



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 107106085 B

(45) 授权公告日 2021. 10. 01

(21) 申请号 201480084496.3

基迪邦·卡莎姆苏克

(22) 申请日 2014.12.30

(74) 专利代理机构 北京东方亿思知识产权代理

(65) 同一申请的已公布的文献号

有限责任公司 11258

申请公布号 CN 107106085 A

代理人 姜飞

(43) 申请公布日 2017.08.29

(51) Int.Cl.

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/11 (2006.01)

2017.06.30

A61B 5/00 (2006.01)

(86) PCT国际申请的申请数据

A61B 5/024 (2006.01)

PCT/SG2014/000624 2014.12.30

审查员 涂燕君

(87) PCT国际申请的公布数据

W02016/108751 EN 2016.07.07

(73) 专利权人 日东电工株式会社

地址 日本大阪府

(72) 发明人 凯尼·丘·丘·盛 陈威良

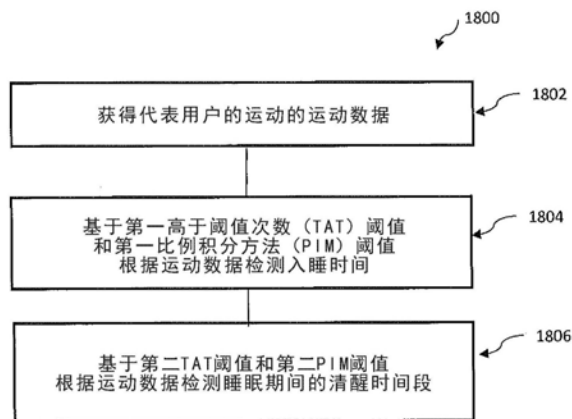
权利要求书2页 说明书10页 附图15页

(54) 发明名称

用于睡眠监测的设备和方法

(57) 摘要

本公开涉及一种用于睡眠监测的设备和方法,特别涉及用于确定入睡时间和睡眠期间的清醒时间段的设备和方法以及用于确定快速眼动(REM)睡眠和非REM(NREM)睡眠的设备和方法。用于确定入睡时间和睡眠期间的清醒时间的方法包括以下步骤:获得代表用户的运动的运动数据;基于第一高于阈值次数(TAT)阈值和第一比例积分方法(PIM)阈值根据运动数据检测入睡时间;以及基于第二TAT阈值和第二PIM阈值根据运动数据检测睡眠期间的清醒时间段。



1. 一种用于确定入睡时间和睡眠期间的清醒时间段的方法,所述方法包括以下步骤:
获得代表用户的运动的运动数据;
基于第一高于阈值次数TAT阈值和第一比例积分方法PIM阈值根据所述运动数据检测所述入睡时间;以及
基于第二TAT阈值和第二PIM阈值根据所述运动数据检测所述睡眠期间的清醒时间段;
其中,所述第一TAT阈值低于所述第二TAT阈值,并且其中,所述第一PIM阈值低于所述第二PIM阈值。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,根据所述运动数据检测所述入睡时间包括:
将所述运动数据划分成时间窗口;
确定每个时间窗口的TAT分数和PIM分数,以及
识别其中所述TAT分数和所述PIM分数低于所述第一TAT阈值和所述第一PIM阈值的窗口。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中,从所述运动数据检测所述睡眠期间的清醒时间段包括:
将所述运动数据划分成时间窗口;
确定每个时间窗口的TAT分数和PIM分数,以及
识别其中所述TAT分数和所述PIM分数超过所述第二TAT阈值和所述第二PIM阈值的窗口。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述运动数据包括多轴运动信号。
5. 根据权利要求4所述的方法,还包括使用带通滤波和均方根RMS计算来计算所述多轴运动信号的合成幅度。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述第一TAT阈值和所述第二TAT阈值是从所述运动数据导出的幅度高于加速度阈值的相应次数。
7. 根据权利要求6所述的方法,其中,所述加速度阈值在0.1至0.2G的范围内。
8. 根据权利要求7所述的方法,其中,所述加速度阈值为0.15G。
9. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述第一PIM阈值和所述第二PIM阈值是从所述运动数据导出的幅度曲线下的相应区域。
10. 根据权利要求9所述的方法,其中,所述相应区域是使用梯形规则进行估计的。
11. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述确定入睡时间和睡眠期间的清醒时间段不是基于根据所述运动数据的过零模式检测的。
12. 一种用于确定入睡时间和睡眠期间的清醒时间段的设备,所述设备包括:
传感器,用于获得代表用户的运动的运动数据;以及
处理器,用于基于第一高于阈值次数TAT阈值和第一比例积分方法PIM阈值根据所述运动数据检测所述入睡时间;以及用于基于第二TAT阈值和第二PIM阈值根据所述运动数据检测所述睡眠期间的清醒时间段;
其中,所述第一TAT阈值低于所述第二TAT阈值,并且其中,所述第一PIM阈值低于所述第二PIM阈值。
13. 根据权利要求12所述的设备,其中,根据所述运动数据检测所述入睡时间包括:
将所述运动数据划分成时间窗口;

确定每个时间窗口的TAT分数和PIM分数,以及识别其中所述TAT分数和所述PIM分数低于所述第一TAT阈值和所述第一PIM阈值的窗口。

14. 根据权利要求12所述的设备,其中,根据所述运动数据检测所述睡眠期间的清醒时间段包括:

将所述运动数据划分成时间窗口;

确定每个时间窗口的TAT分数和PIM分数,以及识别其中所述TAT分数和所述PIM分数超过所述第二TAT阈值和所述第二PIM阈值的窗口。

15. 根据权利要求12所述的设备,其中,所述运动数据包括多轴运动信号。

16. 根据权利要求15所述的设备,其中,所述处理器还被配置用于使用带通滤波和均方根RMS计算来计算所述多轴运动信号的合成幅度。

17. 根据权利要求12所述的设备,其中,所述第一TAT阈值和所述第二TAT阈值是从所述运动数据导出的幅度高于加速度阈值的相应次数。

18. 根据权利要求17所述的设备,其中,所述加速度阈值在0.1至0.2G的范围内。

19. 根据权利要求18所述的设备,其中,所述加速度阈值为0.15G。

20. 根据权利要求12所述的设备,其中,所述第一PIM阈值和所述第二PIM阈值是从所述运动数据导出的幅度曲线下的相应区域。

21. 根据权利要求20所述的设备,其中,所述相应区域是使用梯形规则进行估计的。

22. 根据权利要求12所述的设备,其中,所述确定入睡时间和睡眠期间的清醒时间段不是基于根据所述运动数据的过零模式检测的。

用于睡眠监测的设备和方法

技术领域

[0001] 本发明广泛地涉及一种用于睡眠监测的设备和方法,特别涉及用于确定入睡时间和睡眠期间的清醒时间段的设备和方法以及用于确定快速眼动(REM)睡眠和非REM(NREM)睡眠的设备和方法。

背景技术

[0002] 在晚上拥有好的睡眠是在白天有最佳表现并且保持健康和幸福的关键。

[0003] 许多研究表明,睡眠问题与各种严重的健康状况(包括抑郁症、心脏病、肥胖症、和较短的预期寿命)之间存在重大联系。仅仅是在几个晚上失去一个小时的睡眠就可能会对表现、学习技能、情绪、和安全产生显著的负面影响。睡眠超过9小时或更长时间的长夜睡眠者还会面临冠心病的风险和中风的风险。

[0004] 因此,期望有一种用于睡眠监测的个人设备。

[0005] 为了跟踪睡眠状况,本文提及的重要参数是入睡时间(Time-to-sleep)、总床上时间(Total time-in-bed)、总睡眠时间(Total sleep time)、睡眠期间的清醒时间(Time awake during sleep)、睡眠效率和睡眠质量(架构/阶段)。

