



# (12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107106028 B

(45)授权公告日 2020.07.21

(21)申请号 201580068802.9

(22)申请日 2015.12.10

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 107106028 A

(43)申请公布日 2017.08.29

(30)优先权数据

62/093,430 2014.12.18 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.06.16

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2015/059505 2015.12.10

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2016/097945 EN 2016.06.23

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 P·M·丰塞卡 龙曦

N·G·P·登特林 R·哈克玛

R·M·阿尔特斯

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 孟杰雄 王英

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

(56)对比文件

US 2005/0267362 A1,2005.12.01,

CN 103584840 A,2014.02.19,

WO 2006/054306 A2,2006.05.26,

CN 102665546 A,2012.09.12,

审查员 夏逸蓉

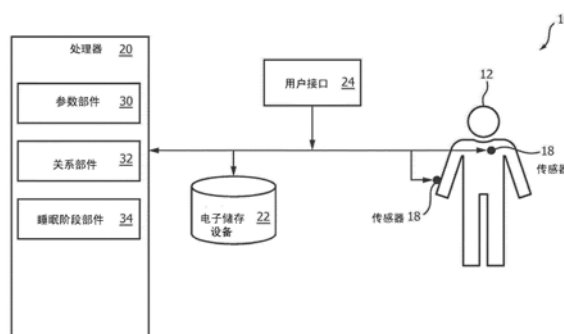
权利要求书3页 说明书11页 附图8页

## (54)发明名称

用于心肺睡眠阶段分类的系统和方法

## (57)摘要

本公开内容涉及一种系统,所述系统被配置为基于来自对象的心肺信息来确定一个或多个参数,并且使用所确定的参数基于诸如条件随机场的有区别的无方向概率图形模型来确定睡眠阶段分类。所述系统是有利的,这是因为睡眠是其中针对个体时期确定的参数在时间上不是独立的结构化过程,并且所述系统基于针对当前的时期确定的参数、参数之间的确定的关系、针对先前的时期确定的睡眠阶段分类和/或其它信息来确定所述睡眠阶段分类。所述系统并不假定所确定的参数在整个睡眠阶段期间是有区别的,而是只可以指示睡眠阶段转变。在一些实施例中,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、电子储存设备以及用户接口。



1. 一种被配置为在睡眠期期间确定对象 (12) 中针对个体时间段的睡眠阶段指征的系统 (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心肺活动相关的信息的输出信号, 所述心肺活动包括心脏活动和呼吸活动; 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确定所述对象的一个或多个心肺活动参数, 所述一个或多个心肺活动参数包括心肺耦合参数, 其中, 所述心肺耦合参数指示所述对象的心脏自主系统与呼吸自主系统之间的耦合的强度, 并且其中, 对所述一个或多个心肺活动参数的所述确定包括:

(a) 确定针对第一时间段的第一心肺活动参数和第二心肺活动参数, 以及

(b) 确定针对第二时间段的所述第一心肺活动参数和所述第二心肺活动参数;

确定所述对象的所述一个或多个心肺活动参数之间的一种或多种关系, 所述一种或多种关系包括所述心肺耦合参数之间的关系, 其中, 对所述一种或多种关系的所述确定包括确定针对多个个体时间段的所述第一心肺活动参数与所述第二心肺活动参数之间的关系; 并且

基于所确定的所述一种或多种关系和所确定的所述一个或多个参数来确定指示所述对象的针对所述个体时间段的睡眠阶段的睡眠阶段指征, 使得:

针对所述第一时间段的第一睡眠阶段指征是基于以下来确定的: 针对所述第一时间段所确定的所述第一心肺活动参数和所述第二心肺活动参数, 以及在多个个体时间段上的所述第一心肺活动参数与所述第二心肺活动参数之间的所述关系; 并且

针对所述第二时间段的第二睡眠阶段指征是基于以下来确定的: 针对所述第二时间段所确定的所述第一心肺活动参数和所述第二心肺活动参数、在多个个体时间段上的所述第一心肺活动参数与所述第二心肺活动参数之间的所述关系、以及所述第一睡眠阶段指征。

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睡眠阶段指征是概率指征, 所述概率指征指示所述对象针对个体时间段处于一个或多个可能的睡眠阶段的概率。

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用条件随机场来确定所述睡眠阶段指征。

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配置为使得所述睡眠阶段指征指示所述对象中的睡眠阶段之间的转变。

5. 一种用于利用确定系统 (10) 在睡眠期期间确定对象 (12) 中针对个体时间段的睡眠阶段指征的方法, 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生成传达与所述对象的心肺活动相关的信息的输出信号, 所述心肺活动包括心脏活动和呼吸活动;

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所述对象的一个或多个心肺活动参数, 所述一个或多个心肺活动参数包括心肺耦合参数, 其中, 所述心肺耦合参数指示所述对象的心脏自主系统与呼吸自主系统之间的耦合的强度, 并且其中, 对所述一个或多个心肺活动参数的所述确定包括:

(a) 确定针对第一时间段的第一心肺活动参数和第二心肺活动参数,以及

(b) 确定针对第二时间段的所述第一心肺活动参数和所述第二心肺活动参数;

利用所述一个或多个物理计算机处理器确定所述对象的所述一个或多个心肺活动参数之间的一种或多种关系,所述一种或多种关系包括所述心肺耦合参数之间的关系,其中,对所述一种或多种关系的所述确定包括确定针对多个个体时间段的所述第一心肺活动参数与所述第二心肺活动参数之间的关系;并且

利用所述一个或多个物理计算机处理器基于所确定的所述一种或多种关系和所确定的所述一个或多个参数来确定指示所述对象的针对所述个体时间段的睡眠阶段的睡眠阶段指征,使得:

针对所述第一时间段的第一睡眠阶段指征是基于以下来确定的:针对所述第一时间段所确定的所述第一心肺活动参数和所述第二心肺活动参数、以及在多个个体时间段上的所述第一心肺活动参数与所述第二心肺活动参数之间的所述关系;并且

针对所述第二时间段的第二睡眠阶段指征是基于以下来确定的:针对所述第二时间段所确定的所述第一心肺活动参数和所述第二心肺活动参数、在多个个体时间段上的所述第一心肺活动参数与所述第二心肺活动参数之间的所述关系、以及所述第一睡眠阶段指征。

6. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述睡眠阶段指征是概率指征,所述概率指征指示所述对象针对个体时间段处于一个或多个可能的睡眠阶段的概率。

7. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述睡眠阶段指征是使用条件随机场来确定的。

8. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述睡眠指征指示所述对象中的睡眠阶段的转变。

9. 一种被配置为在睡眠期期间确定对象(12)中针对个体时间段的睡眠阶段指征的系统(10),所述系统包括:

用于生成传达与所述对象的心肺活动相关的信息的输出信号的模块(18),所述心肺活动包括心脏活动和呼吸活动;

用于基于所述输出信号来确定所述对象的一个或多个心肺活动参数的模块(20),所述一个或多个心肺活动参数包括心肺耦合参数,其中,所述心肺耦合参数指示所述对象的心脏自主系统与呼吸自主系统之间的耦合的强度,并且其中,对所述一个或多个心肺活动参数的所述确定包括:

(a) 确定针对第一时间段的第一心肺活动参数和第二心肺活动参数,以及

(b) 确定针对第二时间段的所述第一心肺活动参数和所述第二心肺活动参数;

用于确定所述对象的所述一个或多个心肺活动参数之间的一种或多种关系的模块(20),所述一种或多种关系包括所述心肺耦合参数之间的关系,其中,对所述一种或多种关系的所述确定包括确定针对多个个体时间段的所述第一心肺活动参数与所述第二心肺活动参数之间的关系;以及

用于基于所确定的所述一种或多种关系和所确定的所述一个或多个参数来确定指示所述对象的针对所述个体时间段的睡眠阶段的睡眠阶段指征的模块(20),使得:

针对所述第一时间段的第一睡眠阶段指征是基于以下来确定的:针对所述第一时间段所确定的所述第一心肺活动参数和所述第二心肺活动参数、以及在多个个体时间段上的所述第一心肺活动参数与所述第二心肺活动参数之间的所述关系;并且

针对所述第二时间段的第二睡眠阶段指征是基于以下来确定的：针对所述第二时间段所确定的所述第一心肺活动参数和所述第二心肺活动参数、在多个个体时间段上的所述第一心肺活动参数与所述第二心肺活动参数之间的所述关系、以及所述第一睡眠阶段指征。

