



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107106050 A

(43)申请公布日 2017.08.29

(21)申请号 201580068779.3

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(22)申请日 2015.12.10

72002

(30)优先权数据

62/093,431 2014.12.18 US

代理人 李光颖 王英

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.06.16

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2015/059508 2015.12.10

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/097947 EN 2016.06.23

(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 P·M·费雷拉多斯桑托斯达丰塞卡

龙曦 N·G·P·登特林

R·哈克玛 R·M·阿尔特斯

权利要求书3页 说明书11页 附图4页

(54)发明名称

用于慢波睡眠检测的系统和方法

(57)摘要

本公开涉及一种被配置为在睡眠会话期间基于预测的慢波睡眠的开始时间和/或预测的慢波睡眠的结束时间来检测对象中的慢波睡眠和/或非慢波睡眠的系统，所述慢波睡眠是基于对象的心肺参数的改变来确定的。对象中的心肺参数通常在非慢波睡眠与慢波睡眠之间的转变之前开始改变。预测心肺参数的改变与慢波睡眠的开始和/或结束之间的这种时间延迟便于更好(例如,更敏感和/或更准确)地确定慢波睡眠和/或非慢波睡眠。

1. 一种被配置为检测在睡眠会话期间对象(12)中的慢波睡眠的系统(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以下信息的输出信号:

与所述对象的心脏活动或所述对象的呼吸活动中的一个或多个有关的信息;以及
与所述对象有关的多导睡眠图信息;以及

一个或多个物理计算机处理器(20),其通过计算机可读指令被配置为:

基于所述输出信号来确定在所述睡眠会话期间所述对象的随着时间的一个或多个心肺参数,所述心肺参数包括与所述对象的所述心脏活动和/或所述对象的所述呼吸活动有关的一个或多个参数;

基于所述输出信号来确定在所述睡眠会话期间所述对象的随着时间的一个或多导睡眠图参数;

检测指示所述对象中的慢波睡眠的开始的所述心肺参数随着时间的改变;

基于检测到的所述心肺参数的改变来预测所述对象中的慢波睡眠的即将到来的开始时间;以及

基于预测的开始时间和所述多导睡眠图参数来检测所述对象中的慢波睡眠,其中,检测在跟着所述预测的开始时间之后的时间段期间更敏感。

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,使得基于所述预测的开始时间和所述多导睡眠图参数来检测所述对象中的慢波睡眠包括实现在跟着所述预测的开始时间之后的所述时间段期间的检测。

3. 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,使得所述即将到来的开始时间是检测到指示所述对象中的慢波睡眠的开始的所述心肺参数的所述改变的时间与在所述对象中发生慢波睡眠的时间之间的时间延迟。

4. 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进一步配置为:

获得针对对象群体的基准开始时间延迟信息,所述基准开始时间延迟信息指示针对所述对象群体的心肺参数的改变与慢波睡眠的开始之间的累计时间量;以及

基于所述检测到的所述心肺参数的改变和所述基准开始时间延迟信息来预测所述对象中的慢波睡眠的所述即将到来的开始时间。

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,使得指示所述对象中的慢波睡眠的开始的所述心肺参数随着时间的所述改变包括违背针对所述心肺参数的对应慢波睡眠开始阈值的所述心肺参数的改变,所述慢波睡眠开始阈值包括一个或多个预定阈值和/或基于所述对象的之前睡眠确定的一个或多个阈值。

6. 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进一步配置为:

检测指示所述对象中的慢波睡眠的结束的所述心肺参数随着时间的改变;

基于检测到的指示慢波睡眠的所述结束的所述心肺参数的改变来预测所述对象中的慢波睡眠的即将到来的结束时间;以及

基于预测的结束时间和所述多导睡眠图参数来检测所述对象中的非慢波睡眠,其中,对非慢波睡眠的检测在跟着所述预测的结束时间之后的时间段期间更敏感。

7. 一种利用检测系统(10)来检测在睡眠会话期间对象(12)中的慢波睡眠的方法，所述检测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(20)，所述方法包括：

利用所述一个或多个传感器来生成传达以下信息的输出信号：

与所述对象的心脏活动或所述对象的呼吸活动中的一个或多个有关的信息；以及
与所述对象有关的多导睡眠图信息；

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确定在所述睡眠会话期间所述对象的随着时间的一个或多个心肺参数，所述心肺参数包括与所述对象的所述心脏活动和/或所述对象的所述呼吸活动有关的一个或多个参数；

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确定在所述睡眠会话期间所述对象的随着时间的一个或多个多导睡眠图参数；

利用所述一个或多个物理计算机处理器来检测指示所述对象中的慢波睡眠的开始的所述心肺参数随着时间的改变；

利用所述一个或多个物理计算机处理器基于检测到的所述心肺参数的改变来预测所述对象中的慢波睡眠的即将到来的开始时间；以及

利用所述一个或多个物理计算机处理器基于预测的开始时间和所述多导睡眠图参数来检测所述对象中的慢波睡眠，其中，所述检测在跟着所述预测的开始时间之后的时间段期间更敏感。

8. 根据权利要求7所述的方法，其中，基于所述预测的开始时间和所述多导睡眠图参数来检测所述对象中的慢波睡眠包括实现在跟着所述预测的开始时间之后的所述时间段期间的检测。

9. 根据权利要求7所述的方法，其中，所述即将到来的开始时间是检测到指示所述对象中的慢波睡眠的开始的所述心肺参数的所述改变的时间与在所述对象中发生慢波睡眠的时间之间的时间延迟。

10. 根据权利要求7所述的方法，还包括：

利用所述一个或多个物理计算机处理器来获得针对对象群体的基准开始时间延迟信息，所述基准开始时间延迟信息指示针对所述对象群体的心肺参数的改变与慢波睡眠的开始之间的累计时间量；以及

利用所述一个或多个物理计算机处理器基于所述检测到的所述心肺参数的改变和所述基准开始时间延迟信息来预测所述对象中的慢波睡眠的所述即将到来的开始时间。

11. 根据权利要求7所述的方法，其中，指示所述对象中的慢波睡眠的开始的所述心肺参数随着时间的所述改变包括违背针对所述心肺参数的对应慢波睡眠开始阈值的所述心肺参数的改变，所述慢波睡眠开始阈值包括一个或多个预定阈值和/或基于所述对象的之前睡眠确定的一个或多个阈值。

12. 根据权利要求7所述的方法，还包括：

利用所述一个或多个物理计算机处理器来检测指示所述对象中的慢波睡眠的结束的所述心肺参数随着时间的改变；

利用所述一个或多个物理计算机处理器基于检测到的指示慢波睡眠的所述结束的所述心肺参数的改变来预测所述对象中的慢波睡眠的即将到来的结束时间；以及

利用所述一个或多个物理计算机处理器基于预测的结束时间和所述多导睡眠图参数来检测所述对象中的非慢波睡眠,其中,对非慢波睡眠的检测在跟着所述预测的结束时间之后的时间段期间更敏感。