[0006] 入睡时间也称为睡眠延迟或睡眠开始。没有明显睡眠剥夺(sleep deprivation)的正常人通常需要20多分钟才能睡着。参考下面的表1所示的MSLT(多次睡眠延迟测试)表,入睡时间也与睡眠剥夺相关。MSLT根据对象睡着所花费的时间提供了对象的嗜睡度(sleepiness)和他们的睡眠债务(sleep debt)的严重性。

[0007] MSLT分数

分钟	嗜睡度
0-5	严重
5-10	有问题
10-15	可管理
15-20	优秀

[0009] 表1

[0010] 总床上时间是用户在进入和退出睡眠监测模式期间在床上总共花费的记录时间。

[0011] 总睡眠时间是记录的总睡眠时间,其是总床上时间与睡眠期间的清醒时间之间的差额。

[0012] 睡眠期间的清醒时间是在睡眠期间识别出的失眠/不安的时间段以及清醒次数及其持续时间的记录。

[0013] 睡眠效率由总睡眠时间与总床上时间的比值来确定。

[0014] 睡眠质量可以由以下项中的一个或多个来确定:总睡眠时间,REM睡眠、NREM睡眠和睡眠阶段的量,运动和失眠的数量,和睡眠日记(即,对每天睡眠小时和第二天的感觉的记录,用于获知针对个人需要多少睡眠)。

[0015] REM有时也被称为“做梦”睡眠。NREM包括3个阶段,称为N1,N2和N3。

[0016] 用户的许多生理功能(例如,脑波活动、呼吸和心率)在REM睡眠期间非常多变,但在NREM睡眠中非常规则。

[0017] 已经发现,在REM睡眠期间,大脑被恢复并且捕获记忆,这允许学习发生等等。心率、血压和体温通常将会增加。一般来说,总睡眠时间的20-25%是REM睡眠。N1是失眠与睡眠之间的过渡。N2是在浅睡眠期间,其中心率较慢。一般来说,总睡眠时间的50-55%是N2睡眠。N3是在深度睡眠期间,用于恢复身体,其中体温和血压通常会降低。

[0018] 睡眠周期由连续的REM和NREM睡眠阶段组成。每个周期的平均持续时间约为90至110分钟,并且夜间正常睡眠小时约有4至6个周期(比较图1)。

[0019] 市场上有若干种用于监测睡眠效率或睡眠质量的设备。多导睡眠监测(PSG)是目前针对睡眠研究的黄金标准,用于诊断睡眠障碍。PSG包括监测许多不同的生理信号(例如,心率变异性(HRV)、呼吸、脑电图(EEG)、肌电图(EMG)、眼电图(EOG));并且它需要在睡眠专家的监督下在睡眠实验室进行。虽然PSG是睡眠诊断的重要工具,但是它是一种不舒服且昂贵的过程,特别是当需要进行多个夜晚的观察时。还开发了一些可穿戴设备以减轻这些不便。然而,那些设备通常不能准确地测量睡眠质量和睡眠效率。

[0020] 本发明的实施例提供了至少一种替代的用于睡眠监测的设备和方法。

发明内容

[0021] 根据本发明的第一方面,提供了一种用于确定入睡时间和睡眠期间的清醒时间段的方法,该方法包括以下步骤:获得代表用户的运动的运动数据;基于第一高于阈值次数(TAT)阈值和第一比例积分方法(PIM)阈值根据运动数据检测入睡时间;以及基于第二TAT阈值和第二PIM阈值根据运动数据检测睡眠期间的清醒时间段。

[0022] 根据本发明的第二方面,提供了一种用于确定入睡时间和睡眠期间的清醒时间段的设备,该设备包括:传感器,用于获得代表用户的运动的运动数据;以及处理器,用于基于第一高于阈值次数(TAT)阈值和第一比例积分方法(PIM)阈值根据运动数据检测入睡时间;以及用于基于第二TAT阈值和第二PIM阈值根据运动数据检测睡眠期间的清醒时间段。

[0023] 根据本发明的第三方面,提供了一种用于确定快速眼动(REM)睡眠和非REM(NREM)睡眠的方法,该方法包括以下步骤:获得用户的生理信号数据;将生理信号数据分解成相应的数据子集;以及基于一个或多个心率变异性(HRV)特征来检测每个数据子集中的REM睡眠和非REM(NREM)睡眠,该一个或多个HRV特征是基于每个HRV特征的自适应阈值从每个数据子集提取的。

[0024] 根据本发明的第四方面,提供了一种用于确定快速眼动(REM)睡眠和非REM(NREM)睡眠的设备,该设备包括:传感器,用于获得用户的生理信号数据;以及处理器,用于将生理信号数据分解成相应的数据子集;以及用于基于一个或多个心率变异性(HRV)特征来检测每个数据子集中的REM睡眠和非REM(NREM)睡眠,该一个或多个HRV特征是基于每个HRV特征的自适应阈值从每个数据子集提取的。

附图说明

[0025] 根据以下书面描述(仅通过示例的方式)并且结合附图,本发明的实施例将被更好地理解并且对本领域普通技术人员将是显而易见的,其中:

- [0026] 图1示出了个人的典型睡眠概况。
- [0027] 图2示出了根据示例实施例的可穿戴设备的示意性框图。
- [0028] 图3是示出根据示例实施例所获得的睡眠效率图、睡眠质量图、和最终睡眠阶段图的图示。
- [0029] 图4是示出根据示例实施例的方法的流程图。
- [0030] 图5a)和b)是分别示出根据示例实施例的图4的方法的细节的流程图和图示。
- [0031] 图6示出了根据示例实施例的参考PSG设备与使用来自生理信号的HRV特征的算法的比较数据。
- [0032] 图7a)和b)是分别示出根据示例实施例的使用连续检测的处理与使用开/关检测的处理之间的比较的图示。
- [0033] 图8a)至d)是示出根据示例实施例的REM检测和NREM检测的图示。
- [0034] 图9a)和b)是根据示例实施例分别示出TAT计算和PIM计算的图示。
- [0035] 图10是示出根据示例实施例的方法的流程图。
- [0036] 图11a)至c)是根据示例实施例分别示出原始运动数据、合成幅度数据、以及TAT分数和PIM分数的图示。
- [0037] 图12是示出根据示例实施例的睡眠开始确定的图示。
- [0038] 图13是示出根据示例实施例的睡眠期间清醒确定的图示。
- [0039] 图14是示出根据示例实施例的方法和设备的使用的流程图。
- [0040] 图15是示出根据示例实施例的包括采用手表形式的可穿戴设备的装配的示意图。
- [0041] 图16是示出根据示例实施例的包括可穿戴设备的装配的示意框图。
- [0042] 图17示出了用于图15的可穿戴设备的反射模式下的测量的优选LED-PD配置的示意图。
- [0043] 图18是示出根据示例实施例的用于确定入睡时间和睡眠期间的清醒时间段的方法的流程图。
- [0044] 图19是示出用于确定入睡时间和睡眠期间的清醒时间段的设备的示意框图。
- [0045] 图20是示出用于确定快速眼动(REM)睡眠和非REM(NREM)睡眠的方法的流程图。
- [0046] 图21是示出用于确定快速眼动(REM)睡眠和非REM(NREM)睡眠的设备的示意框图。