10. 根据权利要求9所述的系统，其中，所述睡眠阶段指征是概率指征，所述概率指征指示所述对象针对个体时间段处于一个或多个可能的睡眠阶段的概率。

11. 根据权利要求9所述的系统，其中，所述睡眠阶段指征是使用条件随机场来确定的。

12. 根据权利要求9所述的系统，其中，所述睡眠阶段指征指示所述对象中的睡眠阶段之间的转变。

## 用于心肺睡眠阶段分类的系统和方法

### 技术领域

[0001] 本公开内容涉及用于在睡眠期期间确定对象中针对个体时间段的睡眠阶段指征的系统和方法。

### 背景技术

[0002] 基于在就寝时间期间监测睡眠阶段和觉醒阶段对睡眠质量的评估是已知的。具有用于分析睡眠结构和特定睡眠相关问题的发生的手动评分的睡眠描记(由睡眠技术人员完成)的夜间脑电图(EEG)记录是已知的。手动睡眠分期是一项耗时的任务,其要求睡眠技术人员的帮助。在夜间EEG期间使用的传感器会破坏睡眠,并且常常要求小心正确地应用(例如,要求睡眠技术人员的帮助)。典型的系统基于仅针对当前的时间段确定的信息来促进对睡眠期内的当前的时间段的睡眠阶段确定。当促进对针对当前的时期的睡眠阶段的确定时,典型的系统不考虑针对先前的时期确定的信息。

### 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在睡眠期期间确定对象中针对个体时间段的睡眠阶段指征的系统。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/或其它部件。所述一个或多个传感器被配置为生成传达与所述对象的心肺活动相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:通过(a)确定针对第一时间段的第一心肺活动参数和第二心肺活动参数和(b)确定针对第二时间段的所述第一心肺活动参数和所述第二心肺活动参数而基于所述输出信号来确定所述对象的一个或多个心肺活动参数;通过确定针对多个个体时间段的所述第一心肺活动参数与所述第二心肺活动参数之间的关系来确定所述对象的所述一个或多个心肺活动参数之间的一种或多种关系;并且基于所确定的所述一种或多种关系和所确定的所述一个或多个参数来确定指示所述对象的针对所述个体时间段的睡眠阶段的睡眠阶段指征。所述一个或多个物理计算机处理器被配置为确定所述睡眠阶段指征,使得:针对所述第一时间段的第一睡眠阶段指征是基于以下来确定的:针对所述第一时间段所确定的所述第一心肺活动参数和所述第二心肺活动参数、以及在多个个体时间段上的所述第一心肺活动参数与所述第二心肺活动参数之间的所述关系;并且针对所述第二时间段的第二睡眠阶段指征是基于以下来确定的:针对所述第二时间段所确定的所述第一心肺活动参数和所述第二心肺活动参数、在多个个体时间段上的所述第一心肺活动参数与所述第二心肺活动参数之间的所述关系、以及所述第一睡眠阶段指征。

[0004] 本公开内容的另一方面涉及一种用于利用确定系统在睡眠期期间确定对象中针对个体时间段的睡眠阶段指征的方法。所述确定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/或其它部件。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心肺活动相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通过(a)确定针对第一时间段的第一心肺活动参数和第二心肺活动参数和(b)确定针对第二时

间段的所述第一心肺活动参数和所述第二心肺活动参数而基于所述输出信号来确定所述对象的一个或多个心肺活动参数;利用所述一个或多个物理计算机处理器通过确定针对多个个体时间段的所述第一心肺活动参数与所述第二心肺活动参数之间的关系来确定所述对象的所述一个或多个心肺活动参数之间的一种或多种关系;并且利用所述一个或多个物理计算机处理器基于所确定的所述一种或多种关系和所确定的所述一个或多个参数来确定指示所述对象的针对所述个体时间段的睡眠阶段的睡眠阶段指征,使得:针对所述第一时间段的所述第一睡眠阶段指征是基于以下来确定的:针对所述第一时间段所确定的所述第一心肺活动参数和所述第二心肺活动参数、以及在多个个体时间段上的所述第一心肺活动参数与所述第二心肺活动参数之间的所述关系;并且针对所述第二时间段的第二睡眠阶段指征是基于以下来确定的:针对所述第二时间段所确定的所述第一心肺活动参数和所述第二心肺活动参数、在多个个体时间段上的所述第一心肺活动参数与所述第二心肺活动参数之间的所述关系、以及所述第一睡眠阶段指征。

[0005] 本公开内容的另一方面涉及一种被配置为在睡眠期期间确定对象中针对个体时间段的睡眠阶段指征的系统。所述系统包括:用于传达与所述对象的心肺活动相关的信息的输出信号的模块;用于通过(a)确定针对第一时间段的第一心肺活动参数和第二心肺活动参数和(b)确定针对第二时间段的所述第一心肺活动参数和所述第二心肺活动参数而基于所述输出信号来确定所述对象的一个或多个心肺活动参数的模块;用于通过确定针对多个个体时间段的所述第一心肺活动参数与所述第二心肺活动参数之间的关系来确定所述对象的所述一个或多个心肺活动参数之间的一种或多种关系的模块;以及用于基于所确定的所述一种或多种关系和所确定的所述一个或多个参数来确定指示所述对象的针对所述个体时间段的睡眠阶段的睡眠阶段指征的模块,使得:针对所述第一时间段的所述第一睡眠阶段指征是基于以下来确定的:针对所述第一时间段所确定的所述第一心肺活动参数和所述第二心肺活动参数、以及在多个个体时间段上的所述第一心肺活动参数与所述第二心肺活动参数之间的所述关系;并且针对所述第二时间段的第二睡眠阶段指征是基于以下来确定的:针对所述第二时间段所确定的所述第一心肺活动参数和所述第二心肺活动参数、在多个个体时间段上的所述第一心肺活动参数与所述第二心肺活动参数之间的所述关系、以及所述第一睡眠阶段指征。

[0006] 在参考附图考虑以下描述和权利要求书的情况下,本公开内容的这些和其他目的、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,并非旨在作为对本公开内容的限制的定义。

## 附图说明

[0007] 图1图示了被配置为在睡眠期期间确定对象中针对个体时间段的睡眠阶段指征的系统。

[0008] 图2A图示了第一因子图。

[0009] 图2B图示了第二因子图。

[0010] 图3A图示了在睡眠阶段之间的转变处有区别的参数的范例。

- [0011] 图3B图示了当使用前一阶段信息时与当前睡眠阶段有区别的同一参数。
- [0012] 图3C是参数的直方图。
- [0013] 图4A图示了后验概率分数,其指示由系统做出的睡眠阶段确定是否匹配和/或有多匹配先前确定的睡眠阶段标注。
- [0014] 图4B图示了后验概率分数,其指示由另一系统做出的睡眠阶段确定是否匹配和/或有多匹配先前确定的睡眠阶段标注。
- [0015] 图5图示了使用该系统执行的实验的结果。
- [0016] 图6图示了使用该系统执行的实验的附加结果。
- [0017] 图7图示了用于在睡眠期期间确定对象中针对个体时间段的睡眠阶段指征的方法。

### 具体实施方式

[0018] 如在本文中所使用的,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。如在本文中所使用的,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。如在本文中所使用的,“直接耦合”意指两个元件直接地彼此接触。如在本文中所使用的,“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。

[0019] 如在本文中所使用的,“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)。

[0020] 在本文中所使用的方位短语,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。

[0021] 图1图示了系统10,其被配置为在睡眠期期间确定对象12中针对个体时间段的睡眠阶段指征。所述睡眠阶段指征可以对应于睡眠阶段分类,和/或与睡眠阶段分类相同。睡眠阶段指征和/或分类与对象12中的快速眼动睡眠(REM)、非快速眼动(NREM)睡眠(例如,包括阶段N3睡眠)和/或其它睡眠相关联。系统10被配置为基于来自对象12的心肺信息(例如,与心脏活动、呼吸活动和/或移动相关的信息)和/或其它信息来确定睡眠阶段指征。心肺信息可以指示对象12中的心肺活动和/或对应于对象12中的心肺活动。心肺信息为EEG信息提供了有希望的替代和/或补充,这是因为心肺信息可以使用非干扰的方法和/或传感器(在以下描述)来测量。系统10被配置为基于来自非干扰的传感器的信息来执行基于心肺信息的对睡眠阶段指征的确定,所述非干扰的传感器生成输出信号,所述输出信号传达与对象12的心脏活动、呼吸活动、身体移动和/或其它特征相关的信息。

[0022] 系统10被配置为基于心肺信息来确定一个或多个参数,并且基于有区别的无方向概率图形模型(例如,条件随机场(例如,线性链条件随机场(CRF)分类器))使用所确定的参数来确定睡眠阶段指征(和/或睡眠阶段分类)。所述一个或多个参数可以是和/或包括从与

