由于在 $t=-\pi/(2\omega)$ 处 $\sin(\omega t)$ 的二阶导数为 ω^2)。分析部件36然后可以被配置为将所确定的频率与慢波频率范围进行比较,并且响应于所确定的频率在慢波频率范围内而检测到慢波。

[0048] 返回图1,通信部件38被配置为控制感官刺激器16来在慢波睡眠的个体时间段期间(例如,在阶段N3睡眠期间)向对象12提供感官刺激。用于递送感官刺激的定时对应于(例如通过分析部件36)对对象12中的慢波的检测。在一些实施例中,通信部件38被配置为控制感官刺激器16来提供听觉音调形式的感官刺激和/或其他刺激。在一些实施例中,感官刺激的特性(例如,听觉音调音量、持续时间等)可以在制造时被编程,由用户经由用户接口24来设置,由系统10基于对象12的先前的睡眠会话来确定,基于当前的睡眠会话来确定和/或通过其他方法来确定。在一些实施例中,通信部件38被配置为控制感官刺激器来以不唤醒对象12的强度水平提供感官刺激。

[0049] 电子存储设备22包括以电子方式存储信息的存储介质。电子存储设备22的电子存储介质可以包括系统存储设备和/或可移动存储设备中的一者或两者,所述系统存储设备与系统10集成地(即,基本上不可移动地)被提供,所述可移动存储设备可经由例如端口(例如,USB端口、火线端口等)或者驱动器(例如,磁盘驱动器等)连接到系统10。电子存储设备22可以包括以下中的一个或多个: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、从对象12接收的信息,和/或使得系统10能够适当地工作的其他信息。电子存储设备22可以(整体上或部分地)是系统10内的分离的部件,或者电子存储设备22可以(整体上或部分地)与系统10的一个或多个其他部件(例如,处理器20)集成地被提供。

[0050] 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,通过所述接口,对象12和/或其他用户可以向系统10提供信息并从系统10接收信息。其他用户例如可以包括医生、护理提供者和/或其他用户。这使得被统称为“信息”的数据、线索、结果和/或指令以及任何其他可通信项目能够在用户(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可以经由用户接口24被显示给护理提供者。

[0051] 适于包括在用户接口24中的接口设备的范例包括小键盘、按钮、开关、键盘、旋钮、操纵杆、显示屏、触摸屏、扬声器、麦克风、指示灯、声音警报、指针、触觉反馈设备和/或其他接口设备。在一些实施例中,用户接口24包括多个分离的接口。在一些实施例中,用户接口24包括与感官刺激器16和/或系统10的其他部件集成地提供的至少一个接口。

[0052] 应当理解,其他通信技术,硬连线或者无线的,也由本公开预期为用户接口24。例如,本公开预期用户接口24可以与由电子存储设备22提供的可移除存储接口集成。在该范例如中,可以从可移除存储设备(例如,智能卡、闪存驱动器、可移除盘等)将信息加载到系统10中,所述可移除存储设备使得(一个或多个)用户能够定制系统10的实施方式。适于供系统10用作用户接口24的其他示范性输入设备和技术包括,但不限于,RS-232端口、RF链接、IR链接、调制解调器(电话、线缆等)。简言之,本公开预期用于与系统10传递信息的任何技

术作为用户接口24。

[0053] 图5图示了用于利用检测设备检测睡眠会话期间的用户中的慢波的方法。所述检测系统包括一个或多个传感器、一个或多个物理计算机处理器,和/或其他部件。以下呈现的方法500的操作旨在为说明性的。在一些实施例中,方法500可以利用未描述的一个或多个额外的操作来完成,和/或可以在没有所讨论的操作中的一个或多个的情况下来完成。此外,在图5中图示的且在下文描述的方法500的操作的顺序并非旨在为限制。

[0054] 在一些实施例中,方法500可以被实施在一个或多个处理设备(例如,数字处理器、模拟处理器、被设计为处理信息的数字电路、被设计为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。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500的操作中的一些或全部的一个或多个设备。一个或多个处理设备可以包括通过硬件、固件和/或软件被配置为特别地被设计用于方法500的操作中的一个或多个的运行的一个或多个设备。