具体实施方式

- [0047] 本发明的实施例提供了一种用于睡眠监测的设备和方法,具体是用于确定睡眠状况,特别是睡眠阶段(REM、NREM)和/或睡眠状态和清醒状态。
- [0048] 在所描述的示例实施例中,基于心率变异性(HRV)并且通过从数据子集的平均值导出的用于确定睡眠周期的自适应阈值来确定睡眠阶段。基于加速度幅度和TAT(高于阈值次数)阈值与PIM(比例积分法)阈值的组合来识别睡眠状态和清醒状态。
- [0049] 有利地,本发明的实施例可以在功耗高效的情况下准确并有效地测量睡眠阶段,从而减少可穿戴设备的电池花费。
- [0050] 此外,所描述的示例实施例通过使用不同的阈值水平来进一步区分睡眠期间和睡眠之前的运动,有利地提供了对睡眠开始延迟(睡着所花费的时间)的准确检测。应用每个水平的严格的TAT阈值和PIM阈值来区分与失眠和睡眠相关的运动。

[0051] 在一个实施例中,通过使用运动数据(例如,由加速度计(ACC)传感器或陀螺仪测量的加速度信号)和生理信号数据(例如,由光电容积脉搏波(PPG)传感器测量的PPG信号)来同时计算睡眠期间清醒、REM睡眠、和NREM睡眠这三个阶段。

[0052] 示例实施例使用从实验数据获得的严格的TAT阈值和PIM阈值来区分当满足两个条件时与失眠和睡眠相关的运动。睡眠开始延迟的准确检测优选地通过组合使用高/低阈值水平来实现,所述高/低阈值水平被设置用于进一步区分睡眠期间的运动以及尝试入睡时的运动。有利地,高灵敏度阈值对尝试入睡时的运动敏感,低灵敏度阈值对睡眠期间的运动敏感。

[0053] 本说明书还公开了一种装置,在示例性实施例中,该装置可以位于可穿戴设备的内部和/或外部,用于执行方法的操作。这样的装置可以针对所需目的而特别构造,或可以包括通用计算机或由存储在计算机中的计算机程序选择性地激活或重新配置的其他设备。本文所呈现的算法和显示并不固有地与任何特定计算机或其它装置相关。根据本文的教导,各种通用机器可以与程序一起使用。或者,构建更专用的装置来执行所需的方法步骤可能是合适的。常规通用计算机的结构将出现在下面的描述中。此外,本说明书还隐含地公开了一种计算机程序,因为对于本领域技术人员显而易见的是,本文描述的方法的各个步骤可以通过计算机代码来实现。计算机程序不旨在限于任何特定的编程语言及其实现。应当理解,可以使用各种编程语言及其编码来实现本文所包含的本公开的教导。此外,计算机程序不旨在限于任何特定的控制流程。计算机程序还有许多其他变型,其可以在不脱离本发明的精神或范围的情况下使用不同的控制流。

[0054] 此外,可以并行执行计算机程序的一个或多个步骤,而不是依次执行。这样的计算机程序可以存储在任何计算机可读介质上。计算机可读介质可以包括例如,磁盘或光盘、存储器芯片、或适用于与通用计算机进行连接的其他存储设备。计算机可读介质还可以包括诸如互联网系统中例示的硬连线介质,或诸如在GSM移动电话系统中例示的无线介质。计算机程序在这种通用计算机上被加载和执行时有效地生成实现优选方法的步骤的装置。

[0055] 本发明也可以被实现为硬件模块。更具体地,在硬件意义上,模块是设计用于与其他组件或模块一起使用的功能硬件单元。例如,模块可以使用分立的电子组件来实现,或者它可以形成整个电子电路(例如,专用集成电路(ASIC))的一部分。还有许多其他的可能性。本领域技术人员将理解,系统还可以被实现为硬件模块和软件模块的组合。

[0056] 本文描述的发明的所描述的实施例涉及可穿戴设备,以及基于运动信号(该运动信号是用诸如ACC和/或陀螺仪之类的运动传感器从用户获得的)并且基于生理信号(该生理信号是用诸如PPG传感器之类的传感器从用户获得的)的睡眠监测的方法。

[0057] 在一个实施例中,设备可以被穿戴在用户的具有足够皮肤面积的任何位置上,以允许发光二极管光电检测器(LED-PD)布置获取PPG信号并且允许三轴ACC获取运动信号。

[0058] 图2中示出的根据示例实施例的设备200采用具有加速度计和PPG传感器的腕动计的形式。设备200根据由PPG传感器202测量的PPG信号测量心率变异性(HRV),并且检测REM/NREM睡眠。加速度计204检测运动,并且测量睡眠和睡眠期间的清醒时间、睡眠开始延迟(睡着所花费的时间)和睡眠效率(总睡眠时间/总床上时间)。

[0059] 示例实施例中的整体睡眠评估

[0060] 参考图3,在一个示例实施例中,同时进行清醒或睡眠的确定(曲线300)以及REM或

NREM的确定(曲线302),并且两者的结果被组合以提供清醒时间、REM睡眠时间和NREM睡眠时间的最终结果(曲线304)。

[0061] 示例实施例中的REM睡眠和NREM睡眠的分类

[0062] 图4示出了示例实施例中的REM睡眠和NREM睡眠的分类的流程图400。在开/关操作模式下,在3分钟持续时间内从PPG信号中提取频域和时域中的HRV特征。更具体地,在相应的3分钟的持续时间内,从PPG信号中提取低频/高频(LF/HF)比和平均心率(meanHR)的整夜数据(步骤402)。例如,LF范围可以约为0.04至0.15Hz,并且HF范围可约为0.15至0.4Hz。如本领域所理解的,LF/HF在NREM睡眠中因较大的副交感神经调节而降低,并且在REM睡眠中因较大的交感神经调节而增加。平均HR(其代表心率的变化)在NREM睡眠中降低或稳定,并且在REM睡眠中增加和变化。可选地,对LF/HF数据和平均HR数据进行平滑(步骤404),例如,对一整夜数据进行移动平均平滑。

[0063] 总睡眠数据被分成与每个估计的睡眠周期持续时间相对应的子集(步骤406),并且设置阈值(步骤408)。例如,睡眠周期估计为1小时。在示例实施例中,基于每个子集/估计的睡眠周期期间的平均值来设置阈值。

[0064] 当HRV特征大于阈值时确定REM睡眠,否则确定为NREM睡眠(步骤410-412)。如果针对落入整夜数据的初始时间段内(例如,在最初的45分钟内)的数据确定REM睡眠(步骤414),则该确定被改变为NREM(步骤412),否则保持REM确定(步骤416)。在示例实施例中,REM睡眠确定和NREM睡眠确定的组合被用来生成睡眠阶段的第一或中间结果(步骤418),其中S(i)表示每3分钟测量间隔内的睡眠阶段结果。例如,S(i)=3针对REM阶段结果,S(i)=2针对NREM阶段结果。

[0065] 通过检查3分钟测量间隔的睡眠阶段结果的最近邻居进行平滑(步骤420),从而在输出最终睡眠阶段结果之前移除假睡眠状况(步骤422)。图5a)中的流程图500中示出了示例实施例中的最近邻居检查方法的细节。在步骤502处,S(i)是将被检查的3分钟测量间隔的睡眠阶段结果。在步骤504处,确定S(i)是否与S(i-1)不相同,S(i)是否与S(i+1)不相同,以及S(i-1)是否与S(i+1)相同。如果满足所有条件,则S(i)被S(i-1)或S(i+1)(注意,如果满足条件,则S(i-1)=S(i+1))替代,参见步骤506。否则,保持S(i),即S(i)=S(i),参见步骤508。图5b)是示出根据示例实施例的在假睡眠阶段移除之前和之后的睡眠阶段结果的图示510、512。

[0066] 图6示出了根据示例实施例的参考PSG设备(“PSG REM%”和“PSG NREM%”)与使用来自生理信号的HRV特征的算法(“算法REM%”和“算法NREM%”)的比较数据。

