



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108471947 A

(43)申请公布日 2018.08.31

(21)申请号 201680075780.3

(22)申请日 2016.12.20

(30)优先权数据

62/270890 2015.12.22 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.06.22

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/081891 2016.12.20

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/108766 EN 2017.06.29

(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

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

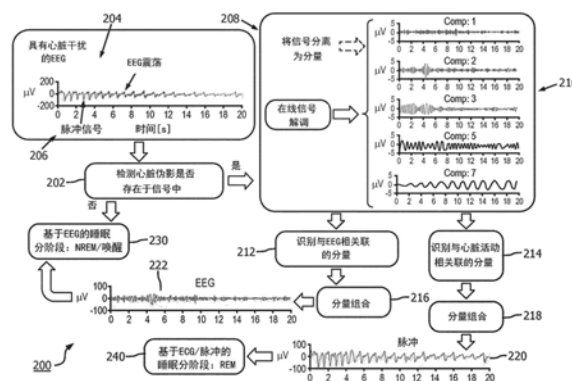
权利要求书2页 说明书10页 附图6页

(54)发明名称

基于EEG信号中的心脏活动信息和大脑活动信息确定睡眠阶段的系统和方法

(57)摘要

本公开涉及一种被配置为基于EEG信号中的心脏伪影信息和大脑活动信息来确定对象中的睡眠阶段的系统。存在于EEG信号中的心脏伪影能够导致错误的睡眠阶段确定,这可能导致在睡眠期间的不合时宜的感官刺激、根本无刺激、舍弃长时间的EEG信号信息、和/或其他事件。本系统与现有技术系统相比增强了实时睡眠阶段确定和/或提供了其他优点,因为本系统基于包含于EEG信号中的心脏活动信息和大脑活动信息两者来确定对象的当前睡眠阶段。



1. 一种被配置为确定睡眠段期间的对象 (12) 的睡眠阶段的系统 (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大脑活动有关的信息的输出信号, 所述输出信号包括与所述对象的心脏活动有关的心脏伪影信息以及与大脑活动有关的所述信息; 以及

一个或多个硬件处理器 (20), 其与所述一个或多个传感器能操作地通信, 所述一个或多个硬件处理器由机器可读指令配置以:

对所述输出信号进行解调以分离与大脑活动有关的所述信息和所述心脏伪影信息;

基于分离出的与大脑活动有关的所述信息来确定一个或多个大脑活动参数;

基于分离出的所述心脏伪影信息来确定一个或多个心脏活动参数; 并且

基于所述一个或多个大脑活动参数以及所述一个或多个心脏活动参数来确定所述睡眠段期间的所述对象的所述睡眠阶段。

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被配置为使得确定所述睡眠段期间的所述对象的所述睡眠阶段包括: 基于所述一个或多个大脑活动参数来确定NREM睡眠阶段, 并且基于所述一个或多个大脑活动参数以及所述一个或多个心脏活动参数来确定REM睡眠阶段。

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是脑电图 (EEG) 传感器, 并且其中, 所述一个或多个硬件处理器被配置为使得所述一个或多个大脑活动参数包括一个或多个EEG参数, 并且所述一个或多个心脏活动参数包括心率变化性和/或谱心率变化性。

4. 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解调包括使用经验模式分解框架将所述输出信号分离成与大脑活动有关的一个或多个个体振荡分量以及与心脏活动有关的一个或多个个体振荡分量。

5. 根据权利要求4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确定所述一个或多个大脑活动参数包括: 相加地组合与大脑活动有关的个体振荡分量; 并且确定所述一个或多个心脏参数包括: 相加地组合与心脏活动有关的个体振荡分量。

6. 一种用于利用确定系统 (10) 确定睡眠段期间的对象 (12) 的睡眠阶段的方法, 所述系统包括一个或多个传感器 (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传感器来生成传达与所述对象的大脑活动有关的信息的输出信号, 所述输出信号包括与所述对象的心脏活动有关的心脏伪影信息以及与大脑活动有关的所述信息;

利用所述一个或多个硬件处理器对所述输出信号进行解调以分离与大脑活动有关的所述信息和所述心脏伪影信息;

利用所述一个或多个硬件处理器基于分离出的与大脑活动有关的所述信息来确定一个或多个大脑活动参数;

利用所述一个或多个硬件处理器基于分离出的所述心脏伪影信息来确定一个或多个心脏活动参数; 并且

利用所述一个或多个硬件处理器基于所述一个或多个大脑活动参数以及所述一个或多个心脏活动参数来确定所述睡眠段期间的所述对象的所述睡眠阶段。

7. 根据权利要求6所述的方法, 其中, 确定所述睡眠段期间的所述对象的所述睡眠阶段包括: 基于所述一个或多个大脑活动参数来确定NREM睡眠阶段, 并且基于所述一个或多个

大脑活动参数以及所述一个或多个心脏活动参数来确定REM睡眠阶段。

8. 根据权利要求6所述的方法, 其中, 所述一个或多个传感器是脑电图 (EEG) 传感器, 所述一个或多个大脑活动参数包括一个或多个EEG参数, 并且所述一个或多个心脏活动参数包括心率变化性和/或谱心率变化性。

9. 根据权利要求6所述的方法, 其中, 解调包括使用经验模式分解框架将所述输出信号分离成与大脑活动有关的一个或多个个体振荡分量以及与心脏活动有关的一个或多个个体振荡分量。

10. 根据权利要求9所述的方法, 其中, 确定所述一个或多个大脑活动参数包括: 相加地组合与大脑活动有关的个体振荡分量; 并且确定所述一个或多个心脏参数包括: 相加地组合与心脏活动有关的个体振荡分量。

11. 一种被配置为确定睡眠段期间的对象 (12) 的睡眠阶段的系统 (10), 所述系统包括:
用于生成传达与所述对象的大脑活动有关的信息的输出信号的模块 (18), 所述输出信号包括与所述对象的心脏活动有关的心脏伪影信息以及与大脑活动有关的所述信息;

用于对所述输出信号进行解调以分离与大脑活动有关的所述信息和所述心脏伪影信息的模块 (20);

用于基于分离出的与大脑活动有关的所述信息来确定一个或多个大脑活动参数的模块 (20);

用于基于分离出的所述心脏伪影信息来确定一个或多个心脏活动参数的模块 (20); 以及

用于基于所述一个或多个大脑活动参数以及所述一个或多个心脏活动参数来确定所述睡眠段期间的所述对象的所述睡眠阶段的模块 (20)。

12. 根据权利要求11所述的系统, 其中, 确定所述睡眠段期间的所述对象的所述睡眠阶段包括: 基于所述一个或多个大脑活动参数来确定NREM睡眠阶段, 并且基于所述一个或多个大脑活动参数以及所述一个或多个心脏活动参数来确定REM睡眠阶段。

13. 根据权利要求11所述的系统, 其中, 用于生成传达与所述对象的大脑活动有关的信息的输出信号的所述模块包括脑电图 (EEG) 传感器, 所述一个或多个大脑活动参数包括一个或多个EEG参数, 并且所述一个或多个心脏活动参数包括心率变化性和/或谱心率变化性。

14. 根据权利要求11所述的系统, 其中, 解调包括使用经验模式分解框架将所述输出信号分离成与大脑活动有关的一个或多个个体振荡分量以及与心脏活动有关的一个或多个个体振荡分量。

15. 根据权利要求14所述的系统, 其中, 确定所述一个或多个大脑活动参数包括: 相加地组合与大脑活动有关的个体振荡分量; 并且确定所述一个或多个心脏参数包括: 相加地组合与心脏活动有关的个体振荡分量。

基于EEG信号中的心脏活动信息和大脑活动信息确定睡眠阶段的系统和方法

技术领域

[0001] 本公开涉及用于基于脑电图 (EEG) 信号中的心脏伪影信息和大脑活动信息来确定睡眠阶段的系统和方法。

背景技术

[0002] 用于监视睡眠的系统是已知的。确定睡眠期间的睡眠阶段是已知的。通常,基于来自EEG的信息来确定睡眠阶段。睡眠EEG中的心脏伪影的存在干扰睡眠阶段确定,并且常常导致错误的深睡眠和/或唤醒确定。