[0055] 在操作502处,生成传达与对象在睡眠会话期间的脑活动有关的信息的输出信号。在一些实施例中,输出信号与前额脑电图(EEG)相关联。在一些实施例中,由与(在图1中示出且在本文中描述的)传感器18相同或相似的一个或多个传感器来执行操作502。

[0056] 在操作504处,基于输出信号来确定对象的个体睡眠阶段。个体睡眠阶段包括深睡眠阶段。在一些实施例中,由与(在图1中示出且在本文中描述的)处理器20相同或相似的物理计算机处理器来执行操作504。

[0057] 在操作506处,响应于检测到深睡眠阶段,生成针对睡眠会话期间的包括深睡眠阶段的时间段的输出信号的谐波表示。在一些实施例中,输出信号的谐波表示是电压的谐波表示。在一些实施例中,由与(在图1中示出且在本文中描述的)处理器20相同或相似的物理计算机处理器来执行操作506。

[0058] 在操作508处,识别在输出信号的谐波表示上的两个或更多个显著点。在一些实施例中,识别四个显著点。四个显著点包括在电压在 $-40\mu\text{V}$ 上的第一负交叉处的第一显著点、在第一负交叉之后的电压的局部最小值处的第二显著点、在局部最小值之后的电压在 $-40\mu\text{V}$ 上的第一正交叉处的第三显著点,以及在局部最小值之后的电压在 0V 上的第一正交叉处的第四显著点。在一些实施例中,由与(在图1中示出且在本文中描述的)处理器20相同或相似的物理计算机处理器来执行操作508。

[0059] 在操作510处,分析在两个或更多个显著点周围的输出信号的谐波表示的形状以确定在两个或更多个显著点周围的输出信号的谐波表示的形状是否对应于慢波的形状。

[0060] 在一些实施例中,分析电压的谐波表示的形状包括确定电压在显著点处的角偏转。角偏转包括电压在第一显著点处的第一角偏转、电压在第二显著点处的第二角偏转,以及电压在第三显著点处的第三角偏转。分析可以包括确定显著点之间的时间量。时间量包括第四显著点与第一显著点之间的第一时间量、第四显著点与第二显著点之间的第二时间量,以及第四显著点与第三显著点之间的第三时间量。分析可以包括基于角偏转和时间量来确定经过显著点的正弦波的频率。频率包括基于第一角偏转和第一时间量确定的经过第一显著点和第四显著点的第一正弦波的第一频率、基于第二角偏转和第二时间量确定的经过第二显著点和第四显著点的第二正弦波的第二频率,以及基于第三角偏转和第三时间量确定的经过第三显著点和第四显著点的第三正弦波的第三频率。分析可以包括:基于经过

显著点的正弦波的频率来确定平均频率,将平均频率与慢波频率范围进行比较,并且响应于平均频率在慢波频率范围内而检测到慢波。

[0061] 在一些实施例中,分析电压的谐波表示的形状包括将脑电图的深睡眠分段与参考波形进行比较。在一些实施例中,分析输出信号的谐波表示的形状包括确定两个或更多个显著点周围的输出信号的谐波表示的斜率。

[0062] 在一些实施例中,由与(在图1中示出且在本文中描述的)处理器20相同或相似的物理计算机处理器来执行操作510。

[0063] 在权利要求中,置于括号内的任何附图标记不应被解释为限制权利要求。词语“包含”或“包括”不排除在权利要求书中所列举的那些以外的元件或步骤的存在。在枚举了若干单元的设备权利要求中,这些单元中的若干可以由同一项硬件来实现。元件前的词语“一”或“一个”不排除多个这种元件的存在。在枚举了若干单元的任何设备权利要求中,这些单元中的若干可以由同一项硬件实现。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能组合使用这些措施。