[0067] 如上所述,在示例实施例中,在3分钟开/关持续时间内从PPG信号中提取HRV特征。连续监控可能被认为是理想的,但其消耗电池。发明人意外地发现,与连续监测相比,开/关持续时间内(例如,3分钟开/关持续时间内)的测量可以提供类似的结果。图7a)和b)分别示出了基于连续监测(即,每3分钟持续时间有135个窗口)和基于开/关持续时间(这里在相同总时间段下,每3分钟有68个窗口)的结果。因此,在保持可接受的准确度的同时,可以有利地减少根据示例性实施例的可穿戴设备的功率消耗。

[0068] 根据示例实施例的睡眠周期结果

[0069] 在示例实施例中,睡眠周期估计为1小时,并且实验结果显示与PSG参考相比有紧密关系。通过估计睡眠周期为1小时,我们使得计算过程简单并且有效。图8a)至d)是分别示

出PSG参考数据(曲线800)、根据示例实施例的LF/HF比测量数据(曲线802)、根据示例实施例的平均HR测量数据(曲线804)、和根据示例实施例的睡眠阶段的算法输出(曲线806)的图示。在图8b)和c)中,还示出了每个估计的睡眠周期子集的自适应阈值(例如,808、810)。

[0070] 根据示例实施例的睡眠清醒评估

[0071] 如图9a)所示,在示例实施例中,TAT(高于阈值次数)对加速度幅度高于设置的阈值(在一个示例中,设置约为0.15G,在不同的实施例中,设置的范围约为0.1-0.2G)的次数进行计数,即,TAT反映运动的持续时间和频率。

[0072] 如图9b)所示,在示例实施例中,PIM(比例积分法)对加速度幅度信号进行积分,并且使用图9b)所示的公式来计算曲线下的面积。

[0073] 通过使用TAT和PIM两者,示例实施例的结果有利地反映了运动的几乎所有重要因子,包括持续时间、频率、加速度和幅度。

[0074] 另一方面,发明人意外地发现,现有技术中经常使用的ZCM(过零模式,Zero Crossing Mode)参数不能充分描述运动并且提供较少的与抽搐(jerk)或辗转(toss)运动有关的信息。这在下面的表2中示出。

[0075]

运动	TAT分数	PIM分数	ZCM分数
抽搐(1x)	0	12	5
抽搐(3x)	0	17	16
快速辗转(1x)	147	100	3
快速辗转(2x)	417	226	2
慢速辗转(1x)	118	74	3
慢速辗转(2x)	346	158	6

[0076] 表2

[0077] 睡眠期间的大运动(即,辗转)在浅睡眠和深度睡眠期间被认为是非常罕见的,因为身体变得放松以进行物理修复。然而,可能有突然的肌肉抽搐,而这些与清醒无关。

[0078] 在示例实施例中,用于检测睡眠期间清醒的较低灵敏度水平的阈值被设置为睡眠期间“慢速辗转(1x)”对应的TAT分数和PIM分数的值的90%,再次指出,示例实施例确实故意不使用ZCM分数,由于上述并且在表2中说明的原因。

[0079] 对于非常小的运动(即,抽搐),TAT和PIM的值非常低。在示例实施例中,阈值基于“抽搐(1x)”的值被设置在较高灵敏度水平以识别小的运动。因为小的运动不太可能与清醒时做出的运动有关,所以在示例性实施例中这些较高灵敏度水平的阈值被用来识别入睡时间。

[0080] 如上所述,对于较大的运动(即,辗转),TAT和PIM的值要高得多。阈值被设置在较低灵敏度水平以识别较大的运动(在示例实施例中,较大的运动与睡眠期间的不安/失眠更好地相关)从而识别睡眠期间的失眠/不安(本文也称为睡眠期间的清醒时段、或睡眠期间清醒)。

[0081] 在一个实施例中,TAT和PIM的较高灵敏度阈值水平分别被设置为1和10,TAT和PIM的较低灵敏度阈值水平分别被设置为100和62。再次注意,在示例实施例中,为了识别睡眠期间清醒状态和入睡时间,需要满足从TAT分数和PIT分数导出的两个标准,以有利地使结果更准确。在该示例性实施例中,不使用ZCM分数。

[0082] 图10是示出根据示例实施例的睡眠期间清醒状态和入睡时间确定算法的流程图1000。图11a)至c)是示出在示例实施例中获得的原始3轴运动数据(图示1100)、所计算出的合成幅度信号(曲线1102)、和相应的1分钟时段内的TAM分数和PIM分数(图示1104)的图示。

[0083] 返回图10,在整个睡眠持续时间内,以每秒20个样本从腕部穿戴的3轴加速度计收集加速度幅度数据(步骤1002)。在带通滤波(步骤1004)之后,通过RMS来计算3轴加速度幅度的合成结果(步骤1006)。在示例实施例中感兴趣的频率范围约为0.16至2.5Hz。加速度幅度每60秒处理一次,从而导出TAT和PIM活动记录器分数(步骤1008)。

[0084] 在示例实施例中,可以计算六个睡眠参数。六个参数是入睡时间、清醒次数、实际睡眠时间段期间的总清醒时间、总睡眠时间、总床上时间、和睡眠效率。

[0085] 基于高灵敏度阈值来识别入睡时间(睡眠开始延迟)(步骤1010和1012)。如果TAT分数和PIM分数都低于高灵敏度阈值,则60秒窗口被分类为平静期,而平静期必须满足连续的“N”个窗口,即,很少或没有运动的N个窗口。在示例实施例中,N可以约为5-20,优选地约为8-15。当TAT分数和PIM分数超过预定的低灵敏度阈值时,识别睡眠期间的清醒时间段(步骤1010和1014)。如果TAT和PIM都高于低灵敏度阈值,则60秒窗口被分类为睡眠期间的清醒时间段。

[0086] 图12示出了根据示例实施例所测量的TAT分数和PIM分数,示出了基于低灵敏度阈值确定的连续N个窗口(在示例实施例中为分钟)1200,以及随后(即,睡着后)的高灵敏度阈值的应用(在编号1202处示出)。水平线1204、1206分别示出了TAT和PIM的低灵敏度阈值。图13示出了根据示例实施例的在延长的时间段内测量的TAT分数,注意,水平线1300、1302分别示出了TAT和PIM的高灵敏度阈值。

[0087] 通过计算总睡眠时间/总床上时间来确定睡眠效率。可以为睡眠效率、MSLT分数、睡眠债务、和最佳警报功能提供可行的反馈。如果睡眠效率大于85%,根据目前的了解可以认为是正常的。MSLT分数可以被用来显示用户的睡眠剥夺有多严重。睡眠债务显示用户是否获得足够的睡眠小时。在示例实施例中,可以设置最佳警报功能并且可以使用振动。

[0088] 根据示例实施例的使用流程图

[0089] 图14是示出根据示例实施例的设备和方法的使用的流程图(1400)。睡眠质量的HRV特征(meanHR和LF/HF比值)根据整夜的生理信号传感器数据被实时计算。一旦用户退出睡眠模式,则在步骤1402、步骤1404(由于开/关而得到6分钟分辨率阶段)和步骤1406(将6分钟分辨率转换为1分钟分辨率睡眠阶段)处示出的睡眠阶段(REM/NREM)的数据处理开始。睡眠效率数据(即,确定睡眠期间清醒/睡眠阶段)根据运动传感器数据被实时计算,如步骤1408所示。一旦用户退出睡眠模式,则步骤1410处的用于获得1分钟分辨率阶段的数据处理开始。在步骤1412处,将结果组合,以便在步骤1414处,输出最终睡眠阶段结果。

[0090] 图15示出了根据示例实施例的包括采用手表1501形式的可穿戴设备的装配1500。应当理解,在不同的实施例中,设备还可以采用适合于穿戴在用户的身体的任何部分(例如,他/她的手臂、腰部、臀部或脚部)上的任何其他形式。手表1501从用户获得生理测量和运动数据、处理数据、呈现(一个或多个)结果、并且将(一个或多个)结果无线地传输到装配1500的电信设备(例如,移动电话1502或其他便携式电子设备、或计算设备,例如,台式计算机、膝上型计算机、标签计算机等)。