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确定睡眠段(session)期间的对象的睡眠阶段的系统。所述系统包括:一个或多个传感器、一个或多个硬件处理器和/或其他部件。所述一个或多个传感器被配置为生成传达与所述对象的大脑活动有关的信息的输出信号。所述输出信号包括与所述对象的心脏活动有关的心脏伪影信息和与大脑活动有关的信息。所述一个或多个硬件处理器与所述一个或多个传感器能操作地通信。所述一个或多个硬件处理器由机器可读指令配置,以:对所述输出信号进行解调以分离与大脑活动有关的信息和所述心脏伪影信息;基于分离出的与大脑活动有关的信息来确定一个或多个大脑活动参数;基于分离出的心脏伪影信息来确定一个或多个心脏活动参数;并且基于所述一个或多个大脑活动参数以及所述一个或多个心脏活动参数来确定睡眠段期间的所述对象的睡眠阶段。

[0004] 本公开的又一方面涉及一种用于利用确定系统确定睡眠段期间的对象的睡眠阶段的方法。所述系统包括一个或多个传感器、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大脑活动有关的信息的输出信号,所述输出信号包括与所述对象的心脏活动有关的心脏伪影信息和与大脑活动有关的信息;利用所述一个或多个硬件处理器对所述输出信号进行解调以分离与大脑活动有关的信息和心脏伪影信息;利用所述一个或多个硬件处理器基于分离出的与大脑活动有关的信息来确定一个或多个大脑活动参数;利用所述一个或多个硬件处理器基于分离出的心脏伪影信息来确定一个或多个心脏活动参数;并且利用所述一个或多个硬件处理器基于所述一个或多个大脑活动参数以及所述一个或多个心脏活动参数来确定睡眠段期间的所述对象的睡眠阶段。

[0005] 本公开的又另一方面涉及一种被配置为确定睡眠段期间的对象的睡眠阶段的系统。所述系统包括:用于生成传达与所述对象的大脑活动有关的信息的输出信号的模块,所述输出信号包括与所述对象的心脏活动有关的心脏伪影信息和与大脑活动有关的信息;用于对所述输出信号进行解调以分离与大脑活动有关的信息和心脏伪影信息的模块;用于基于分离出的与大脑活动有关的信息来确定一个或多个大脑活动参数的模块;用于基于分离

出的心脏伪影信息来确定一个或多个心脏活动参数的模块;以及用于基于所述一个或多个大脑活动参数以及所述一个或多个心脏活动参数来确定睡眠段期间的所述对象的睡眠阶段的模块。

[0006] 本公开的这些和其他目的、特征和特性以及结构的有关元件的操作方法和功能以及部件和制造经济的组合将在考虑附图的以下描述和所附权利要求(所有这些构成本说明书的一部分)中变得清楚,其中,相同的附图标记表示各个附图中的对应部分。然而,应当明确理解,附图仅用于说明和描述的目的,而并非意图作为本公开的限制的定义。

附图说明

[0007] 图1是被配置为基于EEG输出信号中的心脏伪影信息和大脑活动信息来确定对象中的睡眠阶段的系统的示意性图示。

[0008] 图2总结了由所述系统执行的基本操作。

[0009] 图3图示了EEG输出信号中的心脏伪影的检测。

[0010] 图4图示了解调分解处理算法的范例。

[0011] 图5图示了将解调分解处理算法应用于所述输出信号而得到的分离的个体振荡分量。

[0012] 图6图示了表现为脉冲信号的心脏干扰。

[0013] 图7图示了NREM睡眠阶段、觉醒和REM的(谱心率变化性的)低频到高频比率。

[0014] 图8图示了用于基于EEG信号中的心脏伪影信息来确定睡眠阶段的方法。

具体实施方式

[0015] 如在本文中所使用的,除非上下文另外明确指出,否则单数形式的“一”、“一个”和“所述”包括复数指代。如在本文中所使用的,两个或更多个零件或部件被“耦合”的陈述应当意指部件直接或间接地(即,通过一个或多个中间零件或部件)结合在一起或一起操作,只要发生链接即可。如在本文中所使用的,“直接耦合”是指两个元件彼此直接接触。如在本文中所使用的,“固定地耦合”或“固定”意指两个部件被耦合以一体移动,同时保持相对于彼此的恒定取向。

[0016] 如在本文中所使用的,词语“单一的”意指部件被创建为单个部件或单元。亦即,包括单独地创建并且然后作为单元被耦合在一起的工件的部件不是“单一”部件或主体。如在本文中所采用的,两个或更多个零件或部件彼此“接合”的表述应当意指部件直接地或通过一个或多个中间零件或部件彼此施加力。如在本文中所采用的,术语“数字”应当意指一或大于一的整数(即,多个)。

[0017] 在本文中所使用的方向性短语,例如,但不限于:顶部、底部、左、右、上、下、前、后以及其派生词与图中所示的元件的取向有关,并且是不限制权利要求,除非在其中明确记载。

[0018] 图1是被配置为基于脑电图(EEG)信号中的心脏伪影信息和大脑活动信息来确定对象12中的睡眠阶段的系统10的示意性图示。存在于EEG信号中的心脏伪影能够导致错误的睡眠阶段确定,这可能导致睡眠期间不合时宜的感官刺激(例如,未与深睡眠时间同步的刺激)、根本无刺激、舍弃长时段的EEG信号信息和/或其他事件。与现有技术系统相比,系统

10增强了实时睡眠阶段确定和/或提供了其他优点。系统10基于包含于EEG信号中的心脏伪影信息和大脑活动信息两者来确定对象12的当前睡眠阶段。通过使用解调算法将EEG信号中的大脑活动信息与心脏伪影信息分离,并且独立地处理大脑活动信息和心脏伪影信息,系统10利用干扰EEG信号的心脏活动。处理心脏伪影信息使得能够经由对心率变化性 (HRV) 和/或其他心脏参数的估计来增强对快速眼动 (REM) 睡眠的检测等。

[0019] 因为心脏电场影响对象12的头皮上的表面电势,所以心脏活动伪影在EEG中表现出来。在睡眠期间记录的EEG信号中的心脏伪影可能在自动睡眠记录的自动解读(例如,睡眠阶段确定)期间引起错误。在EEG信号中尖峰形式的心脏伪影的存在可能导致EEG的一个或多个功率带中的功率的人为增加(下文讨论)。例如, β 频带(约15–30Hz)中可能出现尖峰。由于 β 频带中的活动通常指示微觉醒,所以包含这样的尖峰的EEG段可能被错误地(例如,通过自动算法)评分为清醒时段,即使对象12正在深度地睡眠。当心脏伪影在EEG中表现为规则脉冲的形式时,规则脉冲可能被错误地检测为慢波(下文讨论)。例如,当参考EEG电极被放置在主动脉附近时,可能出现脉冲伪影。这可能导致浅睡眠时段被混淆为深睡眠时段,并且因此,在浅睡眠期间造成不希望的感官刺激。由于在对由心脏伪影污染的EEG信号的自动分析期间出现的这些和/或其他问题,处理EEG的具有心脏伪影的部分的通常策略包括舍弃这些部分。这能够导致舍弃相当长部分的EEG。

[0020] 系统10被配置为利用存在于EEG中的心脏伪影信息来改善自动睡眠阶段确定,而不是拒绝和/或舍弃EEG中包含心脏伪影的部分。基于心脏伪影信息确定睡眠阶段提高了睡眠阶段确定的准确性,因为对象12的心脏参数(例如,心率变化性 (HRV))的变化揭示了REM睡眠(下文讨论)和/或其他睡眠阶段的存在。系统10的一个或多个特征在单电极EEG系统中是尤其有利的,因为单独基于大脑活动信息利用单个EEG电极可靠地检测REM睡眠是具有挑战性的。

[0021] 图2总结了由系统10(在图1中示出)执行的基本操作200。操作202包括确定所采集的EEG信号204是否包括心脏伪影206。如果所述信号如在图2所图示的包括心脏伪影206,则进行解调操作208,其中,EEG信号中的大脑活动信息和心脏伪影信息被彼此分离。所述解调过程产生若干信号分量210,其总和重建原始EEG信号。具有贡献于EEG中的大脑活动信息的信息的分量以及具有贡献于心脏伪影信息的信息的分量通过其谱属性212、214来识别。具有贡献于大脑活动信息的信息的分量然后被相加地(additively)组合216以重建EEG信号222的大脑活动部分。类似地,具有贡献于心脏伪影信息的信息的分量被相加地组合218以重建心脏信号220。所重建的大脑活动信号222被用于确定230非快速眼动(NREM)睡眠阶段。处理所重建的心脏信号220以提取心率变化性 (HRV) 和/或其他心脏参数,并且然后识别240REM睡眠。以下段落详细说明了本概述。

[0022] 返回到图1,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、传感器18、处理器20、电子存储装置22、用户接口24和/或其他部件。在图1中,感官刺激器16、传感器18、处理器20、电子存储装置22和用户接口24被示出为分离的实体。这并不意图是限制性的。系统10一些和/或全部部件和/或其他部件的可以被分组为一个或多个单个设备。例如,系统10的一些和/或全部部件可以被分组为由对象12穿戴的头带和/或其他衣物的一部分。