由非干扰的传感器生成的输出信号传达的对象的心肺活动相关的信息中提取的一个或多个特征。条件随机场是隐马尔可夫模型的推广,其基于对象12的先前睡眠(例如,先前的睡眠期和/或在当前的睡眠期期间的先前的睡眠)来调控有区别的无方向概率图形模型。系统10是有利的,这是因为睡眠是一种结构化过程,其中针对个体时期确定的参数在时间上不是独立的,并且系统10基于针对当前的时期确定的参数、参数之间的确定的关系、睡眠阶段指征和/或针对先前的时期确定的分类和/或其它信息来确定睡眠阶段指征(和/或睡眠阶段分类)。在一些实施例中,系统10基于针对一个或多个先前的时期确定的参数(例如,除了针对当前的时期确定的参数之外,参数之间的确定的关系以及睡眠阶段指征和/或针对先前的时期确定的分类)来确定针对当前的时期的睡眠阶段指征。系统10不假定所确定的参数在整个睡眠阶段期间是有区别的,而是只可以指示睡眠阶段转变。在一些实施例中,系统10包括一个或多个传感器18、一个或多个物理计算机处理器20、电子存储器22、用户接口24和/或其它部件。

[0023] 传感器18被配置为生成输出信号,所述输出信号传达与对象12中的心肺活动相关的信息。对象12的心肺活动可以对应于对象12的睡眠阶段和/或对象的其它特性。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/或其它睡眠相关联。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与传达与对象12中的心肺活动直接和/或间接相关的信息的输出信号。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可以是和/或包括被定位在对象12的胸部的心率传感器,和/或被配置为对象12的手腕上的镯子,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可以包括具有加速度计的对象12的手腕和/或脚踝周围的镯子,使得睡眠可以使用体动记录仪信号进行分析)、对象12的呼吸和/或对象12的其它特性来生成输出。尽管传感器18在对象12上的两个个体位置处被图示,但是这并非旨在限制。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的衣物耦合(以可移除的方式)、由对象穿戴(例如,作为头带、腕带等)、被定位为在对象12睡眠时指向对象12(例如,传达与对象12的移动相关的输出信号的相机),和/或在其它位置中。

[0024] 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/或用于以电子方式处理信息的其它机构。尽管处理器20在图1中被示为单个实体,但是这仅仅是出于例示的目的。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相同的设备内,或者处理器20可以表示多个协调工作的设备的处理功能。

[0025] 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:参数部件30、关系部件32、睡眠阶段部件34和/或其它部件。处理器20可以被配置为通过软件;硬件;固件;软件、硬件和/或固件的某种组合和/或用于在处理器20上配置处理能力的其它机构来运行部件30、32和/或34。

[0026] 应当理解,尽管部件30、32和34在图1中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30、32和/或34中的一个或多个可以被定位为远离其它部件。下面描述的由不同部件30、32和/或34提供的功能的描述仅出于例示的目的,并非旨在进行限制,这是因为部件30、32和/或34中的任一个可以提供比所描



述的更多或更少的功能。例如,可以去除部件30、32和/或34中的一个或多个,并且其一些或全部功能可以由其它部件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,其可以执行下面归属于部件30、32和/或34的一些或全部功能。

[0027] 参数部件30被配置为确定对象12的一个或多个心肺活动参数。对象12的一个或多个心肺活动参数是基于以下来确定的:来自传感器18的输出信号、经由用户接口24输入和/或接收的信息、被储存在电子储存设备22中的信息和/或其它信息。在一些实施例中,参数可以是和/或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。例如,在一些实施例中,参数可以是自身提取的特征。在一些实施例中,参数可以是已经在某种程度上以数学方式和/或其它方式变换的特征(例如,平均值、已经与另一特征组合的特征等)。在一些实施例中,确定一个或多个心肺活动参数包括确定(例如,提取)针对整个睡眠期的一个或多个参数(例如,特征),确定针对睡眠期中的一个或多个个体时间段的一个或多个参数和/或确定其它参数。例如,确定一个或多个心肺活动参数可以包括确定针对第一时间段的第一心肺活动参数和第二心肺活动参数,并且再确定针对第二时间段(和/或任何数量的时间段)的第一心肺活动参数和第二心肺活动参数。

[0028] 在一些实施例中,一个或多个心肺活动参数(例如,特征)包括心脏活动参数、呼吸参数、心肺耦合参数和/或其它参数。在一些实施例中,心脏活动参数包括与对象12的心电图相关的和/或基于对象12的心电图确定的参数和/或其它参数。在一些实施例中,心脏活动参数可以包括基于通过R-R间期计算的统计结果确定的参数(例如,每个时期的间期数(例如,表达该时期的平均心率)、第n个百分位数、标准偏差和/或间期长度的范围)和/或其它参数。在一些实施例中,心脏活动参数包括使用功率谱分析从心脏活动的频域导出的特征(例如,平均谱功率、谱熵(无规律性的量度)、峰值功率和峰值频率(对应于峰值功率的频率))。其它特征在更短或更长的时间尺度上捕获心脏活动的规律性或复杂性。

[0029] 在一些实施例中,呼吸参数(例如,特征)可以包括指示对象12中的呼吸努力、对象12的呼吸速率、流率(例如,在呼吸期间进入和离开气体的流率)、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)、幅度(例如,吸入和/或呼出气体的压力和/或任何其它参数的幅度)的参数和/或其它参数。在一些实施例中,呼吸参数可以包括指示对象12在若干时期上的呼吸速率的变化(和/或任何呼吸参数的变化)的参数。

[0030] 参数部件30被配置为使得心肺耦合参数(例如,特征)表达对象12的心脏自主系统与呼吸自主系统之间的耦合的强度。该链路的强度依赖于对象12的睡眠阶段。心肺耦合参数可以描述在多个呼吸循环期间对象12的R-R间期与呼吸相位(例如,吸气/呼气)之间的相位同步。例如,心肺耦合参数可以包括相位同步时段的百分比、心跳数与呼吸循环之间的比率和其它参数。

[0031] 在一些实施例中,参数部件30被配置为使得可以基于输出信号的功率谱密度(PSD)分析和/或其它信息来确定参数(例如,特征)。例如,参数部件30可以被配置为在三个不同的频带(极低频(VLF), 0.005-0.04Hz, 低频(LF), 0.04-0.15Hz和 高频(HF), 0.15-0.45Hz)上根据高频带中的极点的模量和相位和/或根据其它信息来计算PSD分析。参数部件30被配置为使得所确定的参数中的一个或多个描述不同时间尺度上的输出信号中的一个或多个的规律性。例如,可以由参数部件30执行去趋势波动分析(DFA)以识别信号中的长期相关性、以及用于量化在给定时间段上的信号的自相似性的样本熵。

[0032] 关系部件32被配置为确定对象12的一个或多个心肺活动参数之间的一种或多种关系。所确定的关系可以是针对个体时间段、多个个体时间段(例如,单个确定的关系在多个个体时间段上有效)和/或其它时间段来确定的。关系可以包括一个参数对另一个参数的依赖性、参数之间的依赖性、参数之间的相关性、特定参数的特定水平之间的依赖性和/或相关性、参数随时间的趋势和/或其它关系。例如,随着对象12的呼吸速率增加,对象12的心率可以以对应的方式增加。当对象12进入慢波睡眠时,该耦合的强度增加,并且随着对象12进入REM睡眠,该耦合的强度减小。关系部件32可以确定和/或识别对象12中的这种关系。

[0033] 睡眠阶段部件34被配置为确定指示对象12的针对个体时间段的睡眠阶段的睡眠阶段指征。在一些实施例中,睡眠阶段指征是概率指征,所述概率指征指示对象12针对个体时间段处于一个或多个可能的睡眠阶段中的概率。在一些实施例中,睡眠阶段指征是睡眠阶段分类。睡眠阶段指征是基于一种或多种确定的关系、所确定的一个或多个参数、输出信号、先前确定的睡眠阶段指征和/或其它信息来确定的。睡眠阶段指征是基于针对当前的时间段的一种或多种确定的关系、所确定的一个或多个参数、输出信号和/或其他信息和/或针对当前的时间段之前的一个或多个时间段的一种或多种确定的关系、确定的睡眠状态指征和/或分类和/或其它信息来确定的。在一些实施例中,睡眠阶段指征可以是基于针对先前的时期确定的心肺活动参数来确定的,但是这不是必需的。睡眠阶段部件34被配置为基于这样的(先前确定的)信息(例如,关系、睡眠阶段指征、任选地还有参数)来确定睡眠阶段指征,这是因为睡眠是其中针对个体时期确定的参数在时间上不是独立的结构化过程(例如,如果对象12在紧接着的先前的时期期间处于阶段N3睡眠,则对象12在当前的时期期间处于N3睡眠的概率较高,而如果对象12在紧接着的先前的时期期间处于REM睡眠,则对象12在当前的时期期间处于N3睡眠的概率较低)。