[0091] 图16示出了根据示例实施例的包括可穿戴设备1601的装配1600的示意框图,用于

从用户获得生理测量结果并且去除生理测量结果中的假象。设备1601包括第一信号感测模块1602(例如,加速度计或陀螺仪),用于获得用户的运动信息。

[0092] 可以适用于设备中的优选加速度计的一个非限制性示例是可从飞思卡尔半导体公司获得的三轴加速度计MMA8652FC。该加速度计可以提供利用单个封装在所有三个方向上测量加速度的优点。或者,可以在不同的实施例中使用旨在提供三轴感测的若干个单轴加速度计。

[0093] 设备1601还包括第二感测模块1603(例如,LED-PD模块),用于获得用户的生理信号。设备1601还包括数据处理和计算模块1604(例如,处理器),其被布置为接收和处理来自信号感测模块1602的加速度信息以及来自测量模块1603的生理信号。设备1601还包括显示单元1606,用于向设备1601的用户显示结果,并且用于通过触摸屏技术接收用户输入。该实施例中的设备1601还包括无线传输模块1608,被布置成与装配1600的电信设备1610进行无线通信。电信设备1610包括无线接收器模块1612和显示单元1614,该无线接收器模块1612用于从可穿戴设备1601接收信号,该显示单元1614用于向电信设备1610的用户显示结果并且用于通过触摸屏技术接收用户输入。

[0094] 图17示出了用于采用手表1701形式的可穿戴设备的反射模式下的测量的优选LED-PD配置的示意图。测量是基于被反射回两个PD 1702、1404的LED 1700的光量。可以适用于设备中的优选LED-PD模块的一个非限制性示例由与一个或多个PD(例如,环境光传感器TEMD5510FX01)配对的一个LED(例如,OneWhite表面贴装PLCC-2LED指示灯ASMT-UWB1-NX302)组成。或者,LED-PD模块可以由与一个或多个PD配对的多个LED组成。

[0095] 图18是示出根据示例实施例的用于确定入睡时间和睡眠期间的清醒时间段的方法的流程图1800。在步骤1802处,获得代表用户的运动的运动数据。在步骤1804处,基于第一高于阈值次数(TAT)阈值和第一比例积分方法(PIM)阈值根据运动数据检测入睡时间。在步骤1806处,基于第二TAT阈值和第二PIM阈值根据运动数据检测睡眠期间的清醒时间段。

[0096] 第一TAT阈值和第二TAT阈值可以是不同的。第一TAT阈值可以低于第二TAT阈值。

[0097] 第一PIM阈值和第二PIM阈值可以是不同的。第一PIM阈值可以低于第二PIM阈值。

[0098] 根据运动数据检测入睡时间可以包括将运动数据划分成时间窗口;确定每个时间窗口的TAT分数和PIM分数,以及识别其中TAT分数和PIM分数低于第一TAT阈值和第一PIM阈值的窗口。

[0099] 根据运动数据检测睡眠期间的清醒时间段可以包括将运动数据划分成时间窗口;确定每个时间窗口的TAT分数和PIM分数,以及识别其中TAT分数和PIM分数超过第二TAT阈值和第二PIM阈值的窗口。

[0100] 运动数据可以包括多轴运动信号。该方法还可以包括使用带通滤波和均方根(RMS)计算来计算多轴运动信号的合成幅度。

[0101] 第一TAT阈值和第二TAT阈值可以从运动数据导出的幅度高于加速度阈值的相应次数。加速度阈值可以在0.1至0.2G的范围内,优选地约为0.15G。

[0102] 第一PIM阈值和第二PIM阈值可以从运动数据导出的幅度曲线下的相应区域。相应区域可以是使用梯形规则进行估计的。

[0103] 确定入睡时间和睡眠期间的清醒时间段可以不是基于根据运动数据的过零模式检测的。

[0104] 图19是示出用于确定入睡时间和睡眠期间的清醒时间段的设备1900的示意框图。设备1900包括传感器1902,用于获得代表用户的运动的运动数据;以及处理器1904,用于基于第一高于阈值次数(TAT)阈值和第一比例积分方法(PIM)阈值根据运动数据检测入睡时间;以及用于基于第二TAT阈值和第二PIM阈值根据运动数据检测睡眠期间的清醒时间段。

[0105] 第一TAT阈值和第二TAT阈值可以是不同的。第一TAT阈值可以低于第二TAT阈值。

[0106] 第一PIM阈值和第二PIM阈值可以是不同的。第一PIM阈值可以低于第二PIM阈值。

[0107] 根据运动数据检测入睡时间可以包括将运动数据划分成时间窗口;确定每个时间窗口的TAT分数和PIM分数,以及识别其中TAT分数和PIM分数低于第一TAT阈值和第一PIM阈值的窗口。

[0108] 根据运动数据检测睡眠期间的清醒时间段可以包括将运动数据划分成时间窗口;确定每个时间窗口的TAT分数和PIM分数,以及识别其中TAT分数和PIM分数超过第二TAT阈值和第二PIM阈值的窗口。

[0109] 运动数据可以包括多轴运动信号。处理器还可以被配置用于使用带通滤波和均方根(RMS)计算来计算多轴运动信号的合成幅度。

[0110] 第一TAT阈值和第二TAT阈值可以是运动数据导出的幅度高于加速度阈值的相应次数。加速度阈值可以在0.1至0.2G的范围内,优选地约为0.15G。

[0111] 第一PIM阈值和第二PIM阈值可以是运动数据导出的幅度曲线下的相应区域。相应区域可以是使用梯形规则进行估计的。

[0112] 确定入睡时间和睡眠期间的清醒时间段可以不是基于根据运动数据的过零模式检测的。

[0113] 图20是示出用于确定快速眼动(REM)睡眠和非REM(NREM)睡眠的方法的流程图2000。在步骤2002处,获得用户的生理信号数据。在步骤2004处,将生理信号数据分解成相应的数据子集。在步骤2006处,基于一个或多个心率变异性(HRV)特征来检测每个数据子集中的REM睡眠和非REM(NREM)睡眠,该一个或多个HRV特征是基于每个HRV特征的自适应阈值从每个数据子集提取的。

[0114] 检测REM睡眠和NREM睡眠可以包括在数据子集内的相应时间窗口中检测REM睡眠。时间窗口可以对应于针对生理信号数据的检测器的开启阶段,检测器以开/关操作模式进行操作。开启阶段可以约为3分钟,并且检测器可以以约50%的开/关操作模式进行操作。

[0115] 在每个时间窗口中,可以基于自适应阈值来检测REM睡眠和NREM。

[0116] 该方法还可以包括在检测到的REM睡眠处于所获得的生理信号数据的初始时间段内时,将检测到的REM睡眠改变为检测到的NREM睡眠。初始时间段可以约为45分钟。

[0117] 该方法还可以包括将一个时间窗口的REM睡眠和NREM睡眠检测结果与其最近的相邻时间窗口的相应结果进行比较。该方法可以包括如果所述检测结果类似于最近的相邻时间窗口的相应结果,则维持所述一个窗口中的检测结果,否则改变所述检测结果。

[0118] HRV特征可以包括从生理信号数据导出的平均心率(meanHR)和低频/高频(LF/HF)比值。

[0119] 第一自适应阈值可以是每个数据子集中的第一HRV特征的平均值。第二自适应阈值可以是每个数据子集中的第二HRV特征的平均值。如果第一HRV特征高于第一自适应阈值并且第二HRV特征高于第二自适应阈值,则可以检测为REM睡眠,否则可以检测为NREM睡眠。