13. 一种用于检测在睡眠会话期间对象(12)中的慢波睡眠的系统(10),所述系统包括:
 - 用于生成传达以下信息的输出信号的单元(18):
 - 与所述对象的心脏活动或所述对象的呼吸活动中的一个或多个有关的信息;以及
 - 与所述对象有关的多导睡眠图信息;
 - 用于基于所述输出信号来确定在所述睡眠会话期间所述对象的随着时间的一个或多个心肺参数的单元(20),所述心肺参数包括与所述对象的所述心脏活动和/或所述对象的所述呼吸活动有关的一个或多个参数;
 - 用于基于所述输出信号来确定在所述睡眠会话期间所述对象的随着时间的一个或多个多导睡眠图参数的单元(20);
 - 用于检测指示所述对象中的慢波睡眠的开始的所述心肺参数随着时间的改变的单元(20);
 - 用于基于检测到的所述心肺参数的改变来预测所述对象中的慢波睡眠的即将到来的开始时间的单元(20);以及
 - 用于基于预测的开始时间和所述多导睡眠图参数来检测所述对象中的慢波睡眠的单元(20),其中,所述检测在跟着所述预测的开始时间之后的时间段期间更敏感。
14. 根据权利要求13所述的系统,其中,基于所述预测的开始时间和所述多导睡眠图参数来检测所述对象中的慢波睡眠包括实现在跟着所述预测的开始时间之后的所述时间段期间的检测。
15. 根据权利要求13所述的系统,其中,所述即将到来的开始时间是检测到指示所述对象中的慢波睡眠的开始的所述心肺参数的所述改变的时间与在所述对象中发生慢波睡眠的时间之间的时间延迟。

用于慢波睡眠检测的系统和方法

技术领域

[0001] 本公开涉及一种被配置为在睡眠会话期间基于预测的慢波睡眠的开始时间和/或预测的慢波睡眠的结束时间来检测对象中的慢波睡眠和/或非慢波睡眠的系统和方法，所述慢波睡眠是基于对象的心肺参数的改变来确定的。

背景技术

[0002] 基于在就寝时间期间监测睡眠和苏醒相位对睡眠质量的评估是已知的。具有针对睡眠架构的分析和特定睡眠相关的问题的发生的(由睡眠技术人员完成的)手动得分的睡眠图的整夜脑电图(EEG)记录是已知的。手动划分睡眠阶段是需要睡眠技术人员的帮助的耗时的任务。在整夜EEG期间使用的传感器干扰睡眠，并且通常需要正确地应用护理(例如，需要睡眠技术人员的帮助)。典型的系统基于仅针对当前时间段确定的信息来针对睡眠会话内的该当前时间段的睡眠阶段确定。

发明内容

[0003] 相应地，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对象中的慢波睡眠的系统。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以下信息的输出信号：与所述对象的心脏活动或所述对象的呼吸活动中的一个或多个有关的信息；以及与所述对象有关的多导睡眠图信息。所述一个或多个物理计算机处理器通过计算机可读指令被配置为：基于所述输出信号来确定在所述睡眠会话期间所述对象的随着时间的一个或多个心肺参数，所述心肺参数包括与所述对象的所述心脏活动和/或所述对象的所述呼吸活动有关的一个或多个参数；基于所述输出信号来确定在所述睡眠会话期间所述对象的随着时间的一个或多个多导睡眠图参数；检测指示所述对象中的慢波睡眠的开始的所述心肺参数随着时间的改变；基于检测到的所述心肺参数的改变来预测所述对象中的慢波睡眠的即将到来的开始时间；并且，基于预测的开始时间和所述多导睡眠图参数来检测所述对象中的慢波睡眠，其中，检测在跟着所述预测的开始时间之后的时间段期间更敏感。在一些实施例中，所述一个或多个物理计算机处理器被进一步配置为：检测指示所述对象中的慢波睡眠的结束的所述心肺参数随着时间的改变；基于检测到的指示慢波睡眠的结束的所述心肺参数的改变来预测所述对象中的慢波睡眠的即将到来的结束时间；并且，基于预测的结束时间和所述多导睡眠图参数来检测所述对象中的非慢波睡眠，其中，对非慢波睡眠的检测在跟着预测的结束时间之后的时间段期间更敏感。

[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对象中的慢波睡眠的方法。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。所述方法包括利用所述一个或多个传感器生成传达以下信息的输出信号：与所述对象的心脏活动或所述对象的呼吸活动中的一个或多个有关的信息；以及，与所述对象有关的多导睡眠图信息。所述方法包括：利用所述一个或多个物理计算机处理器基于所述输

出信号来确定在所述睡眠会话期间所述对象的随着时间的一个或多个心肺参数,所述心肺参数包括与所述对象的所述心脏活动和/或所述对象的所述呼吸活动有关的一个或多个参数;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确定在所述睡眠会话期间所述对象的随着时间的一个或多个多导睡眠图参数;利用所述一个或多个物理计算机处理器检测指示所述对象中的慢波睡眠的开始的所述心肺参数随着时间的改变;利用所述一个或多个物理计算机处理器基于所述检测到的所述心肺参数的改变来预测所述对象中的慢波睡眠的即将到来的开始时间;以及,利用所述一个或多个物理计算机处理器基于预测的开始时间和所述多导睡眠图参数来检测所述对象中的慢波睡眠,其中,检测在跟着所述预测的开始时间之后的时间段期间更敏感。在一些实施例中,所述方法包括:利用所述一个或多个物理计算机处理器来检测指示所述对象中的慢波睡眠的结束的所述心肺参数随着时间的改变;利用所述一个或多个物理计算机处理器基于检测到的指示慢波睡眠的结束的所述心肺参数的改变来预测所述对象中的慢波睡眠的即将到来的结束时间;以及,利用所述一个或多个物理计算机处理器基于预测的结束时间和所述多导睡眠图参数来检测所述对象中的非慢波睡眠,其中,对非慢波睡眠的检测在跟着所述预测的结束时间之后的时间段期间更敏感。

[0005] 本公开的又一方面涉及一种用于检测睡眠会话期间对象中的慢波睡眠的系统。所述系统包括用于生成传达以下信息的输出信号的单元:与所述对象的心脏活动或所述对象的呼吸活动中的一个或多个有关的信息;以及,与所述对象有关的多导睡眠图信息。所述系统包括:用于基于所述输出信号来确定在所述睡眠会话期间所述对象的随着时间的一个或多个心肺参数的单元,所述心肺参数包括与所述对象的所述心脏活动和/或所述对象的所述呼吸活动有关的一个或多个参数;用于基于所述输出信号来确定在所述睡眠会话期间所述对象的随着时间的一个或多个多导睡眠图参数的单元;用于检测指示所述对象中的慢波睡眠的开始的所述心肺参数随着时间的改变的单元;用于基于检测到的所述心肺参数的改变来预测所述对象中的慢波睡眠的即将到来的开始时间的单元;以及,用于基于预测的开始时间和所述多导睡眠图参数来检测所述对象中的慢波睡眠的单元,其中,所述检测在跟着所述预测的开始时间之后的时间段期间更敏感。在一些实施例中,所述系统包括:用于检测指示所述对象中的慢波睡眠的结束的所述心肺参数随着时间的改变的单元;用于基于检测到的指示慢波睡眠的结束的所述心肺参数的改变来预测所述对象中的慢波睡眠的即将到来的结束时间的单元;以及,用于基于预测的结束时间和所述多导睡眠图参数来检测所述对象中的非慢波睡眠的单元,其中,对非慢波睡眠的检测在跟着所述预测的结束时间之后的时间段期间更敏感。

[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显而易见,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图示了被配置为基于预测的慢波睡眠的开始时间来检测在睡眠会话期间对象

中的慢波睡眠的系统,所述预测的慢波睡眠的开始时间是基于对象的心肺参数的改变来确定的。

[0008] 图2图示了基于在睡眠会话期间的针对多个时间段的多导睡眠图参数确定的慢波和非慢波睡眠。慢波和非慢波睡眠被并排图示有两个心肺参数。

[0009] 图3图示了来自使用和不使用本系统执行的实验的结果。

[0010] 图4图示了用于利用本系统检测在睡眠会话期间对象中的慢波睡眠的方法。

具体实施方式

[0011] 本文中使用的单数形式的“一”、“一个”以及“所述”包括多个指代物,除非上下文中明确地另行规定。本文中所用的两个或多个零件或部件被“耦合”的表述将意味着所述零件直接或间接地(即,通过一个或多个中间零件或部件,只要发生连接)被结合到一起或一起工作。本文中所用的“直接耦合”意指两个元件彼此直接接触。本文中所用的“固定耦合”或“固定”意指两个部件被耦合以作为一体移动,同时维持相对于彼此的固定取向。