[0034] 继续上述范例,确定睡眠阶段指征,使得针对第一时间段的第一睡眠阶段指征是基于以下确定的:针对第一时间段所确定的第一心肺活动参数和第二心肺活动参数以及在多个个体时间段上的第一心肺活动参数与第二心肺活动参数之间的关系。额外地,例如,针对第二时间段的第二睡眠阶段指征是基于以下确定的:针对第二时间段所确定的第一心肺活动参数和第二心肺活动参数、在多个个体时间段上的第一心肺活动参数与第二心肺活动参数之间的关系、以及第一睡眠阶段指征。在一些实施例中,第二睡眠阶段指征可以是基于针对第一时间段的第一心肺活动参数和第二心肺活动参数来确定的,但这不是必需的。

[0035] 在一些实施例中,睡眠阶段指征是使用(线性链)条件随机场(CRF)基于以下确定的:针对紧接着的先前的时期的睡眠阶段指征、所确定的一种或多种关系、针对当前的时期的所确定的一个或多个参数(例如,特征)、针对当前的时期的输出信号和/或其它信息。条件随机场是有区别的无方向概率模型,其探索要被分类的数据中的序列和结构(例如,来自传感器18的输出信号、参数部件30确定的促进睡眠阶段分类的参数(特征)等)。CRF是隐马尔可夫模型(HMM)的推广,其基于所确定的参数(特征)、输出信号、关系和/或其它信息对模型进行调控。这允许能够并入参数(特征)依赖性(例如由关系部件32确定的关系)的更具表现力的模型。在HMM和其它能生成的模型中,通过使联合概率分布 $P(w, x)$ 最大化来学习参数,其继而要求从数据(例如,由传感器输出信号传达的信息)中建模和/或以某种方式从数据(例如,由传感器输出信号传达的信息)中学习的观察结果的分布 $P(x)$ 。参数是定义模型

(例如,类似于使算法具有需要被设定的常数)的值(也被称为“权重”)。这些值被选取为使得模型尽可能良好地对数据进行建模。观察结果可以指对模型的输入。这些输入是从传感器输出和/或其它信息导出的上述特征。观察结果可以指针对给定时期的一个或多个特征值(例如, $x = (x_1, x_2, \dots)$ )。当观察到的变量 $x$ 的参数(特征)不是独立的时,联合分布可能极其难以建模,要求大量的训练数据或关于要做出的变量的强烈假设。不同的特征能够具有不同的统计性质/分布。该模型将这些特征建模为“随机变量”;确切的值未被定义,而是对其分布进行建模。建模 $P(x)$ 是困难的,这是因为所有变量交互都需要建模。线性链条件随机场通过计算给定观察结果 $x = (x_1, x_2, \dots, x_n)$ 的可能输出 $y = (y_1, y_2, \dots, y_n)$ 的概率 $P(y|x)$ 来避免这个问题(例如,指示最有可能是给定观察结果的睡眠阶段的睡眠阶段;这在内部通过计算针对所有睡眠阶段的概率并返回具有最高概率的睡眠阶段来完成),从而避免了对边缘 $P(x)$ 的显式建模。通过简化建模问题并且不要求对参数/特征的独立性(仅关于状态)的任何假设,有区别的模型更好地利用相关的相互依赖的参数(特征),这在使用心肺参数(特征)的睡眠阶段检测的情况下是常见的。

[0036] 应当指出,上述线性链CRF只是可以使用这样的分类器的许多可能的方法中的一种。CRF的配置可以被扩展到更高阶,使得例如针对当前的时间段所确定的单个的睡眠阶段指征 $y_i$ 不仅依赖于针对紧接着的先前的时间段 $y_{i-1}$ 的睡眠阶段指征(和/或诸如参数、输出信号和/或关系的其它信息),还依赖于针对任意大数量的时期的对应数量的先前的睡眠阶段的确定(和/或诸如参数、输出信号和/或关系的其它信息) $y_j$ ,其中 $j < i-1$ 。额外地和/或替代地, $P(y_i|x)$ 可以不仅依赖于针对当前的状态 $x_i$ 的观察结果,而且还依赖于针对先前的状态 $(x_{i-1}, \dots, x_{i-j})$ 的观察结果,其中 $j < i-1$ ,有效地使得对当前的状态类别 $w_i$ 的估计结果依赖于整个时间的观察序列。在这个意义上,在本发明中描述的第一阶、单链(线性链)CRF能够被看作是一个更为普遍类型的有区别的无方向概率模型的实施例,其能够用于使用心肺的特征的睡眠阶段分类。

[0037] 图2A和图2B图示了因子图202和204。HMM中的参数学习和推理通常借助于图2A示出的因子图202来执行,这是一种类型的描述网络概率分布的模型,其使用非负的因子来表达随机变量之间的交互。在图2A中,个体状态 $w_t$  206依赖于先前的个体状态,并且观察到的特征向量 $x_t$ 依赖于个体状态206。图2B图示了用于节点的子集210的等效因子图。人们能够使用图2B作为CRF模型的基础,并且已经实现了HMM上的更好性能。作为对该图的可能补充,该系统被扩展为包括从节点A到节点D的链路,这是转变特征如何被建模,进一步改进了HMM上的性能。

[0038] 在一些实施例中,睡眠阶段指征指示在对象中的睡眠阶段之间的转变。由于系统10基于针对当前的时期所确定的参数、针对一个或多个先前的时期所确定的参数、参数之间的确定的关系、睡眠阶段指征和/或针对先前的时期所确定的分类和/或其它信息来确定睡眠阶段指征(和/或睡眠阶段分类),因此系统10(图1)能够指示睡眠阶段之间的转变。系统10并不假定所确定的参数在整个睡眠阶段期间是有区别的。图3A和图3B图示了参数(例如,特征)300的范例,其在睡眠状态 $\omega_a$  304与 $\omega_b$  306之间的转变302处是有区别的。图3C是参数300的直方图310。图3A图示了在转变处是有区别的特征的范例。图3B示出了不同的情况(关于为什么使用过去的状态信息可能是重要的),其中该特征指示当前的状态,但仅在观察到多个值之后。具有像这样的特征的问题是,存在用于两个状态的可能的值之间的大

的重叠(如在图3C中的直方图中所看见的)。

[0039] 图4A图示了后验概率分数402,其指示由系统10(使用线性链CRF分类器)做出的睡眠阶段(例如,类别)确定是否匹配和/或有多匹配先前确定的睡眠阶段(类别)标注406。图4B图示了后验概率分数404,其指示由另一系统(不使用CRF分类器)做出的睡眠阶段(例如,类别)确定是否匹配和/或有多匹配先前确定的睡眠阶段(类别)的标注。在图4A和图4B中,为1的标注指示类别 $\omega_b$ ,而为0的标注指示类别 $\omega_a$ 。分数越接近1指示针对类别 $\omega_b$ 具有越高的后验概率。图4A图示了在指示睡眠阶段转变的参数(例如,特征)与类别标注几乎完美地匹配(从0到1的转变418与虚线420重合)情况下(使用CRF)获得的分数。图4B图示了在指示睡眠阶段转变的参数(例如,特征)与类别标注不匹配(从0到1的转变428与虚线430不重合)而是当找到清楚的特征值的更多实例时收敛到正确的睡眠阶段(类别)的情况下(不使用CRF)获得的分数。

[0040] 图5和图6图示了从使用系统10(未示出)执行的实验得到的结果500、600,该条件随机场分类器502、602与其它睡眠阶段分类系统、线性判别(LD) 504、604和隐马尔可夫模型(HMM) 506、606相比较。实验数据集包括从三个不同的数据库获得的164个对象的完整多导睡眠描记(PSG)数据。第一数据库(具有149个对象的两夜的记录(298个记录))是在欧盟午睡项目期间在1997年至2000年之间在七个不同的睡眠实验室创建的数据库的一部分。该数据库仅限于被认为是健康的对象(例如,没有轮班工人、没有抑郁症、通常就寝时间在午夜前),具有最多5的匹兹堡睡眠质量指数8。根据Rechtschaffen和Kales(R&K)指南,通过以五个类别(“觉醒”、“REM”、“S1”、“S2”、“S3”、“S4”)培训的睡眠技术人员对睡眠阶段进行评分。包括六个对象的单夜的记录的第二数据库在2010年期间在荷兰埃因霍温高科技园区的飞利浦经历实验室(Vitport 3PSG,TEMEC)处进行收集。包括九个对象的第三数据库在2009年期间在美国波士顿的睡眠健康中心(Alice 5PSG,Philips Respironics)处进行收集。根据AASM指南,通过以四个类别(“觉醒”、“REM”、“N1”、“N2”、“N3”)培训的睡眠技术人员对对象在第二数据库和第三数据库中的睡眠阶段进行评分。尽管在这三个数据库中的所有对象都被认为是健康的,但是“第一夜效应”被预期是合理的。因为这可能对睡眠阶段分类器的性能造成影响,所以创建了两个单独的集合:第一集合包含来自三个数据集的所有313个记录(被设定为“所有”),而第二集合只包括具有每个睡眠阶段的最小百分比的记录,代表预期的合格的成人睡眠(至少5%的深度睡眠、15%的REM睡眠、以及至少75%的睡眠效率和最小在床上7小时)(被设定为“合格”)。这导致了总共144个记录。为了比较这三个分类器的性能,四个检测任务被认为是:深度睡眠、NREM、REM和觉醒。针对这些任务中的每个,使用10倍交叉验证方案。为了允许配对比较,使用相同的倍数来验证每个分类器。为了比较每个分类器的分类性能,收集和聚集(汇集)在交叉验证流程的每次迭代中针对每个测试对象获得的分数。对每个分类器输出的分数的不同阈值计算精确度-召回度(PR)曲线和接受者操作特性(或ROC、真阳性率(TPR)对假阳性率(FPR))。然后,计算引起最大汇集的科恩的kappa系数一致的阈值。基于该阈值,计算每个对象的kappa系数。注意,由于基于汇集的kappa来选择该阈值,因此其将不对应于针对每个对象的最大kappa系数。针对每个评价度量,利用单侧Wilcoxon符号秩检验来测试显著性。