[0120] 图21是示出用于确定快速眼动(REM)睡眠和非REM(NREM)睡眠的设备2100的示意框图。设备2100包括传感器2102,用于获得用户的生理信号数据;以及处理器2104,用于将生理信号数据分解成相应的数据子集;以及用于基于一个或多个心率变异性(HRV)特征来检测每个数据子集中的REM睡眠和非REM(NREM)睡眠,该一个或多个HRV特征是基于每个HRV特征的自适应阈值从每个数据子集提取的。

[0121] 检测REM睡眠和NREM睡眠可以包括在数据子集内的相应时间窗口中检测REM睡眠。时间窗口可以对应于针对生理信号数据的检测器的开启阶段,检测器以开/关操作模式进行操作。开启阶段可以约为3分钟,并且检测器可以以约50%的开/关操作模式进行操作。

[0122] 在每个时间窗口中,可以基于自适应阈值来检测REM睡眠和NREM。

[0123] 处理器2104还可被配置用于在检测到的REM睡眠处于所获得的生理信号数据的初始时间段内时,将检测到的REM睡眠改变为检测到的NREM睡眠。初始时间可以约为45分钟。

[0124] 处理器2104还可以被配置用于将一个时间窗口的REM睡眠和NREM睡眠检测结果与其最近的相邻时间窗口的相应结果进行比较。处理器2104可以被配置用于如果所述检测结果类似于最近的相邻时间窗口的相应结果,则维持所述一个窗口中的检测结果,否则改变所述检测结果。

[0125] HRV特征可以包括从生理信号数据导出的平均心率(meanHR)和低频/高频(LF/HF)比值。

[0126] 第一自适应阈值可以是每个数据子集中的第一HRV特征的平均值。第二自适应阈值可以是每个数据子集中的第二HRV特征的平均值。如果第一HRV特征高于第一自适应阈值并且第二HRV特征高于第二自适应阈值,则可以检测为REM睡眠,否则可以检测为NREM睡眠。

[0127] 本领域技术人员将理解,在不脱离宽泛描述的本发明的精神或范围的情况下,可以对具体实施例中所示出的本发明做出多种变化和/或修改。因此,实施例在所有方面被认为是说明性的而不是限制性的。此外,本发明包括特征的任何组合,特别是专利权利要求中的特征的任何组合,即使特征或特征的组合在专利权利要求或实施例中没有明确指定。

[0128] 例如,虽然在一些实施例中描述了腕部穿戴的设备,但是设备可以穿戴在用户的手臂、臀部、腰部或脚部的任何部分上。

[0129] 此外,根据目前了解的人类睡眠行为,心率和血压的降低发生在NREM睡眠期间。在REM睡眠中,心血管活动有更多变化,可导致血压和心率的总体升高。所描述的示例实施例采用平均HR和LF/HF作为HRV特征。然而,应当理解,在不同的实施例中,可以附加地或替代地应用不同的HRV特征(例如,感兴趣时间段的心率的标准偏差(SDHR)、与感兴趣时间段的先前(NN)不同的NN间隔 $>50\text{ms}$ 的百分比(PNN50)、感兴趣时间段的NN间隔的连续差值的均方根(RMSSD)、和血流特征(例如,感兴趣时间段的平均脉搏压力(平均PP)、感兴趣时间段的脉搏压力的平均标准偏差(ASDPP))),从而提高性能。