[0012] 本文中所用的词语“一体的”意指部件被创建为单件或单个单元。即,包括单独创建并然后被耦合到一起成为单元的多件的部件不是“一体的”部件或体。本文中采用的两个或多个零件或部件相互“接合”的表述将意味着所述零件直接地或通过一个或多个中间零件或部件而相互施加力。本文中采用的术语“数目”将意味着一或大于一的整数(即,多个)。

[0013] 本文中使用的方向短语,例如但不限于,顶部、底部、左、右、上、下、前、后以及它们的派生词涉及附图中所示的元件的取向,并且不对权利要求构成限制,除非在权利要求中明确记载。

[0014] 图1图示了被配置为检测睡眠会话期间对象12中的慢波睡眠的系统10。慢波睡眠是基于预测的慢波睡眠的开始时间来检测的,所述慢波睡眠的开始时间是基于对象12心肺参数的改变和/或其他信息来确定的。对象12中的心肺参数通常在慢波睡眠的开始之前(例如,在非慢波睡眠与慢波睡眠之间的转变之前)开始改变。预测心肺参数的改变与慢波睡眠的开始之间的这种时间延迟便于更好地(例如,更敏感和/或更准确)确定慢波睡眠。慢波睡眠可以是非快速眼动(NREM)睡眠(例如,包括阶段N3睡眠)和/或对象12中的其他睡眠,和/或可以与非快速眼动(NREM)睡眠(例如,包括阶段N3睡眠)、和/或对象12中的其他睡眠相关联。在一些实施例中,系统10被配置为基于预测的慢波睡眠的结束时间来检测对象12中的非慢波睡眠(例如,REM和/或其他非慢波睡眠)。结束时间是基于发生在对象12中的慢波睡眠的结束之前并且指示即将到来的非慢波睡眠的转变的心肺参数的改变来预测的。

[0015] 使用心肺参数来预测慢波睡眠的开始(和/或结束)为仅使用EEG参数来确定睡眠阶段提供了有前途的替代和/或补充,这是由于心肺参数可以使用不引人注目的方法和/或传感器(在下面描述)来进行测量,并且由于心肺参数能够被用于预测对象12中的即将到来的慢波睡眠(而来自特异性时间段的EEG参数被用于确定针对该时间段的睡眠阶段)。系统10是有利的,因为睡眠是结构化过程,其中,针对在睡眠会话期间个体时间段确定的参数不是随着时间独立的。在一些实施例中,系统10包括传感器18、处理器20、电子存储设备22、用户接口24、和/或其他部件中的一个或多个。

[0016] 传感器18被配置为生成传达与对象12的心脏活动、对象12的呼吸活动有关的信息、与对象12有关的多导睡眠图信息、和/或其他信息的输出信号。对象12的心脏活动、对象

12的呼吸活动,和/或与对象12有关的多导睡眠图信息可以对应于对象12的睡眠阶段和/或对象12的其他特性。例如,对象12的心脏和/或呼吸活动可以预测对象12中的即将到来的睡眠阶段。多导睡眠图信息可以指示对象12中的当前睡眠阶段。对象12的睡眠阶段可以与快速眼动(REM)睡眠、非快速眼动(NREM)睡眠和/或其他睡眠相关联。

[0017] 传感器18可以包括生成传达与对象12中的心脏活动、对象12中的呼吸活动有关的信息和/或与对象12直接和/或间接有关的多导睡眠图信息的输出信号的一个或多个传感器。例如,一个或多个传感器18可以基于对象12的心率(例如,传感器18可以是心率传感器,和/或包括被定位在对象12的胸上、和/或被配置为在对象12的手腕上的手环、和/或被定位在对象12的另一肢体上的心率传感器)、对象12的移动(例如,传感器18可以包括具有加速计的围绕对象12的手腕和/或脚踝的手环,使得可以使用体动记录仪信号来分析睡眠)、对象12的呼吸和/或对象12的其他特性来生成输出。在一些实施例中,传感器18包括为例如非接触的用于确定心率(和/或其他心脏参数)的传感器,并且包括在床垫上和/或下方的压电传感器、被安装在床板上的应变计、在床脚下方向的称重传感器(load-cells)、在枕头中和/或在床垫上的被配置为测量纵向(沿着床的方向)加速度的加速度计,所述传感器18能够被用于通过心冲击图和/或其他技术来测量心脏活动。作为另一范例,生成多导睡眠图信息的一个或多个传感器18可以包括脑电图(EEG)电极,所述脑电图(EEG)电极被配置为检测由对象12的脑部内的电流引起的沿着对象12的头皮的电活动。在一些实施例中,多导睡眠图信息可以包括与对象12的心脏活动有关的信息(例如,心脏节律(ECG和/或EKG)信息)、与对象12的呼吸活动有关的信息、眼动信息(EOG)、肌肉活动和/或骨骼肌激活(EMG)信息和/或其他信息。

[0018] 尽管传感器18被图示为在对象12上的三个个体位置处,但是这不意图进行限制。传感器18可以包括被设置在多个位置中的传感器,例如,在用户接口24内(或与用户接口24通信)、与对象12的衣服耦合(以可移除的方式)、由对象12穿戴(例如,作为头带、腕带等)、被定位为当对象12睡眠时对准对象12(例如,传达与对象12的移动有关的输出信号的相机)和/或其他位置中。

[0019] 处理器20被配置为提供系统10中的信息处理能力。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。尽管处理器20在图1中被示为单个实体,但这仅出于说明的目的。在一些实施例中,处理器20可以包括多个处理单元。这些处理单元可以在物理上被定位在同一设备内,或者处理器20可以表示协调操作的多个设备的处理功能。

[0020] 如图1所示,处理器20被配置为执行一个或多个计算机程序部件。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:参数部件30、预测部件32、慢波睡眠部件34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/或固件的特定组合;和/或用于处理器20上配置处理能力的其他机构来运行部件30、32和/或34。

[0021] 应当意识到,尽管部件30、32和34在图1中被图示为共同被定位在单个处理单元内,但在处理器20包括多个处理单元的实施例中,部件30、32和/或34中的一个或多个可以远离其他部件被定位。以下描述的对由不同的部件30、32和/或34提供的功能的说明是出于说明的目的,并且不意图是限制性的,这是因为部件30、32和/或34中的任何部件可以提供

比所描述的更多或更少的功能。例如，部件30、32和/或34中的一个或多个可以被消除，并且其功能的一些或全部可以由其他部件30、32和/或34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以下归属于部件30、32和/或34中的一个的功能中的一些或全部。

[0022] 参数部件30被配置为确定系统10中的一个或多个参数。参数部件30被配置为基于来自传感器18的输出信号、经由用户接口24输入、选择和/或其他方式接收的信息、被存储在电子存储设备22中的信息和/或其他信息来确定所述一个或多个参数。在一些实施例中，参数可以包括从由来自传感器18的输出信号传达的信息中提取的特征。在一些实施例中，参数可以包括基于一个或多个其他先前确定的参数(例如，平均值、标准偏差、曲线下方的面积、最大值、最小值、中值等)来确定的参数。在一些实施例中，确定一个或多个参数包括确定针对整个睡眠会话的一个或多个参数、以进行的方式确定针对睡眠会话的一个或多个参数、确定在睡眠会话中的一个或多个个体时间点处的一个或多个参数和/或确定其他参数。