[0023] 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被配置为在睡眠段

之前、在当前睡眠段期间、在睡眠段之后和/或在其他时间向对象12提供感官刺激。例如,感官刺激器16可以被配置为在睡眠段中的慢波睡眠期间(下面描述)向对象12提供感官刺激。感官刺激器16可以被配置为在睡眠段期间向对象12提供感官刺激以诱导、维持和/或调节对象12中的慢波活动(SWA,0.5至4Hz频带中的EEG功率)。在一些实施例中,感官刺激器16可以被配置为使得调节包括对对象12中的SWA进行增加、减少和/或其他调节。在一些实施例中,感官刺激的递送被计时以对应于与SWA相关联的睡眠阶段,被计时以将对象12从睡眠中唤醒,和/或被计时以对应于对象12中的其他睡眠。

[0024] 在一些实施例中,感官刺激器16可以被配置为通过非侵入性大脑刺激和/或其他方法来诱导和/或调节SWA。感官刺激器16可以被配置为通过使用感官刺激的非侵入性大脑刺激来诱导和/或调节SWA。所述感官刺激包括气味、声音、视觉刺激、触觉、味觉和/或其他刺激。例如,经颅磁刺激可以被施加于对象12以触发、增加和/或减少SWA。作为另一范例,感官刺激器16可以被配置为经由对象12的听觉刺激来诱导和/或调节SWA。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、音调发生器、对象12的头皮上的电极集合、递送振动刺激(也称为体觉刺激)的单元、生成磁场以直接刺激大脑皮层的线圈、光发生器、芳香剂分配器和/或其他设备。

[0025] 传感器18被配置为生成传达与对象12的大脑活动有关的信息和/或其他信息的输出信号。传感器18被配置为在对象12的睡眠段期间以不间断进行的方式、在睡眠段期间的有规律的间隔处、和/或在其他时间生成输出信号。所述输出信号包括与对象的心脏活动有关的心脏伪影信息以及与大脑活动有关的信息。对象12的大脑活动可以对应于当前睡眠阶段、对象12中的SWA和/或对象12的其他特性。对象12的大脑活动可以与快速眼动(REM)睡眠、非快速眼动(NREM)睡眠和/或其他睡眠相关联。对象12的睡眠阶段可以包括以下中的一个或多个:NREM阶段N1、阶段N2或阶段N3睡眠,REM睡眠,和/或其他睡眠阶段。在一些实施例中,N1对应于浅睡眠状态,并且N3对应于深睡眠状态。在一些实施例中,NREM阶段3或阶段2睡眠可以是慢波(例如,深度)睡眠。传感器18可以包括直接和/或间接地测量这样的参数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由对象12的大脑内的电流流动引起的沿着对象12的头皮的电活动的电极。在一些实施例中,一个或多个传感器18是EEG电极和/或其他传感器。EEG在整个睡眠段中表现出变化。例如,EEG δ (delta)功率(也被称为慢波活动(SWA))的显著变化通常是可见的。SWA对应于0.5-4.5Hz频带中的EEG信号的功率。在一些实施例中,该频带被设定为0.5-4Hz。SWA在给定的睡眠段的整个循环变化中具有典型的行为。SWA在非快速眼动睡眠(NREM)期间增加,在快速眼动(REM)睡眠的开始之前下降,并且在REM期间保持低。SWA在连续的NREM片段中从一个片段到下一片段逐渐减少。可以估计SWA,和/或可以在给定睡眠段期间根据对象12的EEG来确定慢波睡眠(例如,阶段N3)。

[0026] 尽管传感器18被图示为在靠近对象12的单个位置处,但是这并非意图是限制性的。传感器18可以包括被设置在多个位置中的传感器,诸如,例如以可移除的方式与对象12的皮肤相耦合,以可移除的方式与对象12的衣服相耦合,由对象12穿戴(例如,作为头带、腕带等),和/或其他位置。例如,传感器18可以经由贴纸和/或其他耦合机构与对象12的皮肤可移除地耦合,使得有意地诱导心脏伪影。在这些实施例中,传感器18被放置在对象12的主要动脉附近稍低于对象12的乳突处。

[0027] 处理器20被配置为在系统10中提供信息处理能力。这样,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、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/或用于电子处理信息或其他机制。尽管处理器20在图1中被示出为单个实体，但是这仅仅是出于图示说明的目的。在一些实施例中，处理器20可以包括多个处理单元。这些处理单元可以物理地位于同一设备（例如，传感器18）之内，或者处理器20可以表示协调操作的多个设备的处理功能。

[0028] 如在图1中所示的，处理器20被配置为执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：解调部件30、参数部件32、睡眠阶段部件34、控制部件36和/或其他部件。处理器20可以被配置为通过软件执行部件30、32、34、36和/或其他部件；硬件；固件；软件、硬件和/或固件的一些组合；和/或用于配置处理器20上的处理能力的其他机构。

[0029] 应当意识到，尽管在图1中图示了部件30、32、34和36共同位于单个处理单元之内，但是在其中处理器20包括多个处理单元的实施例中，部件30、32、34、36和/或其他部件中的一个或多个可以位于远离其他部件地定位。由不同部件30、32、34、36和/或下文所描述的其他部件提供的功能的描述是用于图示说明的目的，并且并不旨在作为限制，因为部件30、32、34和/或36中的任意部件可以提供比所描述的更多或更少的功能。例如，部件30、32、34和/或36中的一个或多个可以被省略，并且其功能中的一些或全部可以由其他部件30、32、34和/或36来提供。作为另一范例，处理器20可以被配置为执行一个或多个附加部件，这些附加部件可以执行下文归属于部件30、32、34和/或36中的一个部件的一些或全部功能。

[0030] 解调部件30被配置为解调来自传感器18（例如，EEG电极）的输出信号（例如，EEG信号）。所述输出信号被解调以分离与大脑活动有关的信息和心脏伪影信息。在一些实施例中，解调部件30被配置为在开始解调之前确定是否存在心脏伪影信息。在一些实施例中，解调所述输出信号和/或确定是否存在心脏伪影信息可以包括在对象12的睡眠段期间生成和/或监视EEG。EEG例如可以通过用户接口24来显示。给定来自传感器18的EEG信号和/或其他信号、EEG本身（例如，由用户接口24所显示的）和/或其他信息，基于在信号中的周期性尖峰的出现以及尖峰与背景EEG的相关性的缺失来检测信号中的心脏伪影的存在。然后，能够将针对包含心脏伪影“ $y(n)$ ”的信号等式写为：

$$[0031] \quad y(n) = x(n) + s(n) \quad (1)$$

[0032] 其中， $x(n)$ 是信号的EEG有关的部分，并且 $s(n)$ 是心脏伪影，其可以包括例如信号中的规律间隔的尖峰。例如，Teager-Kaiser能量算子“ $\Psi[\cdot]$ ”（参见等式2）能够被用于检测不相关的尖峰活动。

$$[0033] \quad \Psi[y(n)] = y^2(n) - y(n+1) \cdot y(n-1) \quad (2)$$

[0034] 由于 $x(n)$ 和 $s(n)$ 是不相关的，因此等式3成立：

$$[0035] \quad \Psi[y(n)] = \Psi[x(n)] + \Psi[s(n)] \quad (3)$$

[0036] 另外，对于尖峰活动， $\Psi[x(n)] \approx \Psi[s(n)]$ ，并且对于非尖峰活动， $\Psi[s(n)] \approx 0$ 。因此，当信号中存在尖峰时， $\Psi[y(n)]$ 具有最大值。解调部件30被配置为设置关于 $\Psi[y(n)]$ 幅度的阈值（例如，至少 $200\mu V^2$ ）和尖峰持续时间的阈值（例如，在幅度阈值交叉点之间高达约40毫秒），并且当违反这些阈值中的一个阈值或者这两个阈值时来检测信号中的心脏尖峰（伪影）。一旦检测到候选心脏尖峰，下一步骤包括估计尖峰间间隔的统计结果。例如，中值尖峰间间隔是特别有用的，因为如果该中值在大约0.8s与大约1.5s之间的间隔内，那么