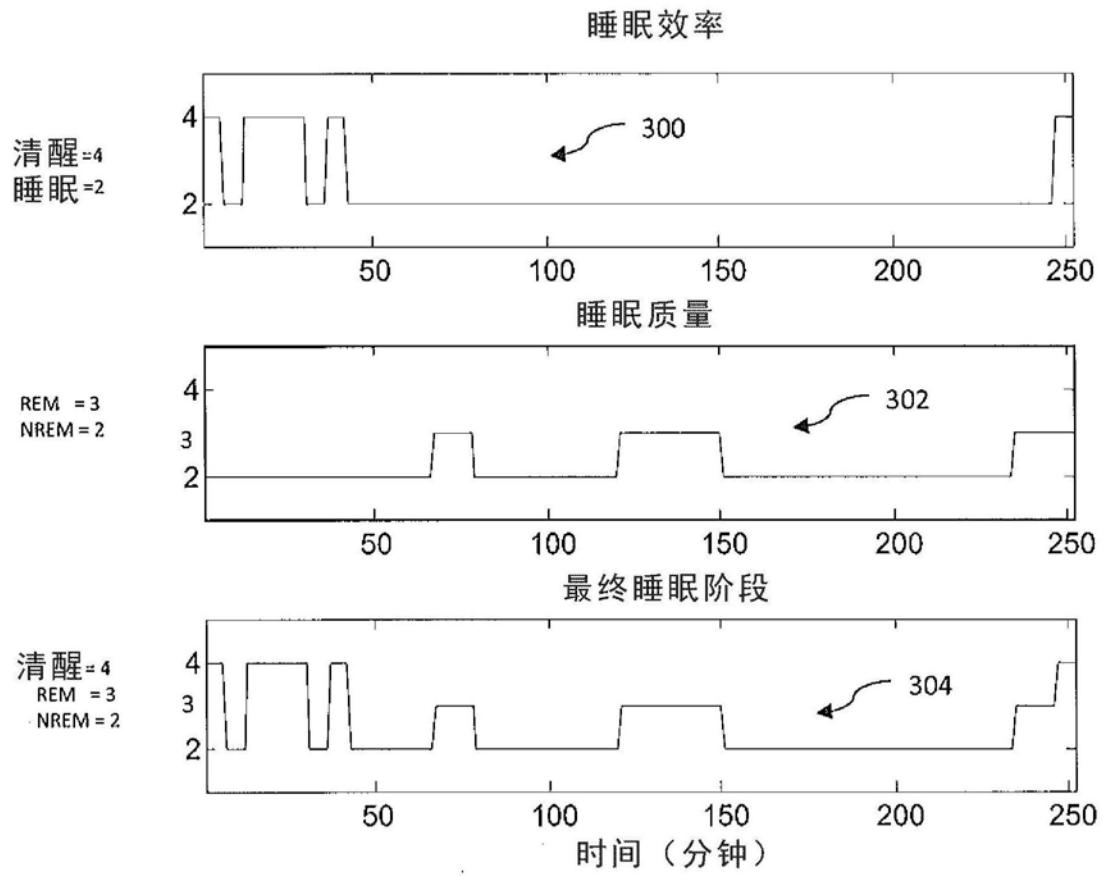


图3

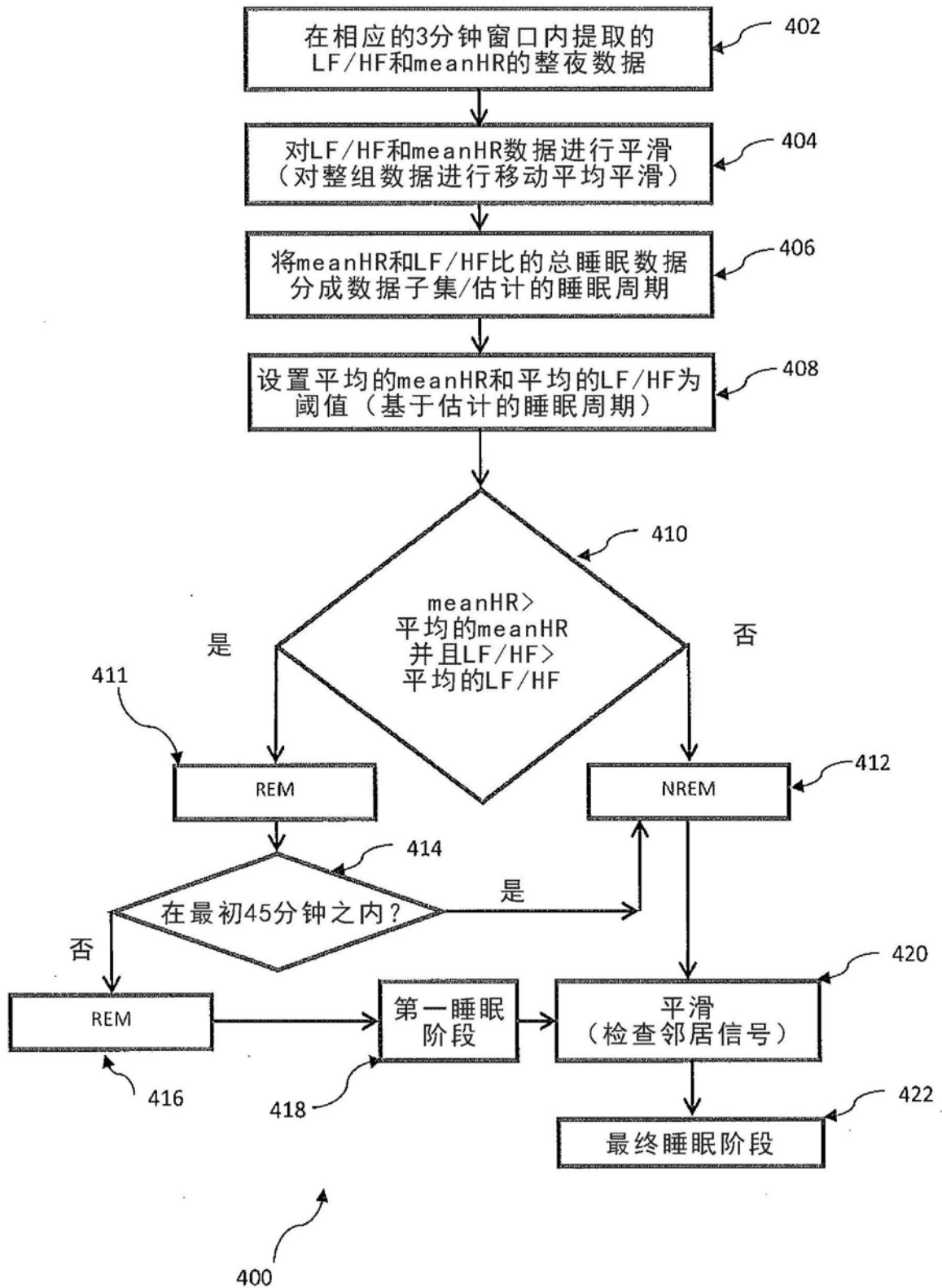
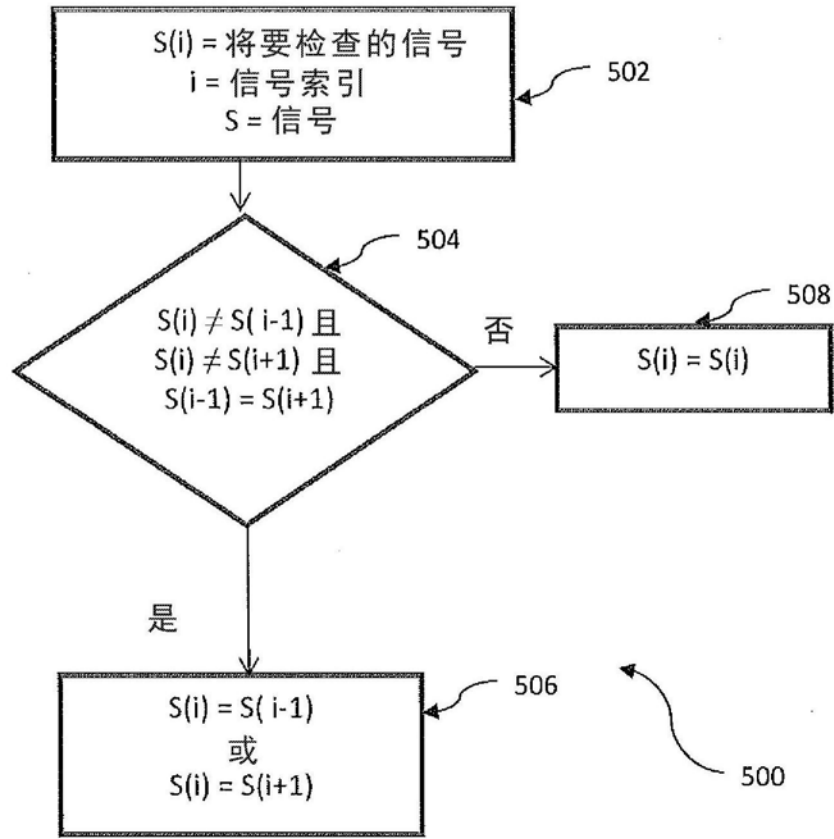
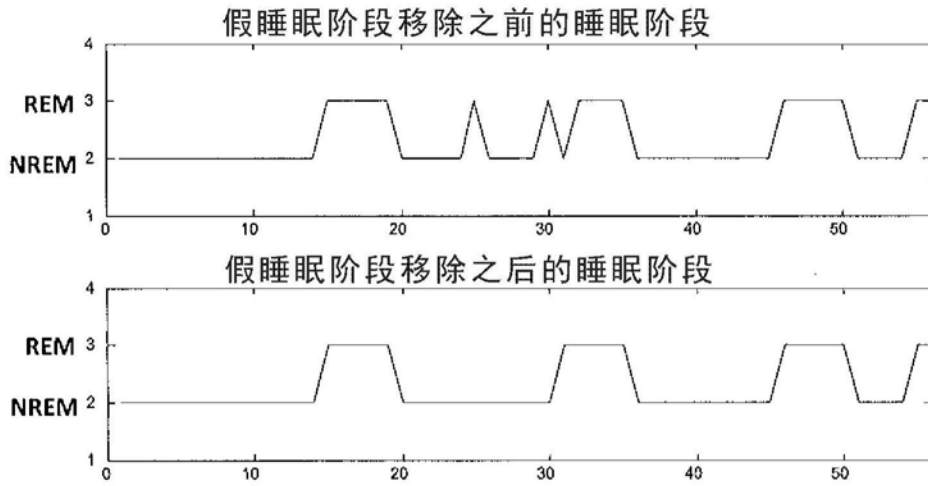


图4



a)



b)