[0064] 尽管上面提供的描述提供了基于当前被认为是最实用和优选的实施例的出于图示的目的的细节,但是应当理解,这样的细节仅为了该目的,并且本公开不限于明确公开的实施例,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价布置。例如,应当理解,本公开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。

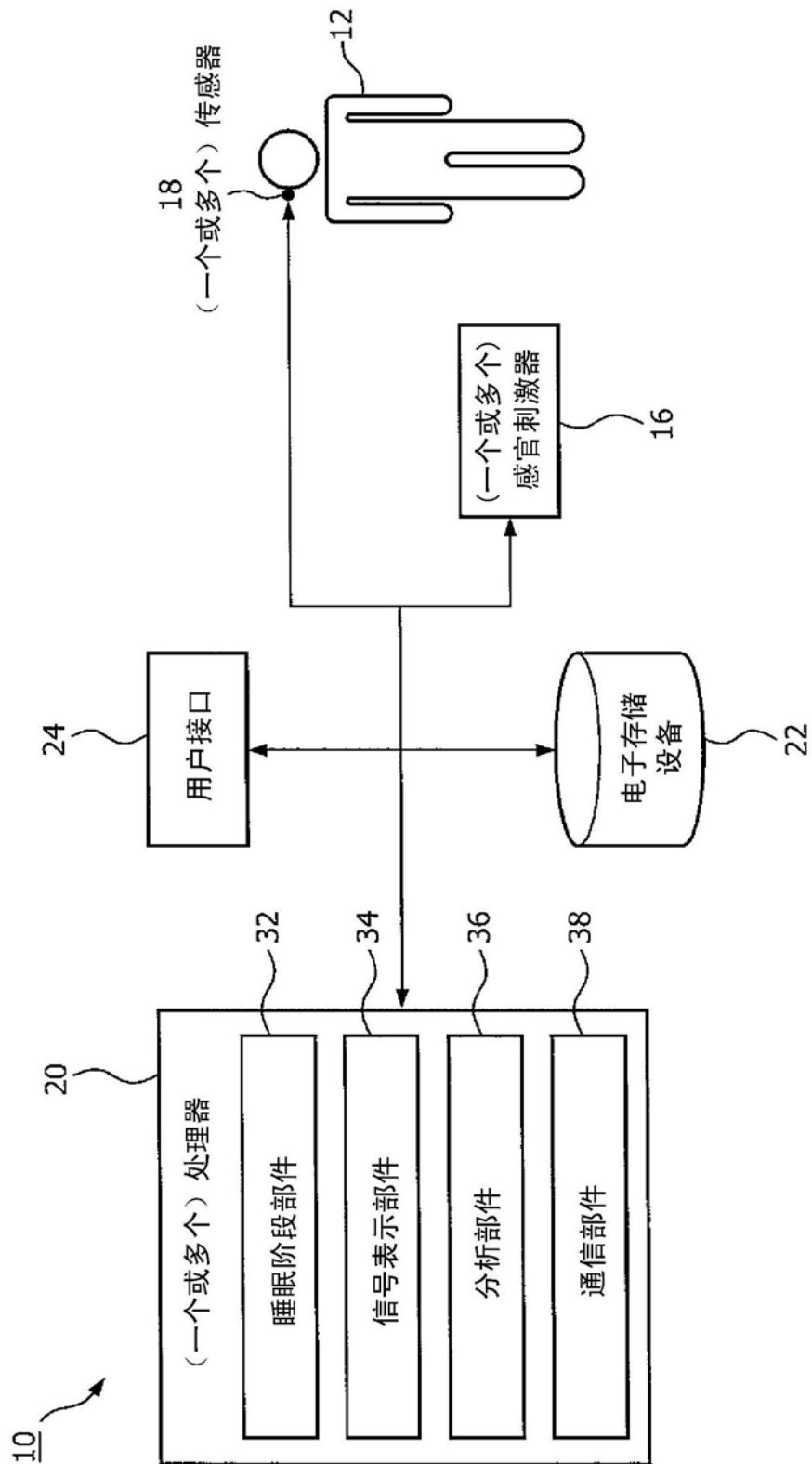


图1