信号中可能存在心脏伪影。

[0037] 通过非限制性范例,图3图示了来自传感器18(图1)的输出(例如,EEG)信号中的心脏伪影的检测。在图3中图示了两个信号300、302。信号300图示了EEG 306中存在心脏尖峰304,EEG 306指示在假定存在K-复合波308的情况下,对象12(图1)处于睡眠阶段N2中。在图3中,以250Hz对EEG 206进行采样(但是这并非是非限制性的)。信号302图示了 $\Psi[y(n)]$ 。幅度和持续时间阈值由解调部件30应用(例如,如上文所描述的)以识别310心脏尖峰304。在图3中,在连续检测到的峰值“k”与“k+1”之间的间隔的持续时间被称为 r_k 。然后,解调部件30可以估计320所述 r_k 间隔的中值和/或与所述 r_k 间隔有关的其他值和/或统计结果。如附图标记330所指示的,如果中值例如在约0.8秒与约1.5秒之间,则解调部件30确定340输出(例如,EEG)信号具有心脏伪影。上文所描述的在约0.8秒与约1.5秒之间的时间间隔并不意图是非限制性的。解调部件30可以被配置为基于允许系统10如在本文中所描述地起作用的任何间隔来检测心脏伪影。在一些实施例中,在本文中所描述的阈值水平(例如,幅度阈值、峰间间隔阈值等)是在制造时确定的、由用户经由用户接口24(图1)确定、由处理器20(图1)自动地确定、和/或通过其他方法来确定。

[0038] 返回图1,在一些实施例中,解调部件30被配置为使得解调(例如,响应于确定传感器输出信号中存在心脏伪影)包括使用经验模式分解框架将来自传感器18的输出(例如,EEG)信号分离为与大脑活动有关的一个或多个个体振荡分量(例如,固有模式函数)以及与心脏活动有关的一个或多个个体振荡分量(例如,固有模式函数)。在图4中示出了分解过程算法400的范例。解调部件30(图1)被配置为使得分解过程是迭代的并且包括以下步骤中的一个或多个步骤:通过设置所谓的残差信号 $r(n) = y(n)$ 来对算法进行初始化402,并且迭代的次数和分量数量两者都为零;识别404固有模式函数 $c(n)$ 的局部最大值和最小值,并且使用样条内插分别例如在局部最大值和局部最小值上生成406上包络 $U(n)$ 和下包络 $L(n)$;确定408两个包络的平均值 $M(n) = [U(n) + L(n)]/2$;从 $n(n)$ 中减去410 $M(n)$ 以获得分量候选,并且将该值分配给 $c(n)$ (例如, $c(n) \leftarrow c(n) - M(n)$)。在一些实施例中,所述上包络是由在给定持续时间(例如,具有0.5秒重叠的1秒)的预先定义的滑动窗口中的局部最大值组成的信号。所述下包络是由给定持续时间(例如,具有0.5秒重叠的1秒)的预先定义的滑动窗口中的局部最小值组成的信号。在一些实施例中,例如,解调部件30被配置为在初始化402之后重复414所述步骤直到迭代的次数为10。在该范例中使用十次迭代,但是这并非意图是非限制性的。解调部件30可以使用如上文所描述的识别分离且稳定的个体振荡分量的任意次数的迭代。在一些实施例中,迭代次数是在制造时确定的、由用户经由用户接口24(图1)确定、由处理器20(图1)自动地确定、和/或由其他方法确定。

[0039] 例如在10次迭代完成之后,解调部件30被配置为选择416结果 $c(n)$ 作为固有模式函数,确定418差异 $r(n) = y(n) - c(n)$,并且将420 $c(n)$ 重新分配至 $r(n)$ 。解调部件30被配置为重复422上文所描述的过程,直到固有模式函数的数量达到预定的量(例如12),并且然后终止424所述过程。在一些实施例中,预定量的固有模式函数是在制造时确定的、由用户经由用户接口24(图1)确定、由处理器20(图1)自动地确定、和/或由其他方法确定。

[0040] 图5图示了来自传感器18(图1)的输出信号500 $y(n)$ 以及如上文所描述的将分解算法应用于所述输出信号所产生的分离的个体振荡分量502(例如,固有模式函数)。在经由所述算法识别出的12个(例如)分量502(固有模式函数)中,一个或多个分量可以包括(主要)

心脏伪影信息,而一个或多个其他分量可以包括(主要)大脑活动(例如,EEG)信息。在一些实施例中,基于个体分量中存在还是缺少心脏尖峰(如上文所描述地检测到的),解调部件30确定个体分量主要包括心脏伪影信息还是主要包括大脑活动信息。在图5中所示的范例中,Comp.1和Comp.2主要包括心脏伪影信息,而Comp.3-Comp.11主要包括大脑活动信息。Comp.12没有表现出周期性行为。

[0041] 在一些实施例中,解调部件30被配置为相加地组合主要包括心脏伪影信息的分量(例如,Comp.1和2),以确定心脏干扰信号504。在一些实施例中,解调部件30被配置为相加地组合主要包括大脑活动信息的分量(例如,Comp.3-Comp.11),以确定干净的EEG信号506。如在图5所示的,EEG信号506显示K复合波508。

[0042] 在一些实施例中,心脏干扰表现为图6中所示的脉冲信号600。在图6中所示的范例中,如上文所描述的,原始信号602已经被解调部件30(图1)分离成个体分量(固有模式函数604)。Comp.1-Comp.3被相加地组合以确定脉冲信号600,并且Comp.4-Comp.10被相加地组合以确定干净的EEG信号608。对于该特定范例,EEG信号608呈现 α 振荡(眼睛闭合的唤醒状态的特性)。

[0043] 返回到图1,参数部件32被配置为确定一个或多个大脑活动参数、一个或多个心脏活动参数和/或其他参数。在一些实施例中,基于与可能包括重建的EEG信号(例如,在图5中所示的EEG信号506)和/或其他信息的大脑活动有关的分离的信息来确定一个或多个大脑活动参数。在一些实施例中,所述一个或多个大脑活动参数包括EEG相关的参数,诸如EEG的各个频带中的功率,低频带中的功率与高频带中的功率的比率,和/或其他参数。在一些实施例中,参数部件32被配置为使得一个或多个大脑活动参数是和/或涉及频率、幅度、相位、特定睡眠模式的存在,诸如纺锤波、K-复合波或睡眠慢波、 α 波和/或EEG信号的其他特性。在一些实施例中,确定所述一个或多个大脑活动参数包括对与大脑活动有关的个体振荡分量进行相加地组合和/或执行其他数学运算。例如,在一些实施例中,基于EEG信号的频率、幅度和/或其他特性来确定所述一个或多个大脑活动参数。在一些实施例中,所确定的大脑活动参数和/或所述EEG的特性可以是和/或指示对应于上文所描述的REM和/或NREM睡眠阶段的睡眠状态。在一些实施例中,所确定的大脑活动参数是上文所描述的REM和/或NREM睡眠阶段。

[0044] 在一些实施例中,基于分离出的心脏伪影信息和/或其他信息来确定所述心脏活动参数。所分离出的心脏伪影信息可以包括重建的心脏干扰信号(例如,心脏干涉信号504)和/或其他信息。在一些实施例中,所述心脏活动参数包括心率变化性(HRV)和/或其他心脏活动参数。在一些实施例中,确定所述一个或多个心脏参数包括对与心脏活动有关的个体振荡分量进行相加地组合和/或执行其他数学运算。例如,参数部件32可以确定心脏干扰信号(例如,在图5中所示的信号504)中的尖峰间间隔。参数部件32可以基于尖峰间间隔和/或其他信息来确定HRV。如在图3中所示的,尖峰被用于估计尖峰间间隔 $r_1, r_2, \dots, r_Q$ 的序列(元素320)。这些被用于估计谱心率变化性,作为在低频(LF)带(约0.05Hz至约0.15Hz)中的功率与高频(HF)频带(约0.15Hz至约0.4Hz)中的功率之间的比率。针对REM的比率LF/HF(图7元素706)显著高于针对NREM睡眠(图7元素702)或觉醒(图7元素704)的比率LF/HF。

[0045] 睡眠阶段部件34被配置为确定对象12中的一个或多个睡眠阶段。在一些实施例中,睡眠阶段部件34在对象12的睡眠段期间实时或接近实时地确定睡眠阶段。基于一个或

多个大脑活动参数、一个或多个心脏活动参数和/或其他信息来确定睡眠阶段。在一些实施例中,确定睡眠段期间的对象12的睡眠阶段包括:基于一个或多个大脑活动参数来确定NREM睡眠阶段,基于一个或多个大脑活动参数以及一个或多个心脏活动参数来确定REM睡眠阶段,和/或其他确定。