[0023] 在一些实施例中，参数包括对象12的心肺参数、对象12的多导睡眠图参数和/或其他参数。在一些实施例中，参数部件30被配置为基于输出信号来确定在睡眠会话期间对象12的随着时间的一个或多个心肺参数。在一些实施例中，一个或多个心肺参数包括心脏活动参数、呼吸参数、心肺耦合参数和/或其他参数。在一些实施例中，心脏活动参数包括与对象12的心电图(EKG)有关和/或基于对象12的心电图(EKG)确定的参数、和/或其他参数。在一些实施例中，心脏活动参数包括与对象12的心冲击图(BCG)有关和/或基于对象12的心冲击图(BCG)确定的参数。BCG能够以非接触的方式进行测量，例如，利用在床垫上和/或下方的压电传感器、被安装在床板上的应变计、在床脚下方的称重传感器、在枕头中和/或在床垫上的被配置为测量纵向(沿着床的方向)加速度的加速度计。在一些实施例中，心脏活动参数包括与对象12的光体积描记(PPG)有关和/或基于对象12的光体积描记(PPG)确定的参数。PPG能够以反射(测量皮肤上的散射/反射光的量)或透射(测量透射通过皮肤上的光的量)的方式进行测量，并且被安装在对象的身体上(例如在腕部上、在手指上、在前额上、在耳朵中等)或被远程地安装(例如利用对准对称的裸露皮肤的视频相机，被配置为测量与该区域上的血液体积的改变相关联的颜色的改变)。在一些实施例中，心脏活动参数可以包括基于在R-R间隔内计算的统计学确定的参数，诸如每个时段内的间隔的数量(例如，表达该时段内的平均心率)、第n个百分位、标准偏差、和/或间隔长度的范围、和/或其他参数。在一些实施例中，心脏活动参数包括心率、血压、电压、血氧饱和度和/或其他参数。

[0024] 在一些实施例中，呼吸参数可以包括指示呼吸努力、气流、通气、和/或由其他接触传感器(例如，对象的胸部或腹部附近的呼吸电容体积描记器、或被安装在对象的胸部上的加速度计)或对象12中的非接触/不引人注目的设备(例如利用在床垫上和/或下方的压电传感器、被安装在床板上的应变计、在床脚下方的称重传感器、在枕头中和/或在床垫上的被配置为测量垂直于床的方向上的加速度的加速度计)测量的呼吸、对象12的呼吸速率、(例如，在呼吸期间进入对象12和从对象12中出来的气体的)流速、体积(例如，吸入和/或呼出气体的潮气量)、压力(例如，吸气压力、呼气压力)、(例如吸入和/或呼出气体的压力和/或任何其他参数的)幅度的参数和/或其他参数。在一些实施例中，呼吸参数可以包括指示针对睡眠会话的对象12的呼吸速率的变化(和/或任何呼吸参数的变化)的参数。

[0025] 参数部件30被配置为使得心肺耦合参数表达对象12的心脏与呼吸自动系统之间的耦合的强度。这种联系的强度取决于对象12的睡眠阶段。心肺耦合/交互参数可以描述在多个呼吸循环期间R-R间隔与对象12的呼吸相位(例如,吸气/呼气)之间的关系。例如,心肺耦合参数可以包括相位同步时段的百分比、心跳与呼吸循环的数量之间的比率和/或其他参数。

[0026] 在一些实施例中,参数部件30被配置为基于输出信号来确定在睡眠会话期间对象12的随着时间的一个或多个多导睡眠图参数。多导睡眠图参数可以包括与来自对象12的皮质的神经元的电信号有关的参数(例如,EEG参数)、眼活动参数(例如,EOG参数)、肌肉活动参数和/或骨骼肌激活(例如,EMG参数)、心电图(例如,ECG和/或EKG)参数、和/或其他参数。在一些实施例中,心肺参数可以被包括在多导睡眠图参数中。

[0027] 在一些实施例中,预测部件32被配置为检测针对睡眠会话的心肺参数和/或其他参数中的一个或多个随着时间的改变。心肺参数的改变可以包括指示对象12中的慢波睡眠的开始的随着时间的改变。心肺参数的改变可以包括指示对象12中的慢波睡眠的结束的随着时间的改变。在一些实施例中,指示对象12中的慢波睡眠的开始的心肺参数随着时间的改变包括,违背针对心肺参数的对应慢波睡眠开始阈值水平的心肺参数的改变。在一些实施例中,指示对象12中的慢波睡眠的结束的心肺参数随着时间的改变包括,违背针对心肺参数的对应慢波睡眠结束阈值水平的心肺参数的改变。例如,慢波睡眠开始和/或结束阈值水平可以包括一个或多个预定阈值水平和/或基于对象12的之前睡眠和/或其他信息确定的一个或多个阈值水平。在一些实施例中,慢波睡眠开始和/或结束阈值水平可以在制造商处确定、经由用户接口24输入和/或接收的信息来获得、和/或以其他方式来确定。在一些实施例中,慢波睡眠开始和/或结束阈值水平可以由预测部件32基于对象12的之前睡眠、经由用户接口24输入和/或接收的信息、和/或其他信息来进行调节。在一些实施例中,阈值水平可以相对于例如心肺参数中的一个或多个的当前水平来确定。指示对象12中的慢波睡眠的开始和/或结束的心肺参数中的一个或多个的改变可以包括例如减小(开始)和/或增加(结束)的对象12的心率、减小(开始)和/或增加(结束)的心跳间隔间的标准偏差、R-R间隔内心率信号的超低频(VLF)、低频(LF)和高频(HF)带的功率的改变、呼吸频率的标准偏差的减小(开始)和/或增加(结束)、呼吸信号形态和其包络上的规律性和自相似性的减小(开始)和/或增加(结束)、心肺耦合(或相位同步)的提高(开始)、和/或其他改变。

[0028] 预测部件32被配置为预测对象12中的慢波睡眠的即将到来的开始时间和/或结束时间。开始和/或结束时间基于检测到的心肺参数和/或其他信息的改变来预测。在一些实施例中,即将到来的开始时间是检测到指示对象中的慢波睡眠的开始的心肺参数的改变的时间与在对象中发生慢波睡眠的时间之间的时间延迟。在一些实施例中,即将到来的结束时间是检测到指示对象中的慢波睡眠的结束的心肺参数的改变的时间与在对象中发生非慢波睡眠的时间之间的时间延迟。在一些实施例中,预测的开始和/或结束时间是一天中即将到来的时刻。在一些实施例中,直至预测的开始和/或结束时刻的延迟的持续时间(例如,长度)和/或时间的长度基于参数中的一个或多个的水平的改变(例如,基于参数改变多少)、参数的水平的改变速率、和/或其他信息来预测。

[0029] 在一些实施例中,预测部件32被配置为获得针对对象的群体的基准开始和/或结束时间延迟信息。基准开始和/或结束时间延迟信息可以指示针对对象群体的心肺参数的

改变与慢波睡眠的开始和/或结束之间的累计时间量。在一些实施例中，预测部件32被配置为使得预测对象12中的慢波睡眠的即将到来的开始和/或结束时间是基于检测到的心肺参数的改变和/或基准开始和/或结束时间延迟信息的。

[0030] 慢波睡眠部件34被配置为检测对象12中的慢波睡眠。慢波睡眠基于预测的开始时间、输出信号、心肺参数、多导睡眠图参数、和/或其他信息来检测。在一些实施例中，慢波睡眠部件34可以基于对由传感器18的输出信号传达的多导睡眠图信息的分析、由参数部件30确定的多导睡眠图参数、和/或其他多导睡眠图信息来确定对象12的当前睡眠阶段(例如，对象12是否在慢波睡眠中)。所述分析可以包括生成和/或监测针对对象12的睡眠会话的多导睡眠图。在一些实施例中，所述分析可以包括将输出信号中的一个或多个转换为频域。在一些实施例中，所述分析可以包括基于(例如，转换的输出信号的)多导睡眠图的一个或多个频带中的功率来检测慢波睡眠。在一些实施例中，慢波睡眠可以响应于违背针对功率的慢波睡眠阈值的这些频带和/或具体频带中的一个或多个中的功率而被检测。类似地，在一些实施例中，慢波睡眠部件34被配置为检测对象12中的非慢波睡眠(例如，使用预测的结束时间而非预测的开始时间)。