[0041] 图5图示了针对“所有”数据集中的每个检测任务N3 520、NREM 522、REM 524、觉醒 526,利用每个分类器502、504、506获得的汇集的精确度530-召回度532曲线510与ROC 512

(TPR 540对FPR 542)的比较。在所有的检测任务中,CRF 502分类器优于在整个解空间中的其它分类器。

[0042] 图6图示了针对两个数据集中的不同的分类任务N3 (a11) 620、N3 (reg) 630、NREM (a11) 622、NREM (reg) 632、REM (a11) 624、REM (reg) 634、觉醒 (a11) 626、觉醒 (reg) 636,利用每个分类器602、604、606来获得的平均Kappa系数610与准确度612的比较。CRF 602分类器的性能显著在所有任务620、622、624、626、630、632、634、636中显著高于HMM 606和LD 604两者。在“合格”(reg)的数据集中的性能也比在“所有”(a11)的数据集中的性能更高,反映出那些对象的更为合格的睡眠结构。

[0043] 回到图1,电子储存设备22包括以电子方式储存信息的电子存储媒介。电子存储设备22的电子存储媒介可以包括与系统10一体地提供的系统储存设备和/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)可移除地连接到系统10的可移除储存设备中的一个或两者。电子存储设备22可以包括以下中的一个或多个:光学可读储存媒介(例如,光盘等)、磁性可读储存媒介(例如,磁带、磁性硬盘驱动器、软盘驱动器等)、基于电荷的存储媒介(例如,EPR0M、RAM等)、固态储存媒介(例如,闪存驱动器等)和/或其它电子可读储存媒介。电子存储设备22可以储存软件算法(例如,与CRF相关的信息)、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能够正常工作的其它信息。电子存储设备22可以(全部或部分地)是系统10内的单独的部件,或者电子存储设备22可以(全部或部分地)与系统10的一个或多个其它部件(例如,处理器20)被一体地提供。

[0044] 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/或其他用户可以提供信息给系统10并且从系统10接收信息。这使得被统称为“信息”的数据、提示、结果和/或指令以及任何其它可通信项目能够在用户(例如,对象12)与系统10的传感器18、处理器20和/或其它部件中的一个或多个之间通信。适合于被包括在用户接口24中的接口设备的范例包括按键、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、音响报警器、打印机、触觉反馈设备和/或其它接口设备。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包括至少一个接口,其与系统10的处理器20和/或其它部件一体地提供。

[0045] 应当理解,其它通信技术(硬连线或无线)也被本公开内容预期为用户接口24。例如,本公开内容预期用户接口24可以与由电子存储设备22提供的可移除存储设备接口集成。在本范例中,信息可以从可移除存储设备(例如,智能卡、闪存驱动器、可移除磁盘等)被加载到系统10中,这使得(一个或多个)用户能够定制系统10的实施方式。适于与系统10一起用作用户接口24的其它示范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、线缆或其它)。总之,用系统10传达信息的任何技术被本公开内容预期为用户接口24。

[0046] 图7图示了用于利用确定系统在睡眠期期间确定对象中针对个体时间段的睡眠阶段指征的方法700。所述确定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/或其它部件。所述一个或多个物理计算机处理器被配置为运行计算机程序部件。所述计算机程序部件包括参数部件、关系部件、睡眠阶段部件和/或其它部件。下面呈现的方法700的操作旨在是例示性的。在一些实施例中,方法700可以利用未描述的一个或多个额外的操

作来实现和/或不要求所讨论的一个或多个操作。额外地,图7中图示的并且在下文中描述的方法700的操作中的顺序并非旨在进行限制。

[0047] 在一些实施例中,方法700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/或以电子方式处理信息的其它机构)中实施。所述一个或多个处理设备可以包括响应于以电子方式储存在电子储存介质上的指令而运行方法700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被专门设计用于运行方法700的操作中的一个或多个的硬件、固件和/或软件配置的一个或多个设备。

[0048] 在操作702处,生成传达与对象的心肺活动相关的信息的输出信号。在一些实施例中,生成传达与对象的心肺活动相关的信息的输出信号包括生成与对象的心脏活动、对象的呼吸活动和/或对象的其它生理活动相关的信息。在一些实施例中,操作702是由与传感器18(图1中所示的并且在本文中描述的)相同的或相似的一个或多个传感器来执行的。

[0049] 在操作704处,确定对象的一个或多个心肺活动参数。所述对象的一个或多个心肺活动参数是基于输出信号和/或其它信息来确定的。在一些实施例中,例如,确定一个或多个心肺活动参数包括:确定针对第一时间段的第一心肺活动参数和第二心肺活动参数,并且确定针对第二时间段的第一心肺活动参数和第二心肺活动参数。在一些实施例中,所述一个或多个心肺活动参数包括以下中的一个或多个:心脏活动参数、呼吸参数、心肺耦合参数和/或其它参数。在一些实施例中,所述参数是和/或包括从在由所述传感器生成的输出信号中与对象的心肺活动相关的信息中提取的特征。在一些实施例中,操作704是由与参数部件30(图1中所示的并且在本文中描述的)相同的或相似的处理部件来执行的。

[0050] 在操作706处,确定对象的一个或多个心肺活动参数之间的一种或多种关系。确定一种或多种关系包括例如确定第一心肺活动参数与第二心肺活动参数(和/或特征)之间的关系。所确定的关系可以是针对多个个体的时间段来确定的(例如,单个确定的关系在多个个体时间段上有效)。在一些实施例中,操作706是由与关系部件32(图1中所示的并且在本文中描述的)相同的或相似的处理部件来执行的。

[0051] 在操作708处,确定对象的针对个体时间段的睡眠阶段的睡眠阶段指征。所述睡眠阶段指征是基于所确定的一种或多种关系、所确定的一个或多个参数、先前确定的睡眠阶段指征和/或其它信息来确定的。继续上面的范例,所述睡眠阶段指征被确定为使得:针对第一时间段的第一睡眠阶段指征是基于以下来确定的:针对第一时间段的第一心肺活动参数和第二心肺活动参数,以及在多个个体时间段上的第一心肺活动参数与第二心肺活动参数之间的关系。额外地,例如,针对第二时间段的第二睡眠阶段指征是基于以下来确定的:针对第二时间段的第一心肺活动参数和第二心肺活动参数、在多个个体时间段上的第一心肺活动参数与第二心肺活动参数之间的关系、以及第一阶段睡眠指征。在一些实施例中,第二睡眠阶段指征是基于针对第一时间段所确定的第一心肺活动参数和第二心肺活动参数来确定的,但是这是任选的。在一些实施例中,睡眠阶段指征是概率指征,所述概率指征指示对象针对个体时间段处于一个或多个可能的睡眠阶段的概率。在一些实施例中,睡眠阶段指征是使用条件随机场基于一个或多个先前确定的睡眠阶段指征、所确定的一种或多种关系、以及所确定的一个或多个参数来确定的。在一些实施例中,睡眠阶段指征指示对象中的睡眠阶段之间的转变。在一些实施例中,操作708是由与睡眠阶段部件34(图1中所示的并

且在本文中描述的)相同的或相似的处理器部件来执行的。

[0052] 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的存在。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被具体实施为一个相同的硬件项。元件前的词语“一”或“一个”不排除多个这样的元件的存在。在列举若干单元的任何装置型权利要求中,这些单元中的若干可以被实施为一个相同的硬件项。尽管某些元件被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示这些元件不能被组合使用。

[0053] 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,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。