[0046] 例如,在一些实施例中,睡眠阶段部件34被配置为基于在谱心率变化性的低频带中的功率与高频带中的功率之间的比率来确定睡眠阶段。图7图示了针对在图3中所示的信号300(来自传感器18的范例输出信号)的NREM睡眠阶段702、清醒704和REM 706的低频到高频比率(LF/HF)700。在一些实施例中,睡眠阶段部件34(图1)被配置为基于违反针对各个睡眠阶段710、712、714、716的阈值低频到高频比率值来确定睡眠阶段。在一些实施例中,睡眠阶段部件34被配置为基于REM阈值比率值716仅将REM与其他睡眠阶段区分开。应当注意,阈值710-716在其各自的图形条的顶部被图示,但是这并不意图是限制性的。阈值710-716可以具有允许系统10(图1)如在本文中所描述地起作用的任何值。例如,针对REM的阈值716可以以大约3的比率来定位,从而随着LF/HF比率增加超出指示觉醒的比率而检测到REM睡眠。

[0047] 在一些实施例中,睡眠阶段部件34(图1)被配置为基于在NREM睡眠期间的EEG特性(例如,由参数部件32确定的参数)来确定睡眠阶段,所述NREM睡眠包括针对睡眠阶段N1的从 α 波(例如,约8-12Hz)转变到 θ 波(例如,约4-7Hz);针对睡眠阶段N2存在睡眠纺锤波(例如,约11-16Hz)和/或K复合波(例如,类似于睡眠慢波);针对睡眠阶段N3存在 δ 波(例如,约0.5-2Hz),也被称作睡眠慢波,其中峰-峰幅度大于约75微伏;和/或其他特性。所确定的睡眠阶段可以是睡眠状态,诸如浅REM睡眠、深NREM睡眠、和/或其他睡眠阶段。浅NREM睡眠可以是这样的睡眠状态:其特征在于 α 活动(例如,在8-12Hz带中的EEG功率)不再存在并且慢波活动尚未呈现。此外,纺锤活动(11-16Hz带的EEG功率)可能是高的。例如,深度NREM睡眠的特征可能在于 δ 活动(例如,0-4Hz带中的EEG功率)是主导的。

[0048] 返回到图1,控制部件36被配置为控制感官刺激器16以在睡眠段期间和/或其他时间向对象12提供感官刺激。控制部件36被配置为基于来自睡眠阶段部件34的睡眠阶段信息、来自参数部件32的参数信息、来自传感器18的输出信号、在解调期间所确定的信息、和/或其他信息,来控制感官刺激器16。控制感官刺激器16包括确定被提供给对象12的刺激的计时、频率、强度和/或其他参数。可以控制提供给对象12的刺激的定时、频率、强度和/或其他参数,以例如在睡眠段期间增加和/或减少对象12中的慢波活动,促进在睡眠状态和/或阶段之间的转变,和/或用于其他原因。基于来自对象12的先前睡眠段的信息、与对象12相关的对象的代表性群组的睡眠段,可以在制造时确定所述计时、频率、强度和/或其他参数确定,和/或可以通过其他方法来确定。

[0049] 在一些实施例中,控制部件36被配置为控制感官刺激器16,使得感官刺激(例如,听觉音调)的计时包括在阶段N3睡眠和/或其他睡眠阶段期间递送至对象12的个体刺激之间的规则重复的时间间隔。在一些实施例中,控制部件36可以控制感官刺激器16以在睡眠段期间提供所述感官刺激,使得所述感官刺激不会无意中唤醒对象12。

[0050] 电子存储装置22包括以电子方式存储信息的电子存储介质。电子存储装置22的电子存储介质可以包括与系统10一体地(即,基本上不可移除)提供的系统存储装置和/或例如经由端口(例如,USB端口、火线端口等)或驱动(例如,磁盘驱动等)可移除地连接到系统10的可移除存储装置中的一个或两个。电子存储装置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、磁性硬盘驱动、软盘驱动等),基于电荷的存储介质(例如,EPROM、RAM等),固态存储介质(例如,闪存驱动等),和/或其他电子可读存储介质。电子存储装置22可以存储软件算法、算法输入、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到的信息、和/或使系统10能够恰当地工作的其他信息。电子存储装置22可以(整体或部分地)是系统10内的单独的部件,或者电子存储装置22可以与系统10的一个或多个其他部件(例如,处理器20)集成地提供(整体或部分地)。

[0051] 用户接口24被配置为提供在系统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所述接口向系统10提供信息和从系统10接收信息。例如,用户接口24可以向用户显示EEG。这使得统称为“信息”的数据、提示、结果、指令和/或任何其他可通信项目能够在用户(例如,对象12、护理人员和其他用户)与感官刺激器16、传感器18、处理器20、电子存储装置22和/或系统10的其他部件中的一个或多个之间进行通信。

[0052] 适合包含于用户接口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、可听警报、打印机、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包括与处理器20、电子存储装置22和/或系统10的其他部件集成地提供的至少一个接口。

[0053] 应当理解,本公开还设想到了硬连线或无线的其他通信技术作为用户接口24。例如,本公开设想用户接口24可以与由电子存储装置22提供的可移除存储接口集成。在该范例中,信息可以从可移除存储装置(例如,智能卡、闪存驱动、可移除盘等)加载到系统10以使得(一位或多位)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的其他范例性输入设备和技术包括,但不限于:RS-232端口、RF链路、IR链路、调制解调器(电话、电缆等)。简言之,本公开设想到了将用于与系统10传输信息的任何技术作为用户接口24。

[0054] 图8图示了用于利用确定系统基于EEG信号中的心脏伪影信息来确定睡眠阶段的方法800。所述系统包括一个或多个传感器、一个或多个硬件处理器和/或其他部件。下文提出的方法800的操作旨在是说明性的。在一些实施例中,方法800可以利用未描述的一个或多个附加操作和/或没在有所论述的一个或多个操作的情况下来完成。另外,在图8中图示并且在下文中所描述的方法800的操作次序并不意图是限制性的。

[0055] 在一些实施例中,方法800可以实现于一个或多个处理设备中(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)。所述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执行方法800的一些或全部操作的一个或多个设备。所述一个或多个处理设备可以包括通过硬件、固件和/或软件配置的一个或多个设备,其被专门设计用于执行方法800的一个或多个操作。

[0056] 在操作802处,生成传达与在睡眠段期间的对象的大脑活动有关的信息的输出信号。所述输出信号包括与对象的心脏活动有关的心脏伪影信息以及与大脑活动有关的信息。在一些实施例中,一个或多个传感器是脑电图(EEG)传感器和/或其他传感器。在一些实施例中,操作802由与传感器18(在图1中示出并且在本文中所描述的)相同或相似的一个或

多个传感器来执行的。

[0057] 在操作804处,对所述输出信号进行解调。所述输出信号被解调以分离与大脑活动有关的信息和心脏伪影信息。在一些实施例中,操作804可以包括在解调开始之前确定心脏伪影信息是否存在,和/或解调可以包括首先确定心脏伪影信息是否存在。在一些实施例中,解调包括使用经验模式分解框架将所述输出信号分离成与大脑活动有关的一个或多个个体振荡分量以及与心脏活动有关的一个或多个个体振荡分量。在一些实施例中,操作804由与解调部件30(在图1中示出并且在本文中所描述的)相同或相似的硬件处理器部件来执行。

[0058] 在操作806处,基于与大脑活动有关的分离信息来确定一个或多个大脑活动参数。在一些实施例中,所述一个或多个大脑活动参数包括EEG相关的参数和/或其他参数。在一些实施例中,确定所述一个或多个大脑活动参数包括将与所述大脑活动有关的个体振荡分量相加地组合。在一些实施例中,操作806由与参数部件32(在图1中示出并且在本文中所描述的)相同或相似的硬件处理器部件来执行。

[0059] 在操作808处,确定一个或多个心脏活动参数。基于分离出的心脏伪影信息来确定所述心脏活动参数。在一些实施例中,所述心脏活动参数包括心率变化性(HRV)和/或其他心脏活动参数。在一些实施例中,确定所述一个或多个心脏参数包括将与心脏活动有关的个体振荡分量相加地组合。在一些实施例中,操作808由与参数部件32(在图1中示出并且在本文中所描述的)相同或相似的硬件处理器部件来执行。

[0060] 在操作810处,确定对象中的一个或多个睡眠阶段。基于一个或多个大脑活动参数以及一个或多个心脏活动参数来确定睡眠阶段。在一些实施例中,确定睡眠段期间的对象的睡眠阶段包括基于所述一个或多个大脑活动参数来确定NREM睡眠阶段,并且基于所述一个或多个大脑活动参数以及一个或多个心脏活动参数来确定REM睡眠阶段。在一些实施例中,操作810由与睡眠阶段部件34(在图1中示出并且在本文中所描述的)相同或相似的硬件处理器部件来执行。