[0031] 在一些实施例中，慢波睡眠部件34被配置为使得检测在跟着预测的开始时间之后的时间段期间更敏感。这可以包括调节被用于检测慢波睡眠的阈值中的一个或多个、改变对多导睡眠图的分析(例如，确定在该时间段期间针对频带中的一个或多个的更多或更少的参数)、和/或便于在跟着预测的开始时间之后的时间段期间检测慢波睡眠的其他措施。在一些实施例中，基于预测的开始时间和多导睡眠图参数来检测对象12中的慢波睡眠包括实现在跟着预测的开始时间之后的时间段期间的检测。这可以包括例如仅在跟着预测的开始时间之后的时间段期间执行对多导睡眠图的分析以检测慢波睡眠。在一些实施例中，使检测更敏感和/或实现在跟着预测的开始时间之后的时间段期间的检测可以被认为“寻找”对象12中的慢波睡眠。慢波睡眠部件34可以被配置为在跟着慢波睡眠的预测的开始时间之后的时间段期间“寻找”慢波睡眠，因为对象12在该时间将会是在慢波睡眠中是更可能的(例如，改变的心肺参数预测)。系统10可以在其他时间对慢波睡眠更不敏感，因为心肺参数还未指示慢波睡眠的即将到来的时段。通过非限制性范例，对象12中的改变的心肺参数(例如，如由预测部件32预测的)可以指示慢波睡眠的即将到来的时段。预测部件32可以预测慢波睡眠将会在大约2.5分钟后发生。在2.5分钟已经逝去之后，慢波睡眠部件34可以“寻找”(例如，如上面描述的，实现慢波睡眠检测和/或使慢波睡眠检测更敏感)对象12中的慢波睡眠。

[0032] 类似地，在一些实施例中，慢波睡眠部件34被配置为使得对非慢波睡眠的检测在跟着预测的结束时间之后的时间段期间更敏感。这可以包括调节被用于检测非慢波睡眠的阈值中的一个或多个、改变对多导睡眠图的分析(例如，确定在该时间段期间针对频带中的一个或多个的更多或更少的参数)、和/或便于在跟着预测的结束时间之后的时间段期间检测非慢波睡眠的其他措施。在一些实施例中，基于预测的结束时间和多导睡眠图参数来检测对象12中的非慢波睡眠包括实现在跟着预测的结束时间之后的时间段期间的检测。这可以包括例如仅在跟着预测的结束时间之后的时间段期间执行对多导睡眠图的分析以检测非慢波睡眠。在一些实施例中，使检测更敏感和/或实现在跟着预测的结束时间之后的时间段期间的检测可以被认为“寻找”对象12中的非慢波睡眠。慢波睡眠部件34可以被配置为在

跟着慢波睡眠的预测的结束时间之后的时间段期间“寻找”非慢波睡眠,因为对象12在该时间将会是在非慢波睡眠中是更可能的(例如,改变的心肺参数预测)。

[0033] 图2图示了基于睡眠会话期间的多个时间段208的多导睡眠图参数(PSG)206确定的慢波202和非慢波204睡眠的范例。慢波202和非慢波204睡眠并排地图示有两个心肺参数220和222。绘制了参数220和222的未平滑(虚线)240、242和平滑(实线)250、252参数值。在没有系统10(图1)的情况下,睡眠阶段分类(例如,慢波睡眠202与非慢波睡眠204)的错误可能发生在慢波睡眠202与非慢波睡眠204之间的转变210处或附近,特别是后面的时间段230(例如,在第700个时段处的转变附近的晚上睡眠的第二半部分期间)。

[0034] 图3图示了来自使用系统10(图1)利用302而不利用304执行的实验的结果300。图3图示了在使用和不使用预测的时间延迟(例如,由图1中示出的预测部件32确定的慢波睡眠的预测的开始时间)的情况下的睡眠阶段检测结果。图3图示了在使用和不使用2.5分钟预测的时间延迟的情况下的慢波睡眠检测的合并的PR曲线。为了生成在图3中图示的数据,从SIESTA项目中的165个健康成年人收集全部PSG信息(例如,生物信号的至少16个PSG信道)。该项目由欧盟委员会支持,并且该项目在从1997到2000的三年的时段内在位于五个欧洲国家中的七个不同睡眠中心中进行监测。当匹兹堡睡眠质量指数(PSQI)得分小于6并且满足若干标准(诸如没有换班工作、没有抑郁症状和午夜之前的一般就寝时间)时,对象被认为是“健康”的。根据SIESTA协议,所有对象在睡眠实验室中度过两个连续夜晚,导致总共330个整夜PSG信息记录。对于个体记录,睡眠阶段的得分由睡眠临床医生基于根据R&K规则的PSG信道来执行。阶段在30秒时段内被评分为苏醒、REM和针对NREM睡眠的S1-S4(S1-S4可以对应于上面描述的阶段N1-N3和/或与上面描述的阶段N1-N3相同)。为了对系统10(图1)进行训练并测试,苏醒、REM、S1和S2被合并为单个非慢波睡眠类;S3和S4被分组为单个慢波睡眠类。正常人通常在整夜睡眠(例如,睡眠会话)内总慢波睡眠时间具有大约30-200分钟。因此,实验的焦点是在具有不小于30分钟的总慢波睡眠时间的记录上。这导致更小“对照”组的257个记录(来自145个对象)。表I总结了对照对象的对象人口特征和一些参数。在该实验中,(以10Hz采样的)胸呼吸努力信号利用感应体积描记器来采集,而(以512Hz采样的)心脏信号利用导联II-ECG来记录。

[0035] 表I

参数	均值±偏差	范围
[0036]	记录	N=257 (145个对象)
	性别	65名男性和80名女性
	年龄[岁]	49.5±19.2
	BMI	24.3±3.4
	总记录时间	7.8±0.5
	SWS[%]	14.8±5.1

[0037] 被用于预测慢波睡眠的即将到来的心肺参数能够使用特征选择器(诸如基于相关性的特征选择(CFS)方法)来选择和/或确定,当所有心肺参数都被考虑时产生总共六个特征。它们是(这些仅仅是范例,并且具有‘时间延迟’的这种预测方案能够被应用于任何特征):

[0038] SDNN_{RR}:RR标准偏差;

[0039] LF_{RR}:LF带中的RR谱功率;

[0040] DFA_{RR}:去趋势波动分析(参数a);

[0041] SDF_{RE}:呼吸频率标准偏差;

[0042] SDMT_{RE}:呼吸低谷标准化中值;以及

[0043] SDMP_{RE}:呼吸峰值标准化中值。

[0044] 总体准确性、精确性、敏感性和特异性的常规度量首先被考虑以评估系统10。然而,这样的度量不是用于这里的“不平衡类分布”的最适当标准,其中,非慢波睡眠时段占记录的85.2%的平均值,这比仅占14.8%的慢波睡眠时段的平均值大得多。协议κ的科恩kappa系数提供在正确识别不平衡的两类(慢波睡眠和非慢波睡眠)具有一般分类性能的更有见解的指示,同时补充期望一致性的可能性。注意,慢波/非慢波分类器阈值被选择以优化合并的Kappa。为了获得系统10跨过整个解空间的睡眠阶段分类性能的概况,使用精确率-召回率(PR)曲线305。精确率-召回率曲线通过改变被用于分开两类的睡眠阶段分类器阈值绘制了精确率310与召回率(或敏感性)312。不同于众所周知的已经被示为当数据在两类之间严重不平衡时过于乐观的接收器操作特性(ROC)曲线,PR曲线提供了睡眠阶段分类器的(诸如系统10)性能的更保守度量。当对分类器进行比较(例如,使用预测的开始时间的系统10与不使用预测的开始时间的系统进行比较)时,度量“在PR曲线下方的面积”(AUC_{PR})通常被计算。一般来说,更大的AUC_{PR}指示更好的分类性能。