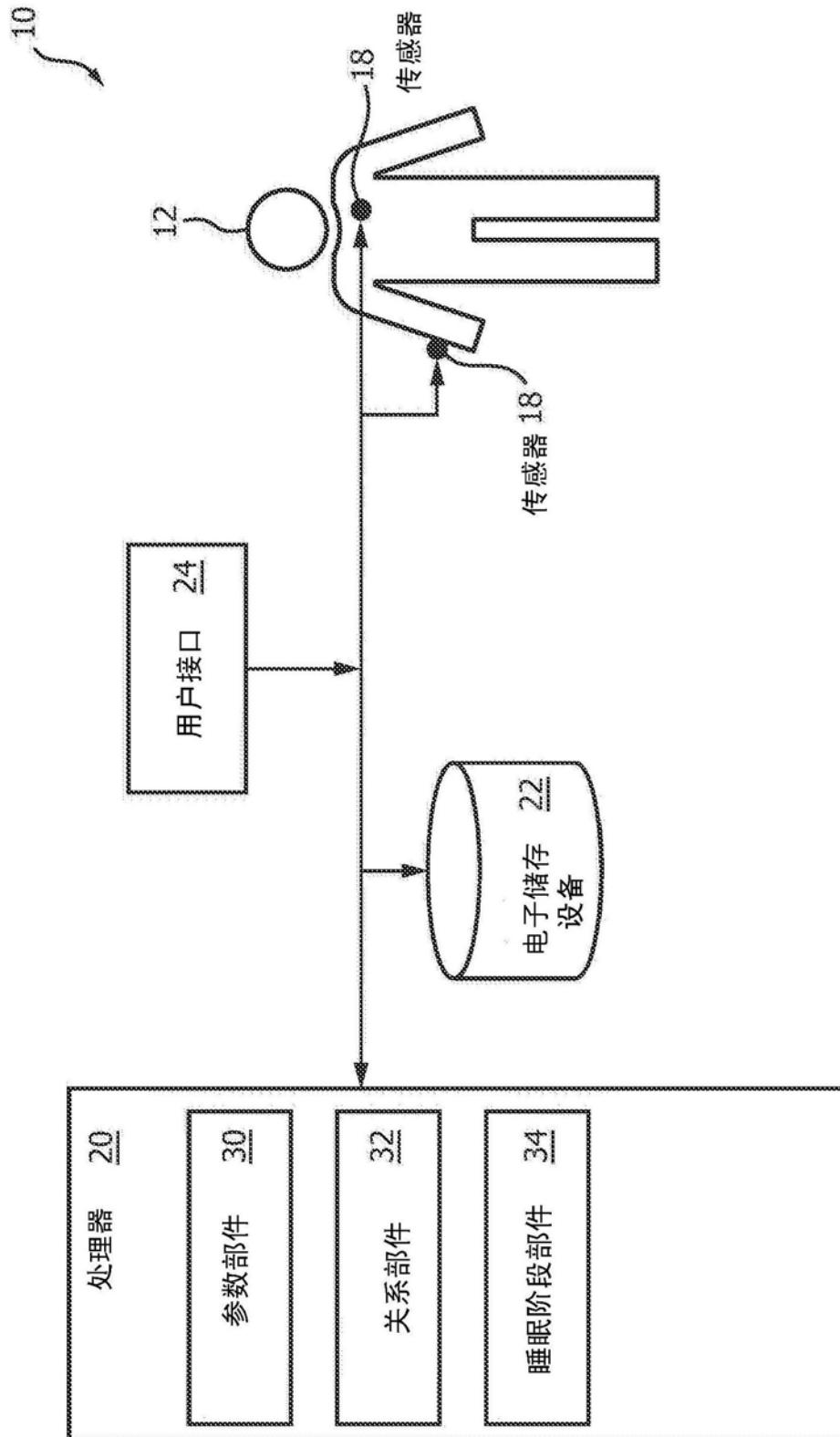


图1



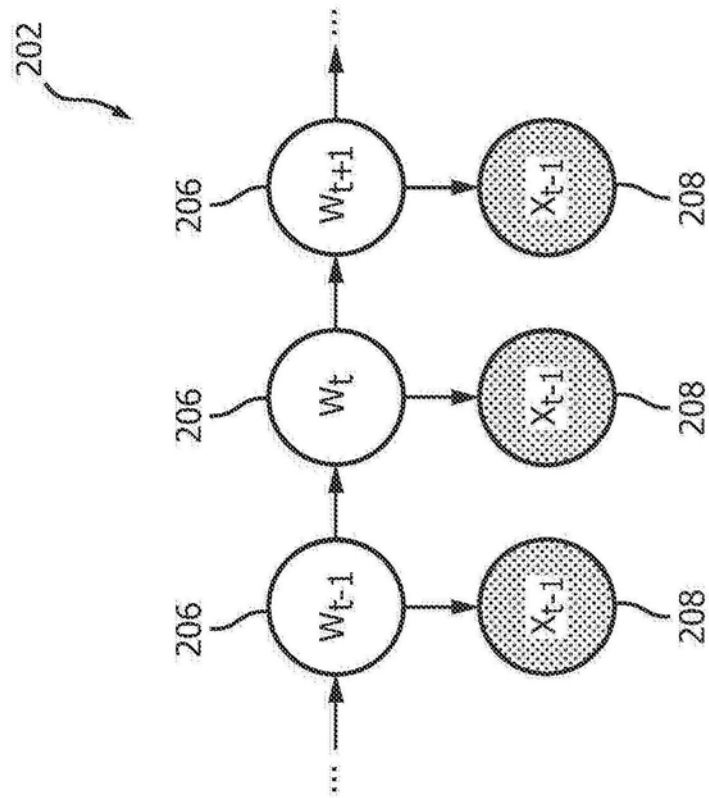


图2A

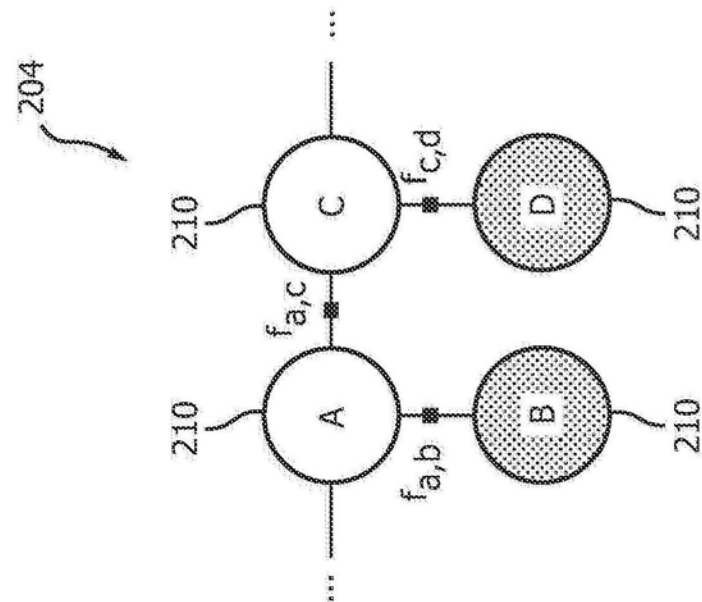


图2B

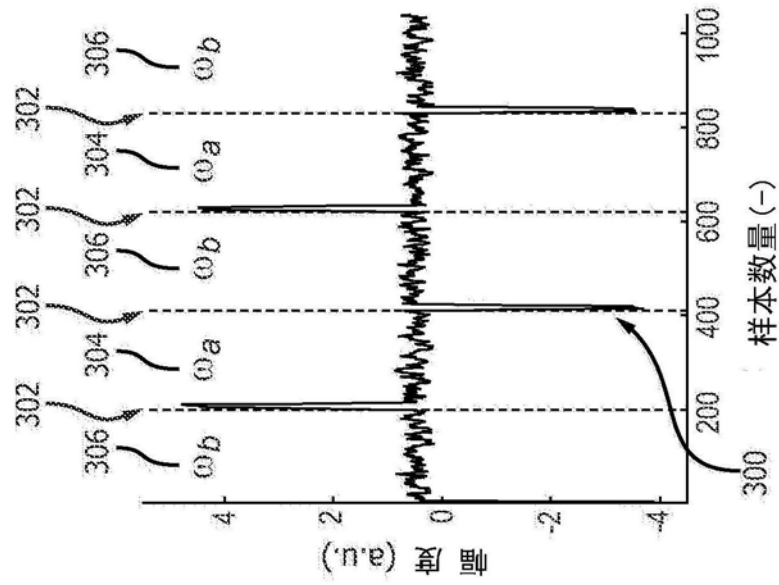