[0061] 在权利要求中,放置在括号之间的任何参考符号不应当被解释为限制权利要求。词语“包括”或“包含”不排除权利要求中所列出的元件或步骤之外的元件或步骤的存在。在列举若干单元的设备权利要求中,这些单元中的若干个可以由同一硬件项目来体现。元件之前的词语“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,这些单元中的若干个可以由同一硬件项目来体现。在相互不同的从属权利要求中列举特定元素的这一事实并不指示这些元素不能够组合地使用。

[0062] 尽管以上提供的描述基于当前被认为是最实用和优选的实施例的目的提供了用于说明目的的细节,但是应当理解,这样的细节仅仅是为了该目的,并且本公开不受限于明确公开的实施例,而是相反,旨在覆盖在所附权利要求的主旨和范围内的修改和等同布置。例如,应当理解的是,本公开预期,在可能的范围内,任何实施例的一个或多个特征可以与任何其他实施例的一个或多个特征相组合。

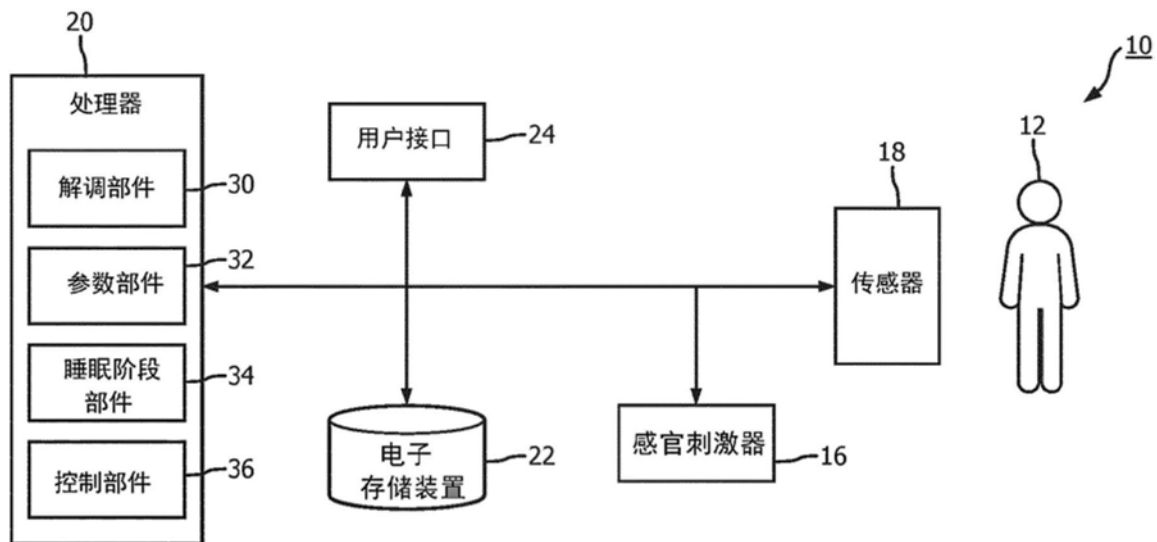


图1

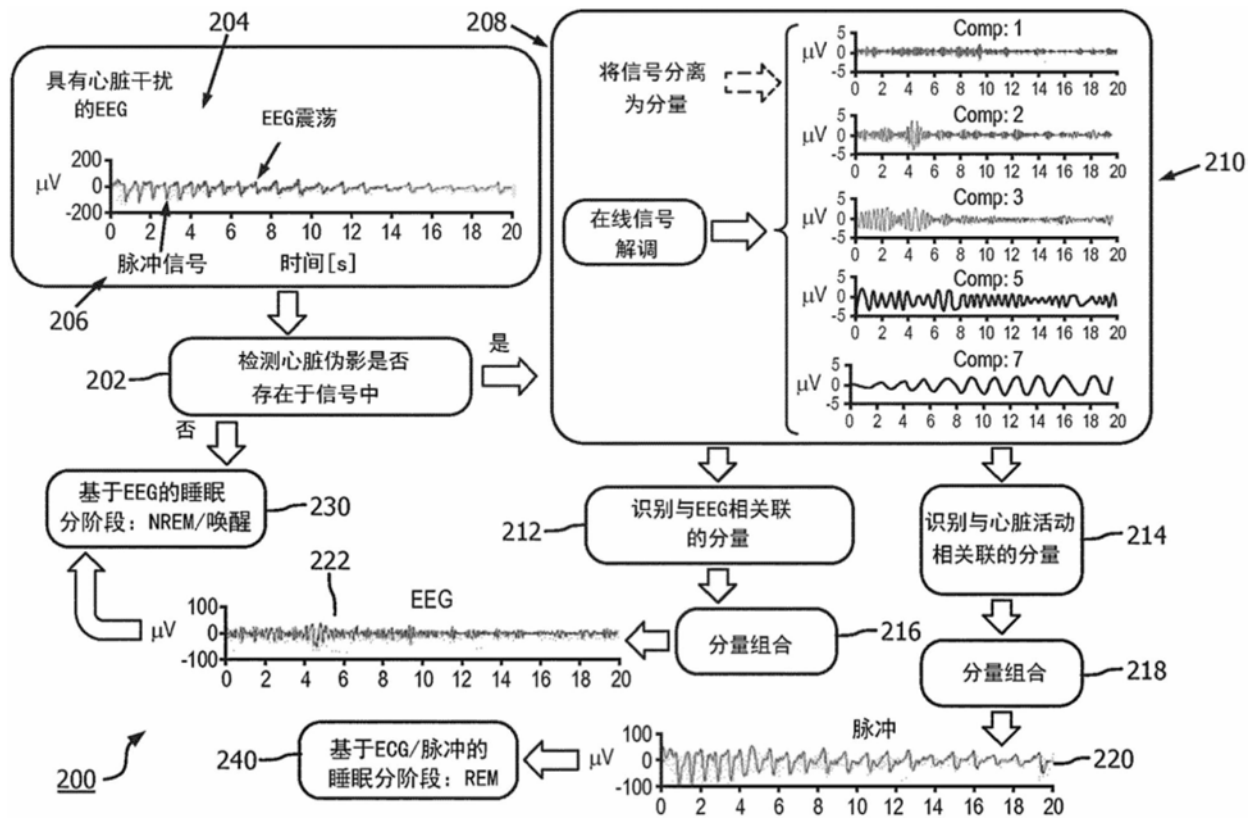