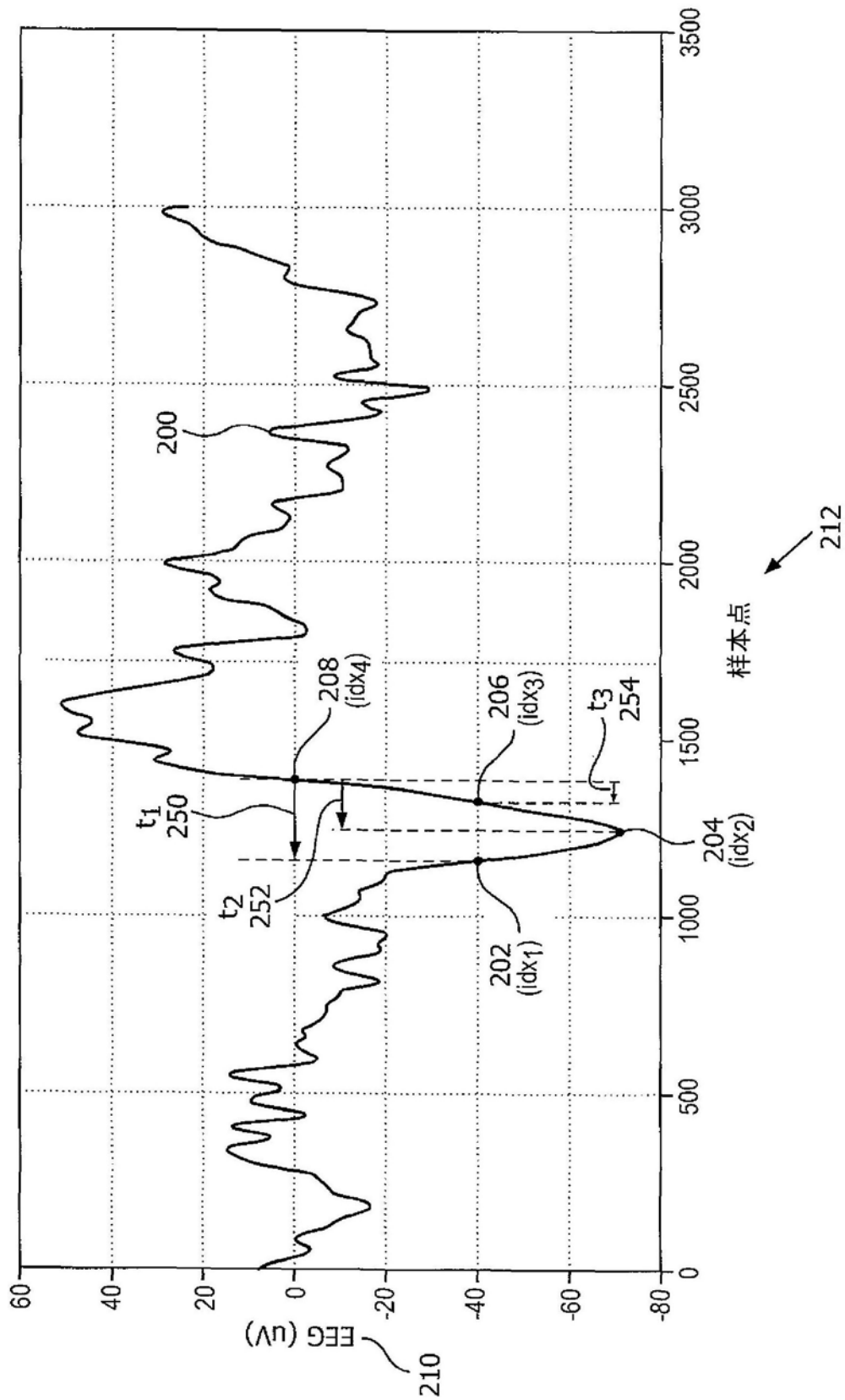


图2

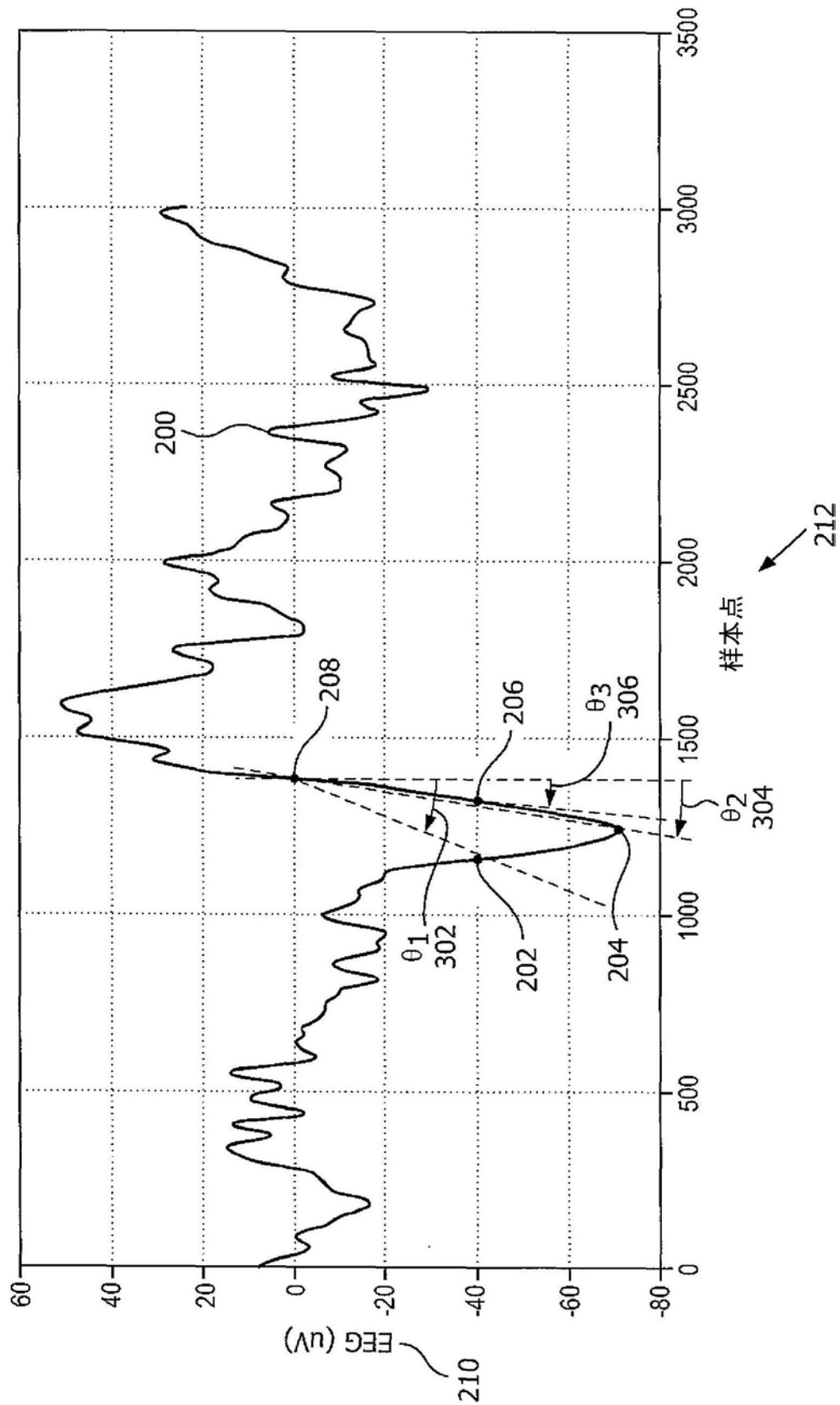


图3

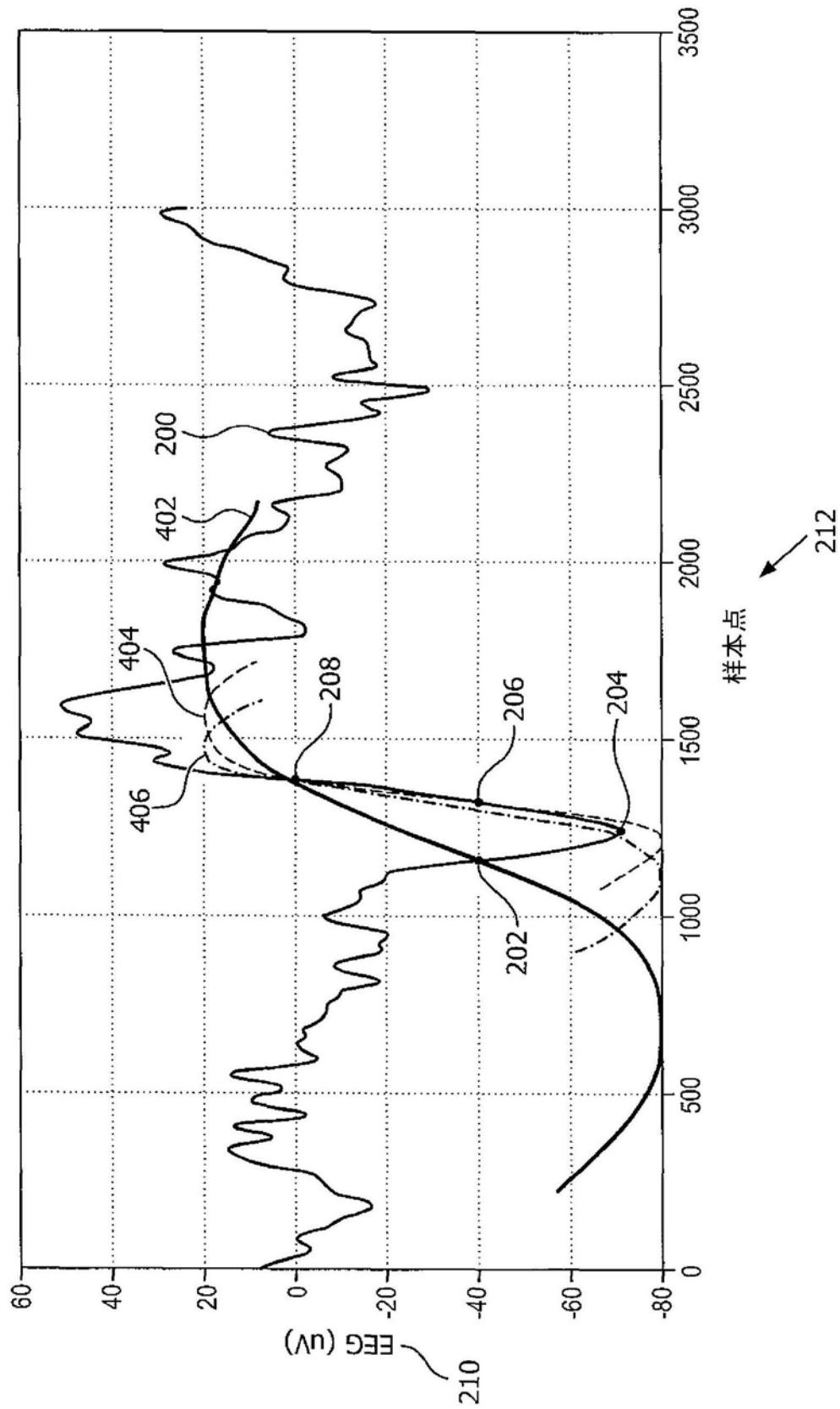


图4

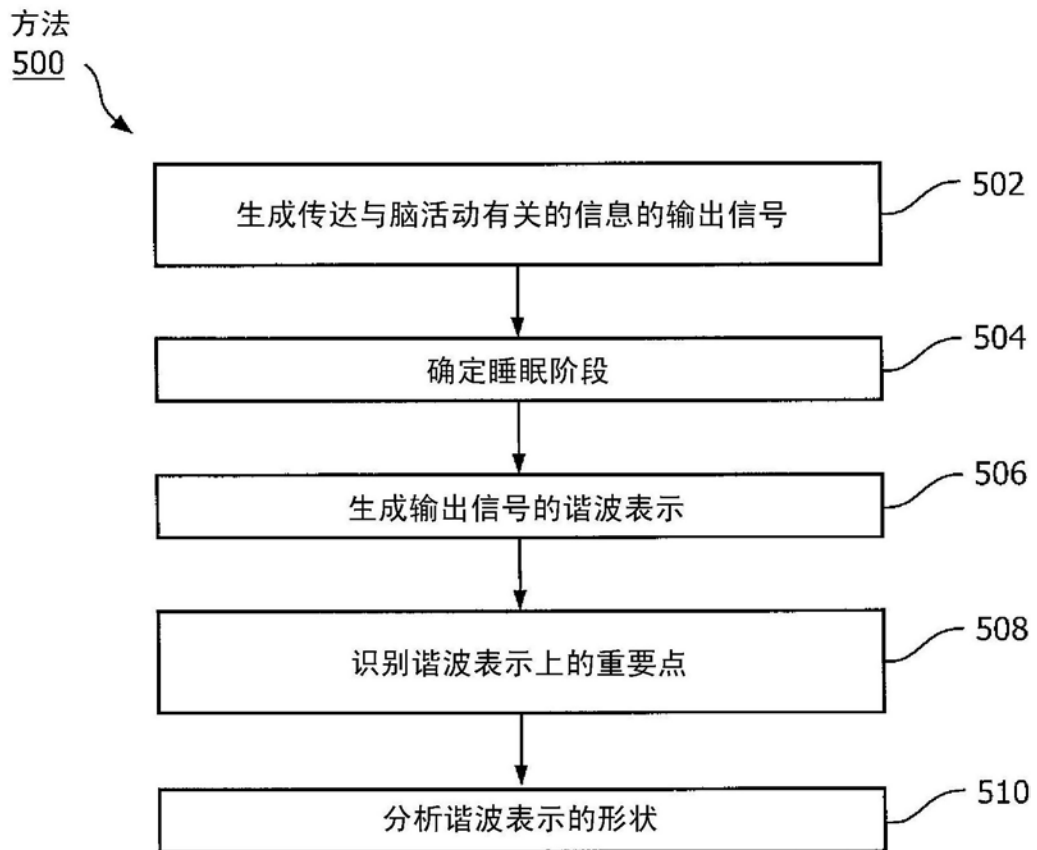


图5

专利名称(译)	用于检测慢波的系统和方法		
公开(公告)号	CN107072540A	公开(公告)日	2017-08-18
申请号	CN201580053182.1	申请日	2015-09-21
[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	A莫哈德凡 WA特鲁什切尔 J 萨拉查		
发明人	A·莫哈德凡 W·A·特鲁什切尔 J·萨拉查		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/04 A61B5/048 A61M21/02		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/048 A61B5/4812 A61B5/7235 A61M21/02 A61M2021/0016 A61M2021/0022 A61M2021/0027 A61M2021/0044 A61M2021/0055 A61M2230/10 A61M2230/005 A61M2021/0072		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	62/057654 2014-09-30 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本公开涉及一种被配置为检测睡眠会话期间的对象中的慢波的系统(10)。所述系统生成传达与所述对象的脑活动有关的信息的输出信号。所述系统被配置为检测所述对象的个体睡眠阶段，所述个体睡眠阶段包括深睡眠阶段；并且，响应于检测到所述深睡眠阶段：生成针对所述睡眠会话期间的包括所述深睡眠阶段的时间段的所述输出信号的谐波表示；识别在所述输出信号的所述谐波表示上的两个或更多个显著点；并且分析在所述两个或更多个显著点周围的所述输出信号的所述谐波表示的形状，以确定在所述两个或更多个显著点周围的所述输出信号的所述谐波表示的所述形状是否对应于慢波的形状。

方法
500