图3A

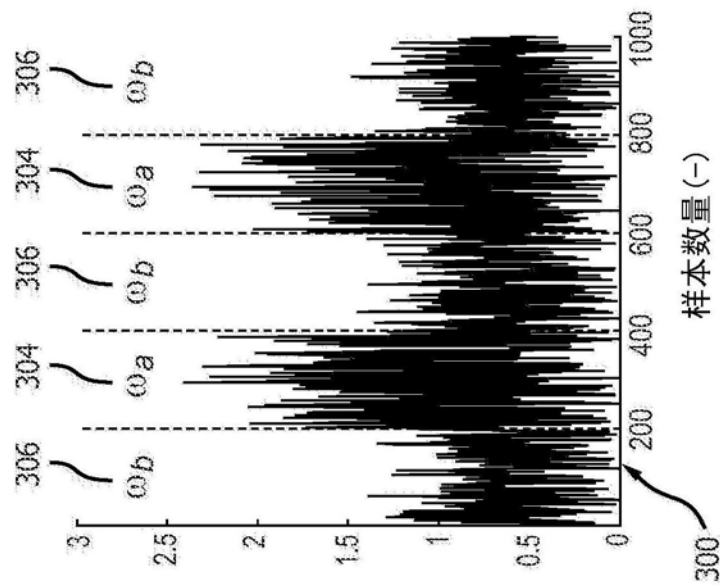


图3B

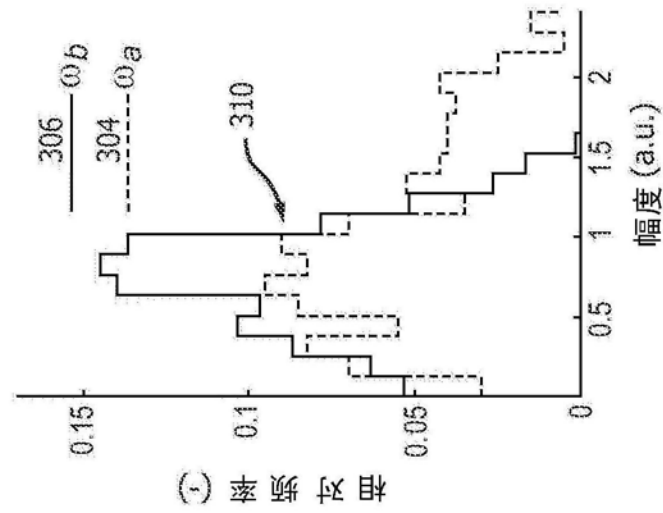


图3C

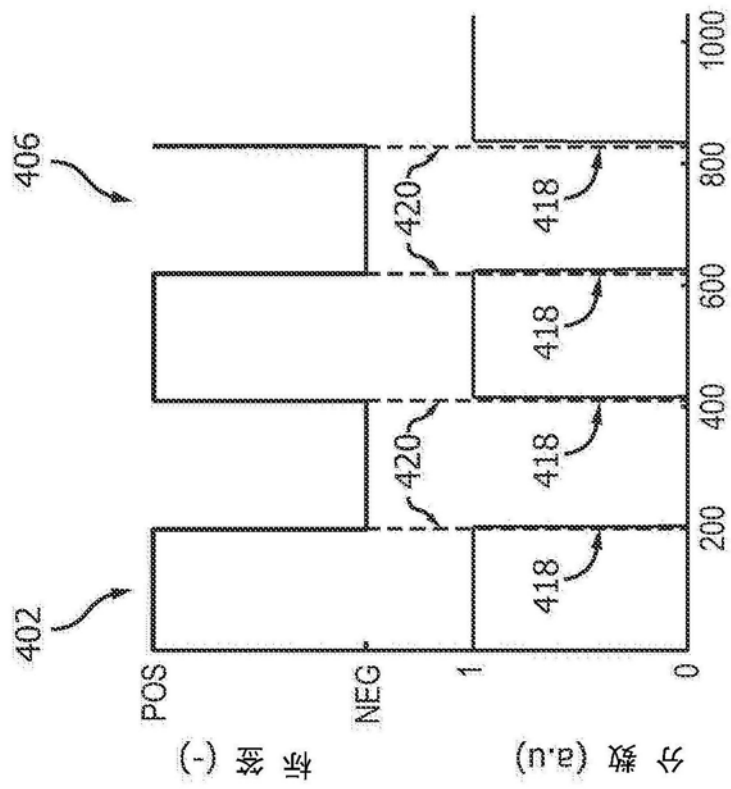


图4A