[0045] 使用和不使用时间延迟的情况下(例如,使用和不使用系统10的情况下)的慢波睡眠与非慢波睡眠检测在表II和图3中进行比较。大约-2.5(这不意图进行限制)分钟的时间延迟被实验地发现是最佳的。能够看出,慢波睡眠检测性能能够在使用具有表II和图3中中负时间延迟的特征之后被显著地改善。

[0046] 表II

[0047]

时间延迟	结果	精度性[%]	敏感性[%]	特异性[%]	准确性[%]	Kappa	AUC _{PR}
否	合并	50.3	51.6	91.0	85.0	0.41	0.49
	平均年龄	48.9±16.4	52.4±18.7	90.9±3.1	84.9±4.1	0.40±0.16	0.50±0.17
是	合并	55.9	56.9	92.0	86.8	0.49	0.57
	平均年龄	54.5±16.4	58.1±19.5	92.0±2.9	86.6±4.1	0.47±0.17*	0.58±0.17*

[0048] *差异显著性利用具有p<0.0001的威氏符号秩次检验来进行检查。

[0049] 返回到图1,电子存储器22包括以电子方式存储信息的电子存储介质。电子存储器22的电子存储介质可以包括以下中的一个或全部:与系统10集成提供(即基本不可移动)的系统存储器和/或经由例如端口(例如USB端口、火线端口等)或驱动器(例如磁盘驱动器等)能够可移动地连接到系统10的可移动存储器。电子存储器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。电子存储器22可以存储软件算法、由处理器20确定的信息、

经由用户接口24和/或外部计算系统接收的信息、和/或使得系统10能够正常工作的其他信息。电子存储器22可以(全部或部分地)是系统10内的单独部件,或者电子存储器22可以(全部或部分地)被与系统10的一个或多个其他部件(例如处理器20)集成提供。

[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,对象12和/或其他用户可以通过所述接口来向系统10提供信息或从系统10接收信息。这使得数据、提示、结果、和/或指令、以及任何其他可通信的项目(统称为“信息”)能够在用户(例如对象12)与系统10的传感器18、处理器20、和/或其他部件中的一个或多个之间进行通信。适合于包括在用户接口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、可听报警、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包括多个单独的接口。在一些实施例中,用户接口24包括与系统10的处理器20和/或其他部件集成提供的至少一个接口。

[0051] 应当理解,本公开还预期硬连线或者无线的其他通信技术作为用户接口24。例如,本公开预期可以将用户接口24与由电子存储器22提供的可移动存储器接口集成。在该范例中,信息可以从可移动存储器(例如智能卡、闪存驱动器、可移动磁盘等)加载到系统10中,这使得(一个或多个)用户能够定制系统10的实现方式。适于作为用户接口24与系统10一起使用的其他示例性输入设备和技术包括但不限于RS-232端口、RF链路、IR链路和调制解调器(电话、电缆或其他)。总之,本公开预期用于与系统10通信信息的任何技术作为用户接口24。

[0052] 图4图示了用于利用检测系统检测睡眠会话期间对象中的慢波睡眠的方法400。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。以下提出的方法400的操作意图是图示性的。在一些实施例中,可以利用一个或多个未描述的额外操作和/或不使用所讨论的操作中的一个或多个来完成方法400。此外,在图4中图示并在以下描述的方法400的操作的顺序并非意图是限制性的。

[0053] 在一些实施例中,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制)中实现方法400。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来运行方法400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为运行方法400的操作中的一个或多个操作而特别设计的硬件、固件和/或软件来配置的一个或多个设备。

[0054] 在操作402处,生成传达与对象的心脏活动或对象的呼吸活动中的一个或多个有关的信息、以及与对象有关的多导睡眠图信息的输出信号。在一些实施例中,操作402由与传感器18(在图1中示出并且在本文中描述)相同或类似的一个或多个传感器来执行。

[0055] 在操作404处,确定对象的一个或多个心肺参数和一个或多个多导睡眠图参数。在一些实施例中,操作404包括基于输出信号来确定在睡眠会话期间对象的随着时间的一个或多个心肺参数。心肺参数例如包括与对象的心脏活动和/或对象的呼吸活动有关的一个或多个参数。在一些实施例中,操作404包括基于输出信号来确定在睡眠会话期间对象的随着时间的一个或多个多导睡眠图参数。在一些实施例中,操作404由与(在图1中示出并在本文中描述的)处理器20相同或类似的物理计算机处理器执行。

[0056] 在操作406处,检测心肺参数中的一个或多个的改变。心肺参数的改变可以包括指

示对象中的慢波睡眠的开始的随着时间的改变。在一些实施例中，指示对象中的慢波睡眠的开始的心肺参数随着时间的改变包括，违背针对心肺参数的对应慢波睡眠开始阈值的心肺参数的改变。慢波睡眠开始阈值可以包括一个或多个预定阈值和/或例如基于对象的之前睡眠确定的一个或多个阈值。在一些实施例中，检测到的心肺参数的改变可以包括指示对象中的慢波睡眠的结束的随着时间的改变。例如，这样的改变可以包括违背对应慢波睡眠结束阈值的改变。在一些实施例中，操作406由与(在图1中示出并在本文中描述的)处理器20相同或类似的物理计算机处理器执行。

[0057] 在操作408处，预测对象中的慢波睡眠的即将到来的开始时间。开始时间基于检测到的心肺参数的改变和/或其他信息来预测。在一些实施例中，即将到来的开始时间是检测到对象中的慢波睡眠的开始的心肺参数的改变的时间与在对象中发生慢波睡眠的时间之间的时间延迟。在一些实施例中，操作408包括利用一个或多个物理计算机处理器获得针对对象群体的基准开始时间延迟信息。基准开始时间延迟信息可以指示针对对象群体的心肺参数的改变与慢波睡眠的开始之间的累计时间量。在一些实施例中，预测对象中的慢波睡眠的即将到来的开始是基于检测到的心肺参数的改变和基准开始时间延迟信息。在一些实施例中，代替和/或除了预测慢波睡眠的即将到来的开始时间，操作408包括基于针对慢波睡眠的结束的类似信息来预测对象中的慢波睡眠的即将到来的结束时间。在一些实施例中，操作408由与(在图1中示出并在本文中描述的)处理器20相同或类似的物理计算机处理器执行。

[0058] 在操作410处，检测对象中的慢波睡眠。慢波睡眠基于预测的开始时间和多导睡眠图参数来检测。所述检测在跟着预测的开始时间之后的时间段期间更敏感。在一些实施例中，基于预测的开始时间和多导睡眠图参数来检测对象中的慢波睡眠包括实现在跟着预测的开始时间之后的时间段期间的检测。类似地，在一些实施例中，除了和/或代替慢波睡眠检测，操作410包括检测非慢波睡眠。在这些实施例中，检测指示对象中的慢波睡眠的结束的心肺参数随着时间的改变；基于检测到的指示慢波睡眠的结束的心肺参数的改变来预测对象中的慢波睡眠的即将到来的结束时间；并且，基于预测的结束时间和多导睡眠图参数来检测对象中的非慢波睡眠，其中，对非慢波睡眠的检测在跟着预测的结束时间之后的时间段期间更敏感。在一些实施例中，操作410由与(在图1中示出并在本文中描述的)处理器20相同或类似的物理计算机处理器执行。