图2

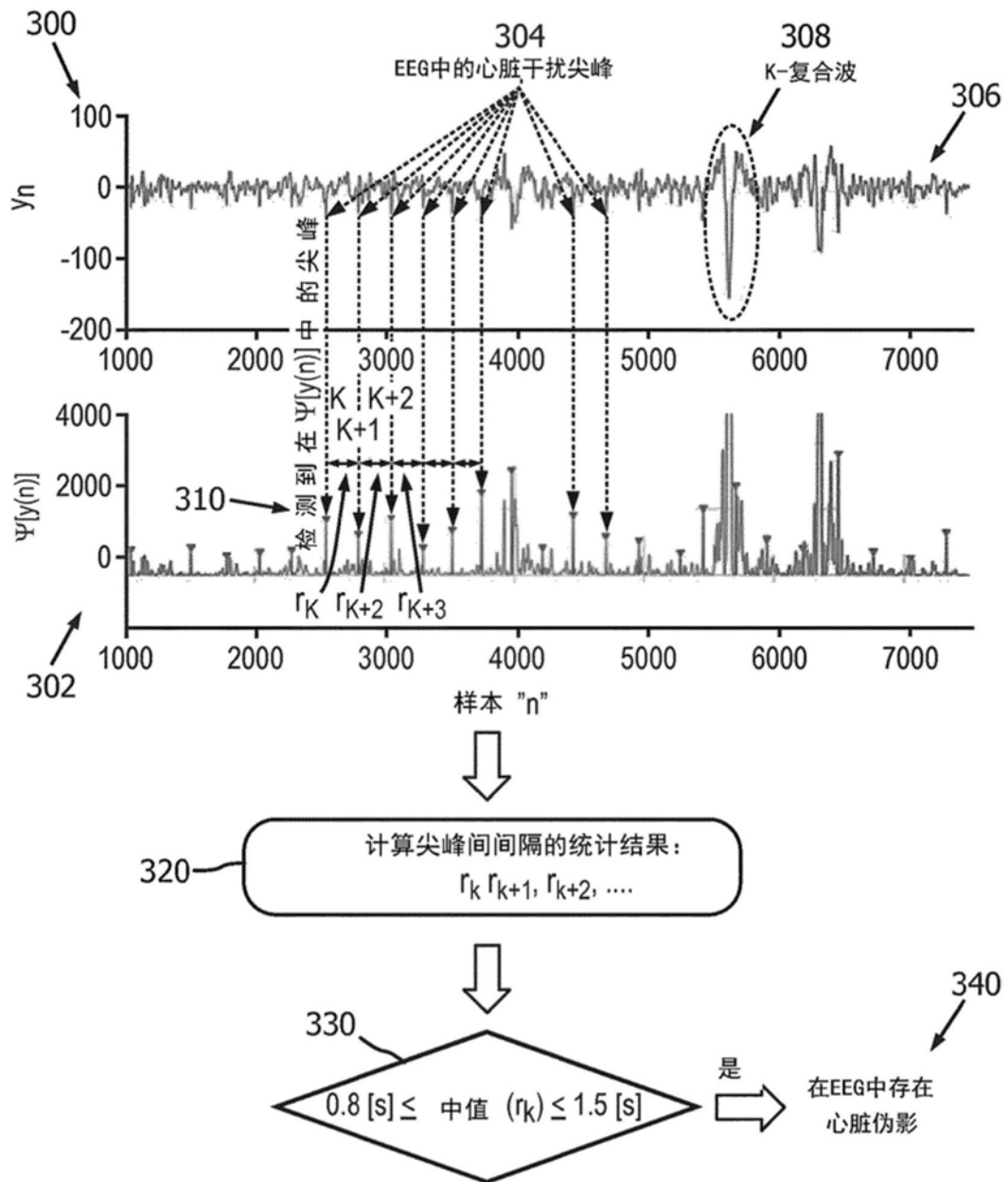


图3

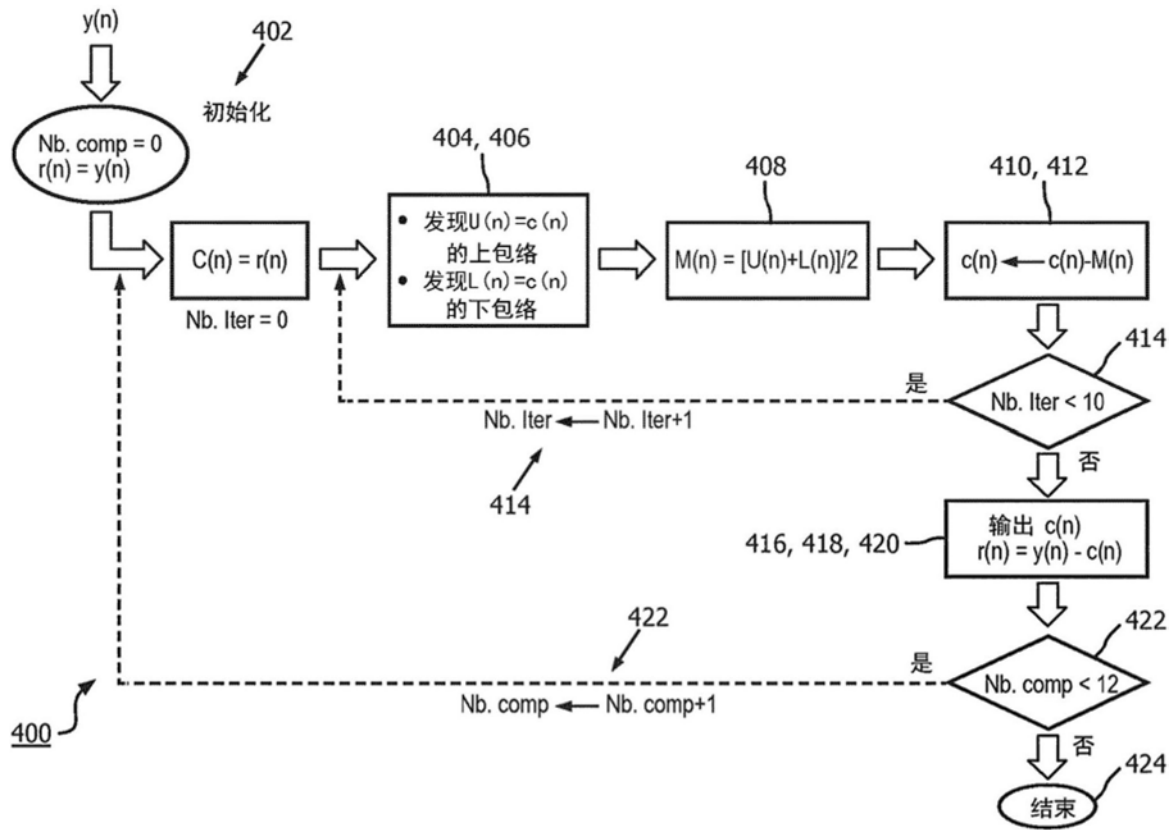


图4

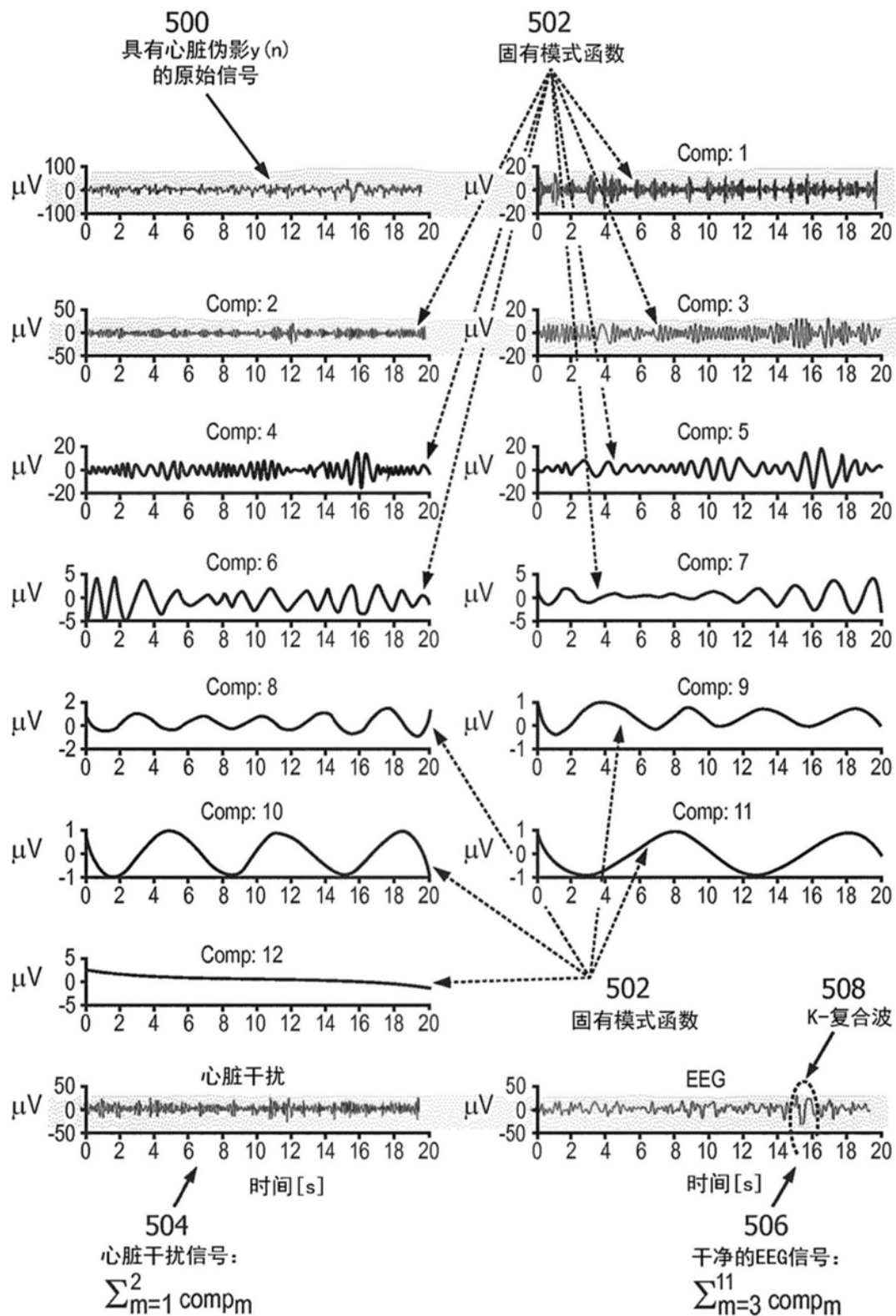


图5

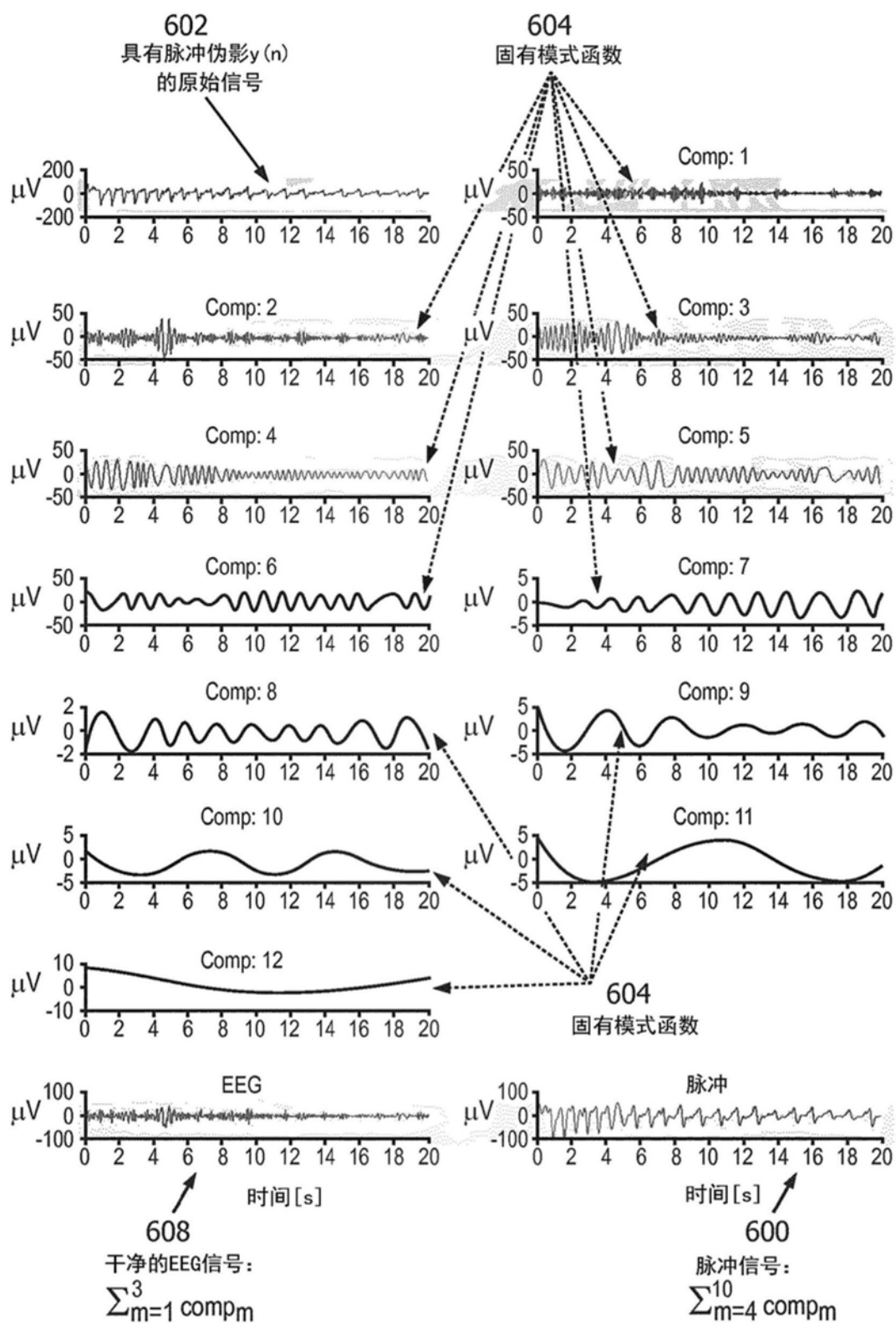


图6

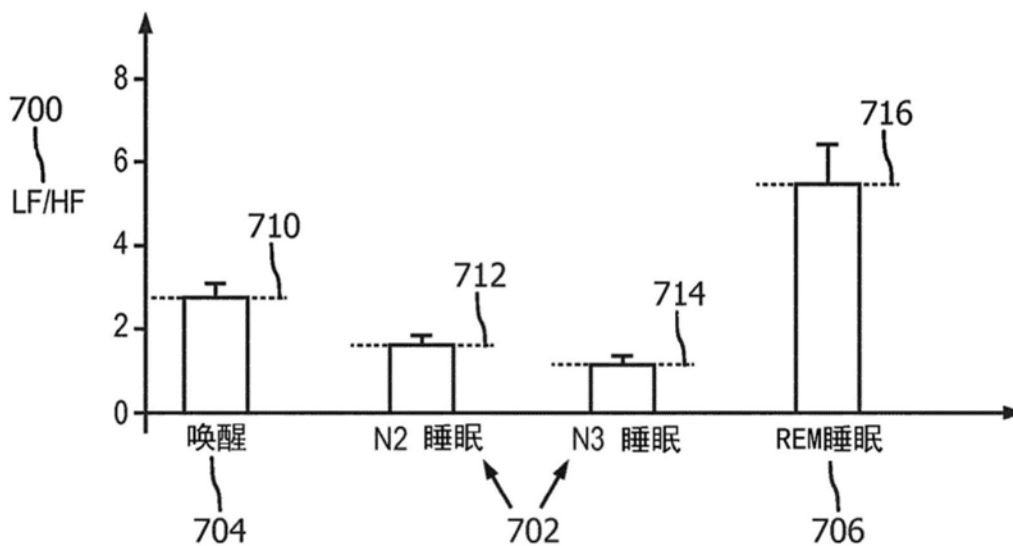


图7

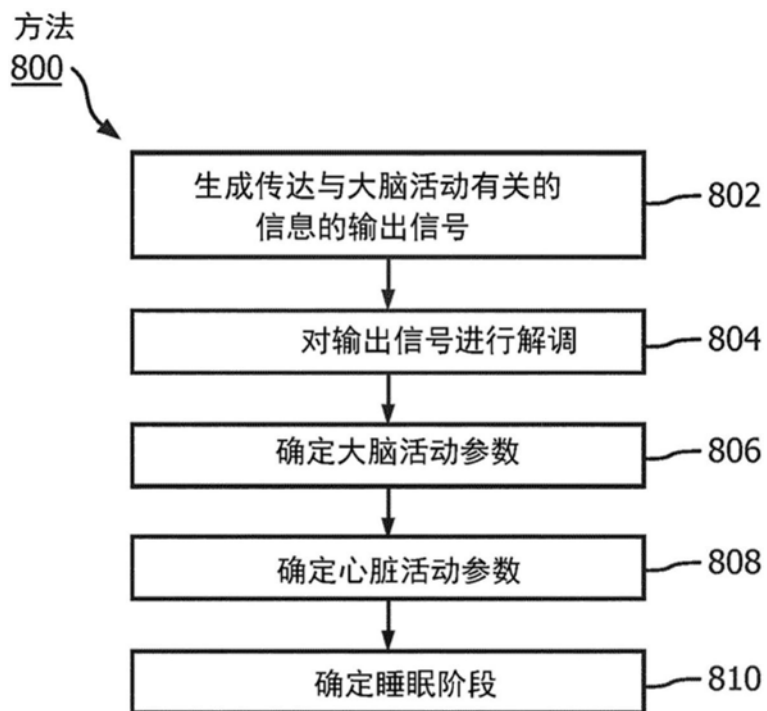


图8

专利名称(译)	基于EEG信号中的心脏活动信息和大脑活动信息确定睡眠阶段的系统和方法		
公开(公告)号	CN108471947A	公开(公告)日	2018-08-31
申请号	CN201680075780.3	申请日	2016-12-20
[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		
发明人	G·N·加西亚莫利纳		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0476		
CPC分类号	A61B5/4812 A61B5/02405 A61B5/0476 A61B5/0478 A61B5/4809 A61B5/7203 A61B5/7207 A61B5/7246 A61B5/725 A61B5/7278		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	62/270890 2015-12-22 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本公开涉及一种被配置为基于EEG信号中的心脏伪影信息和大脑活动信息来确定对象中的睡眠阶段的系统。存在于EEG信号中的心脏伪影能够导致错误的睡眠阶段确定，这可能导致在睡眠期间的不合时宜的感官刺激、根本无刺激、舍弃长时间的EEG信号信息、和/或其他事件。本系统与现有技术系统相比增强了实时睡眠阶段确定和/或提供了其他优点，因为本系统基于包含于EEG信号中的心脏活动信息和大脑活动信息两者来确定对象的当前睡眠阶段。