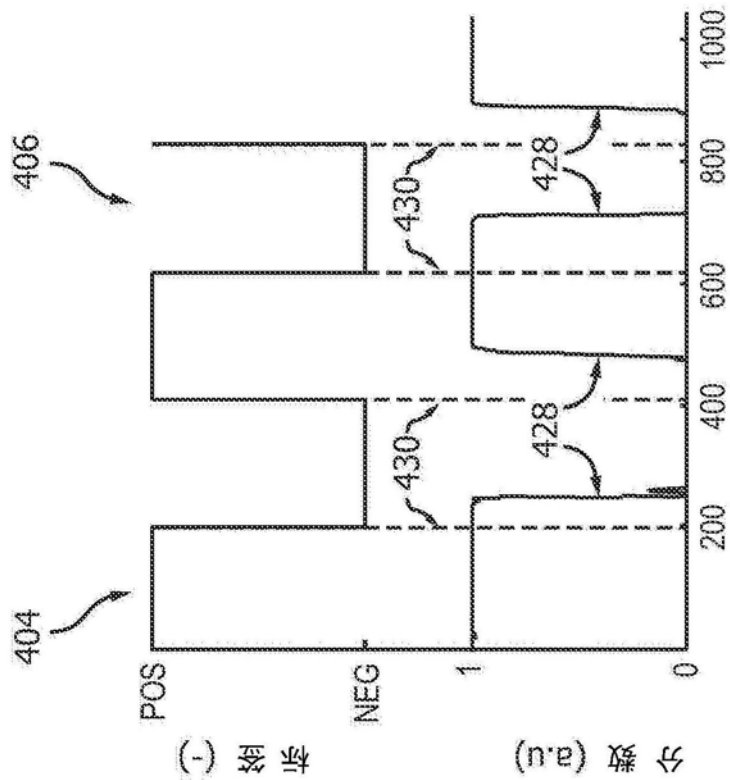


图4B

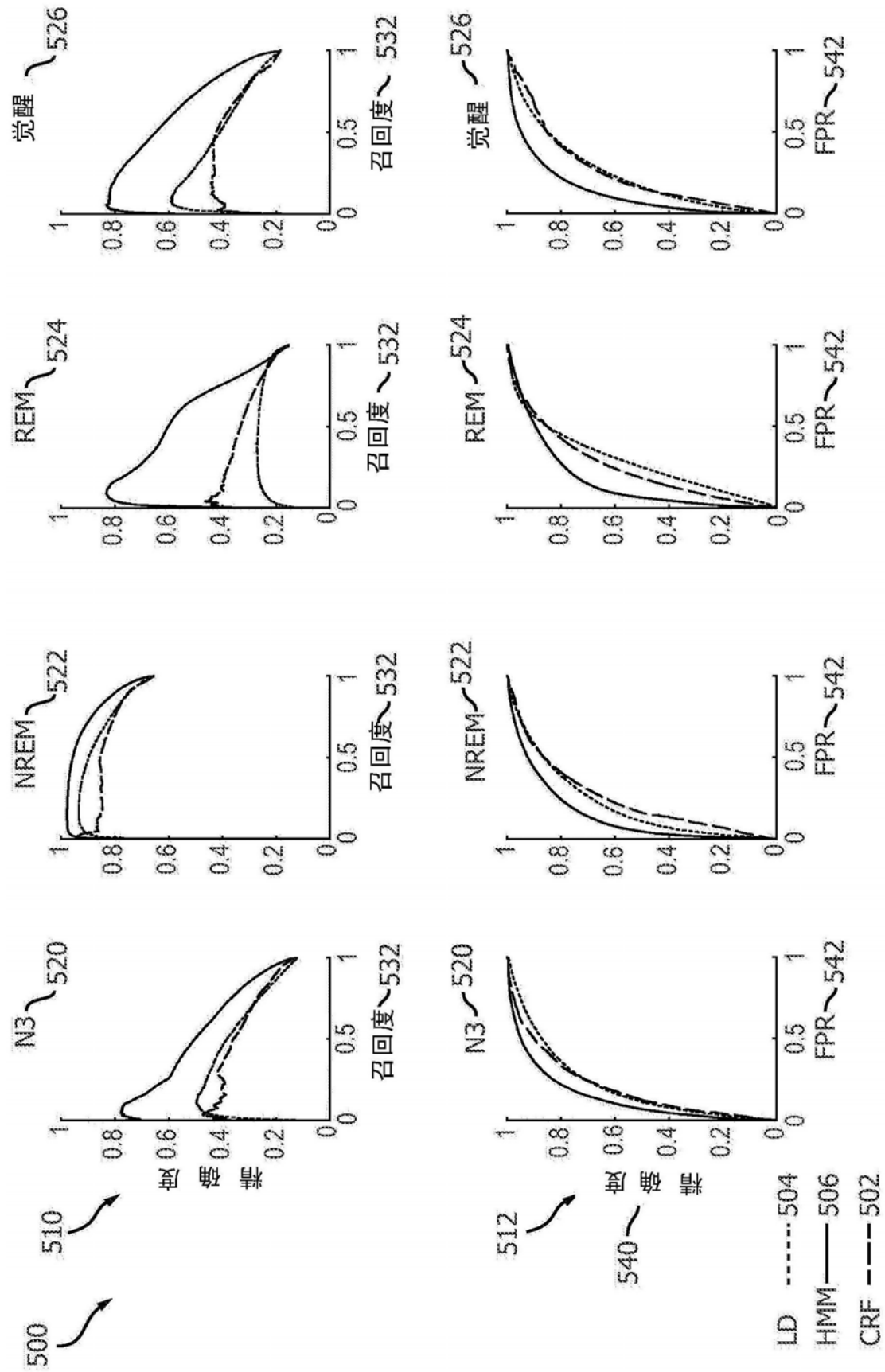


图5

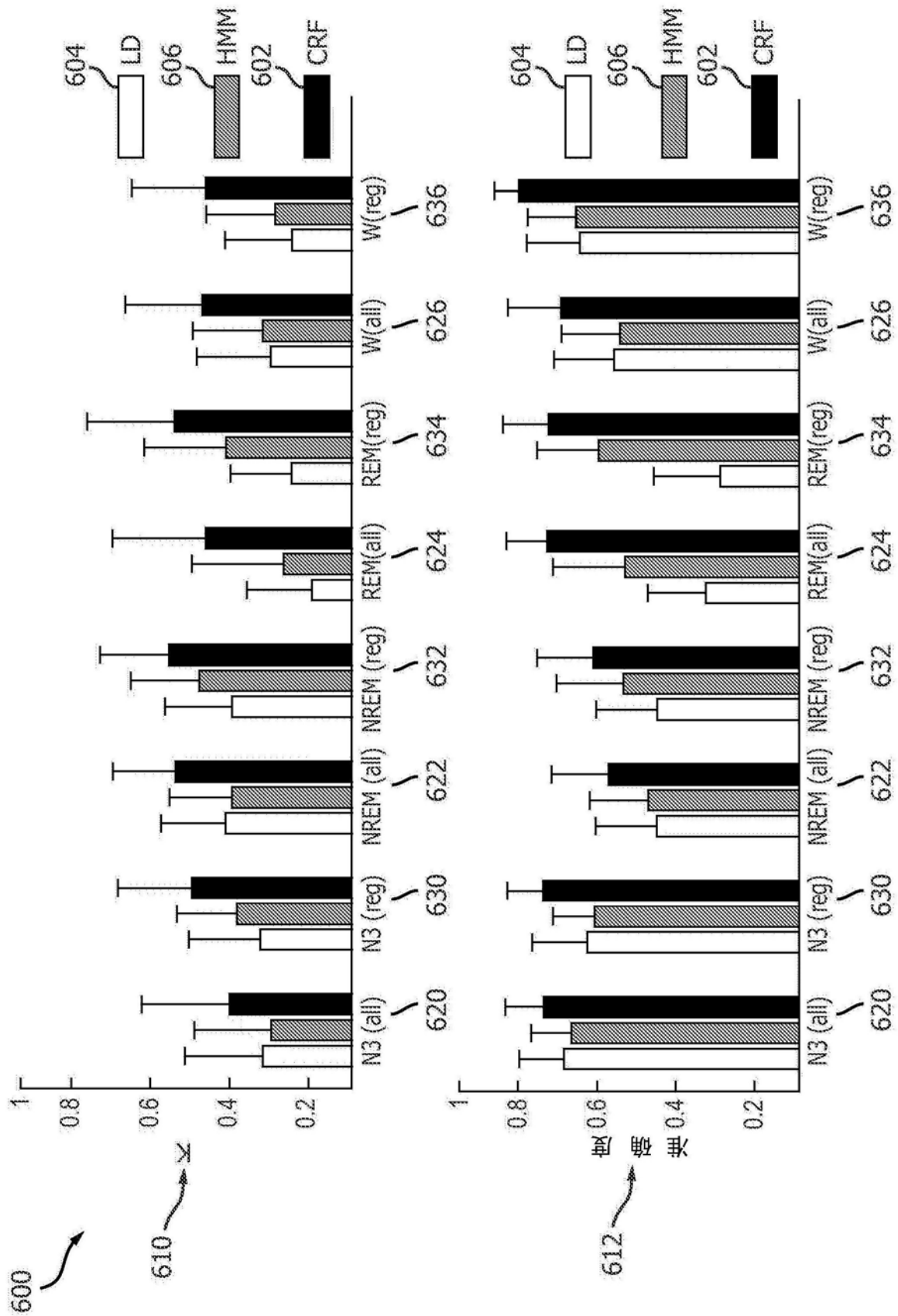


图6

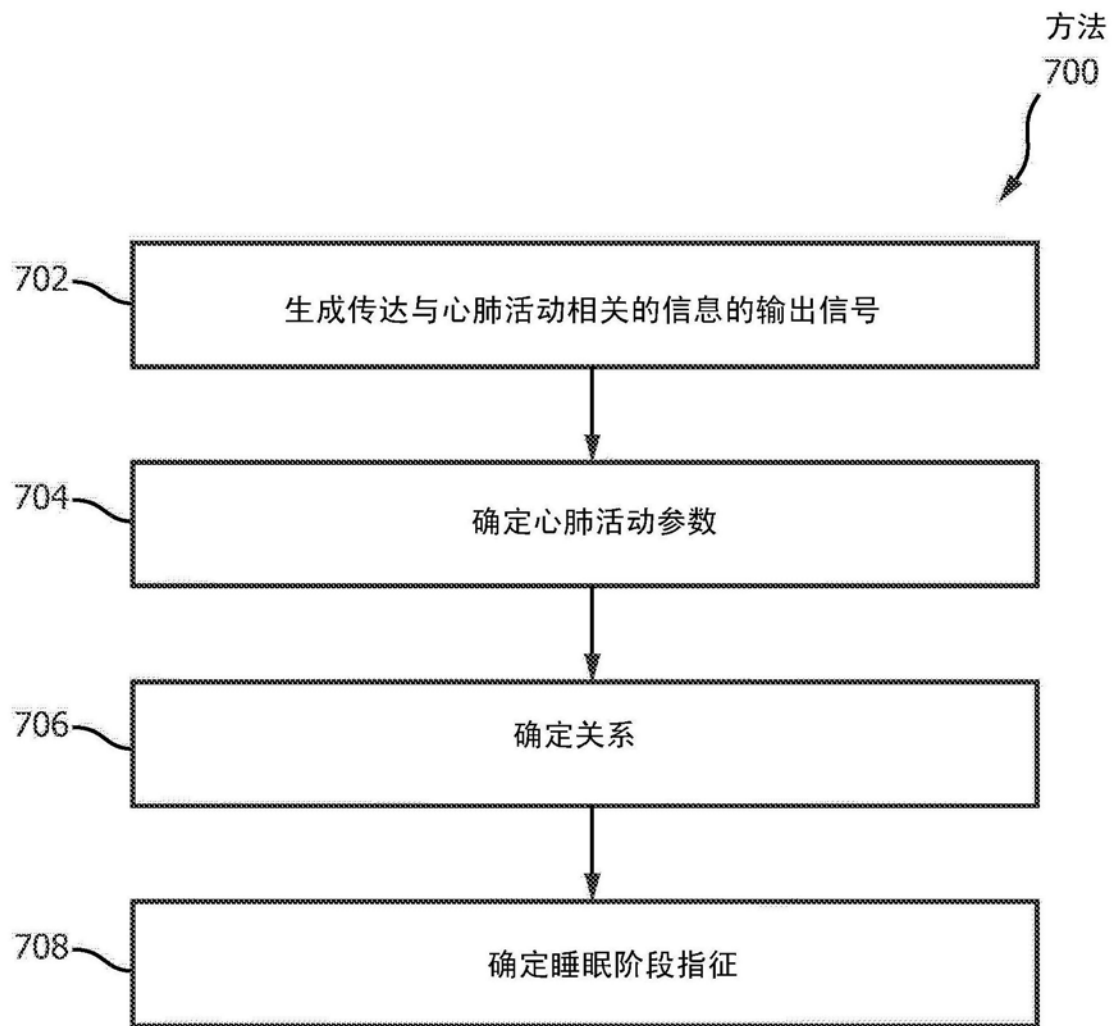


图7