[0059] 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。尽管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。

[0060] 尽管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，意图涵盖在权利要求的精神和范围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组合。

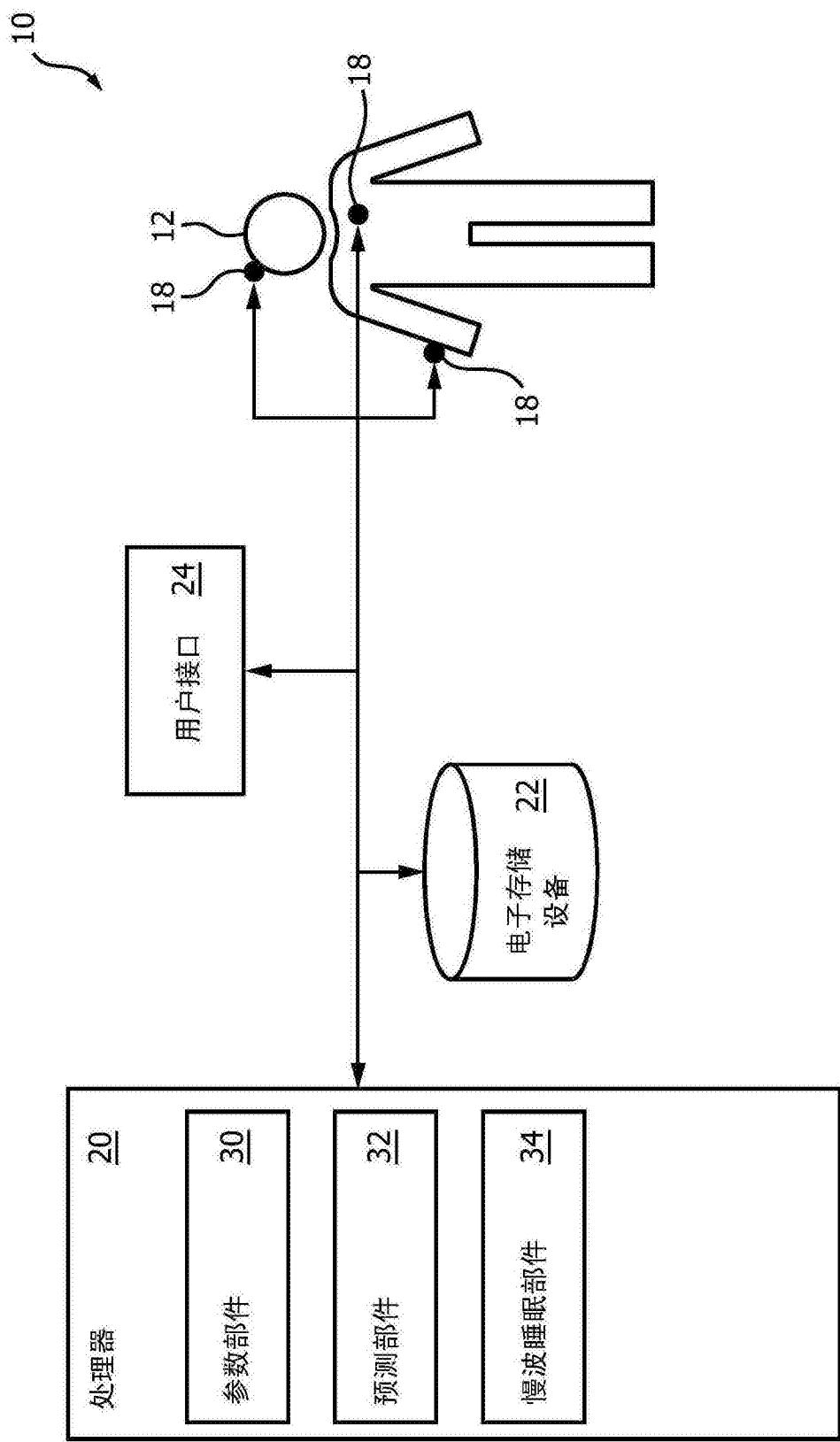


图1

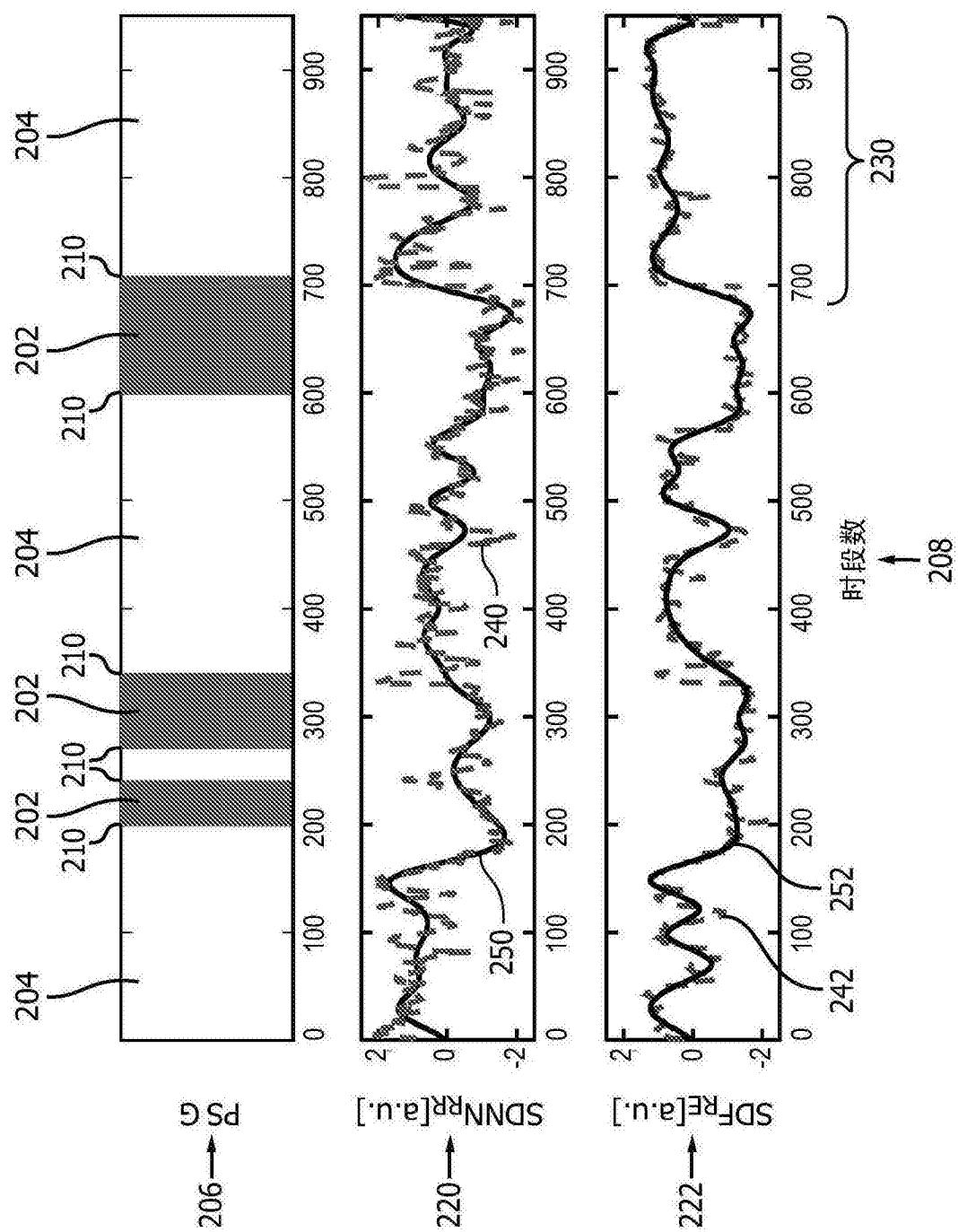


图2

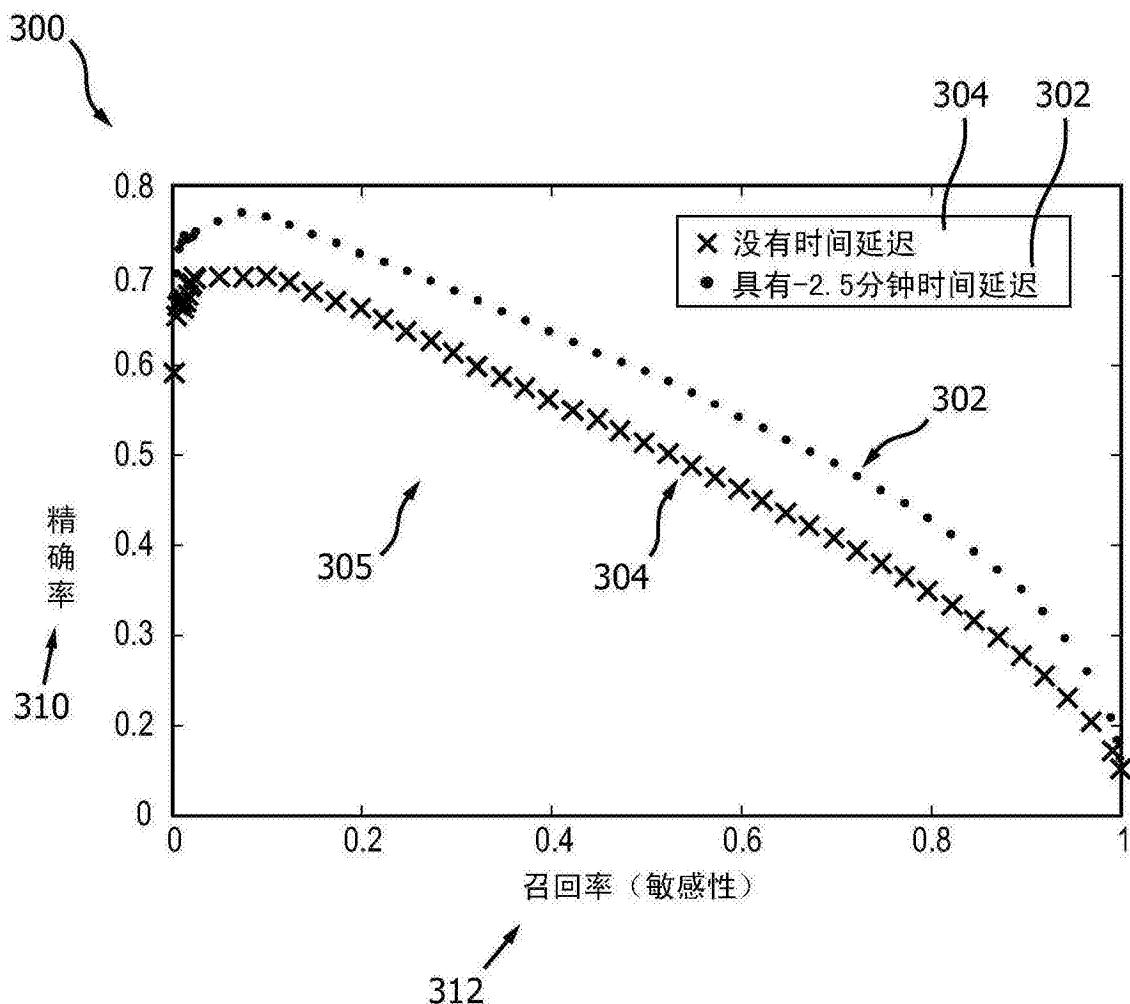


图3

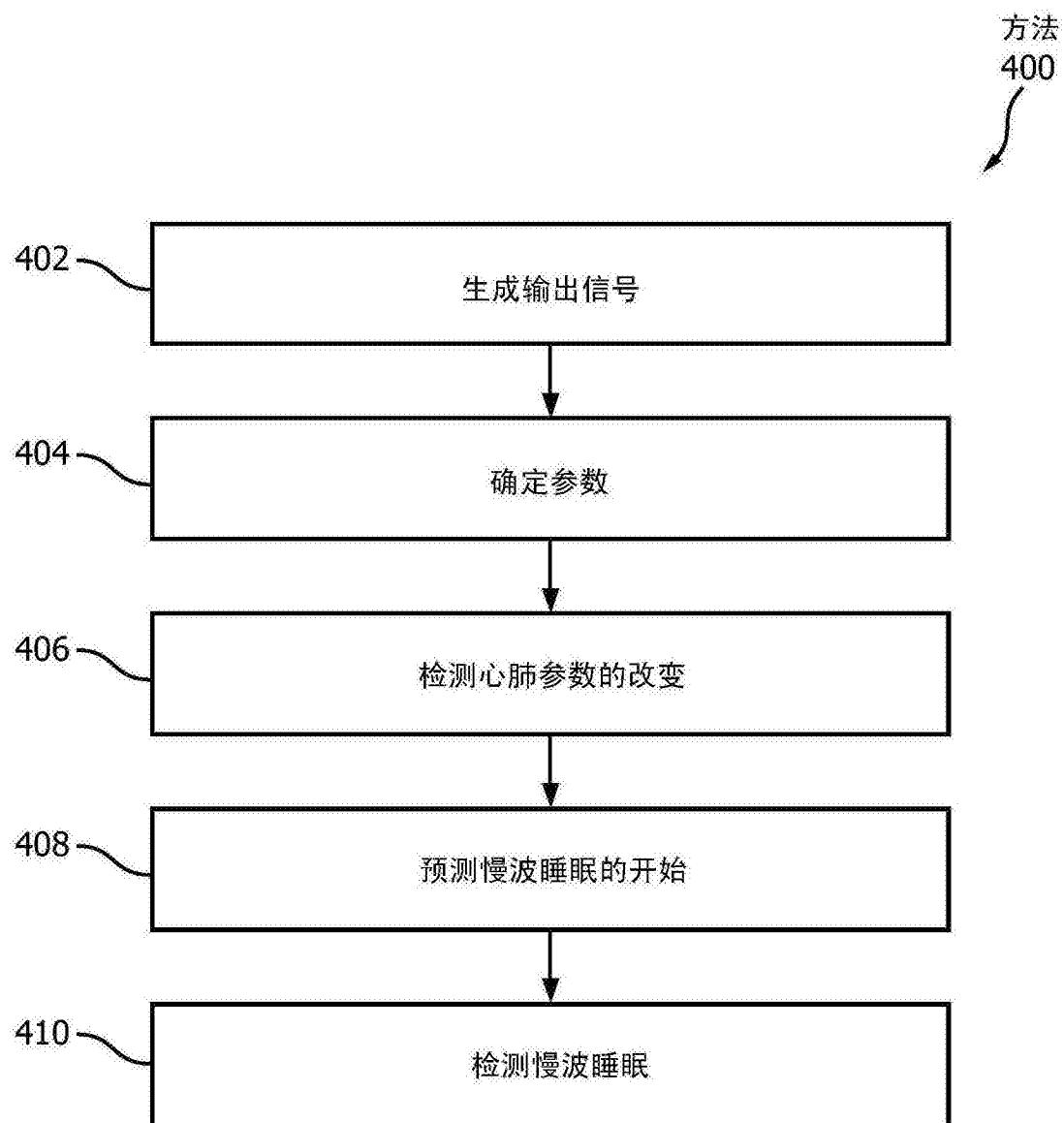


图4