图5

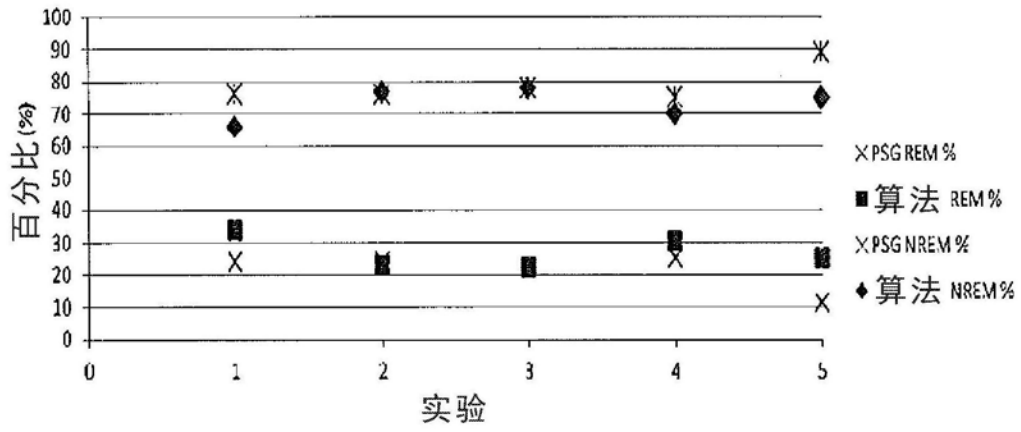


图6

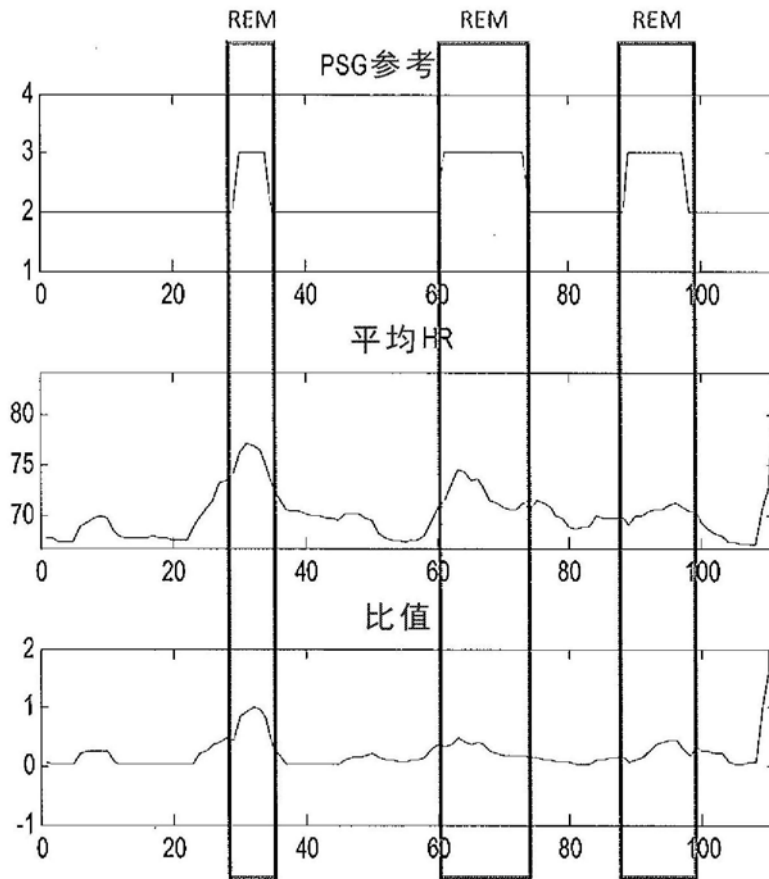


图7a)

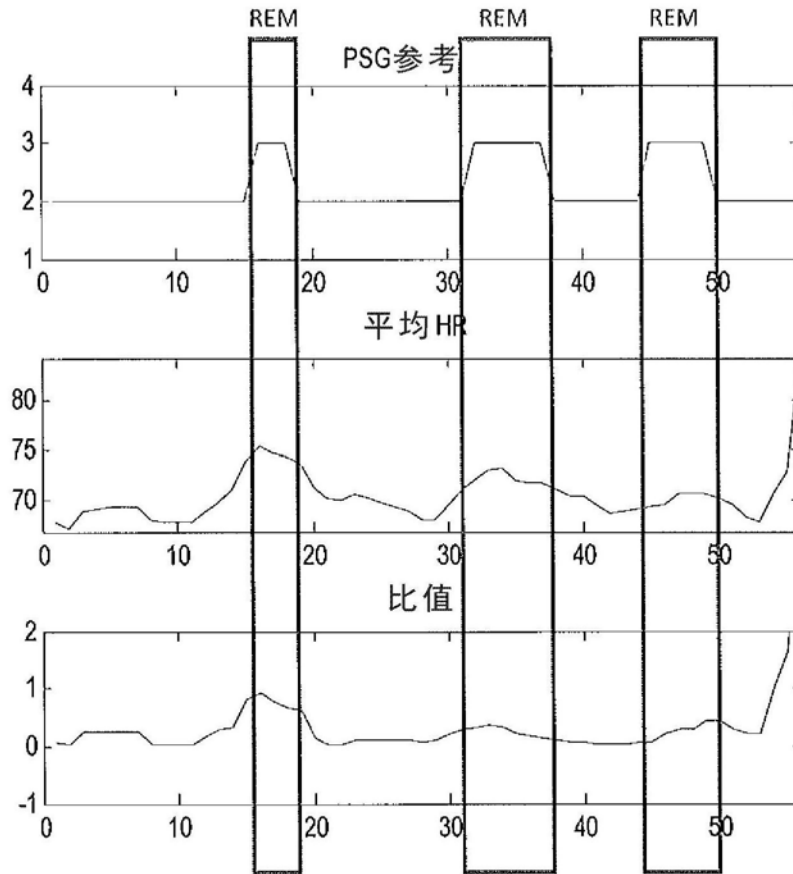


图7b)

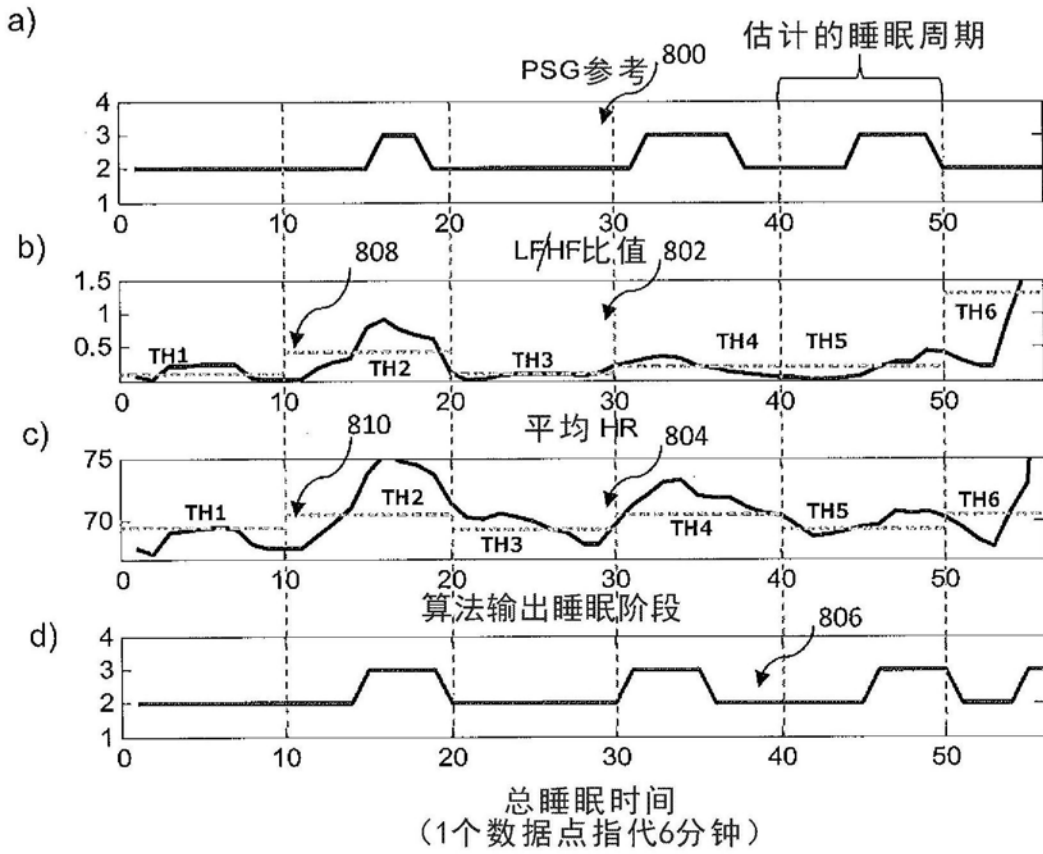


图8

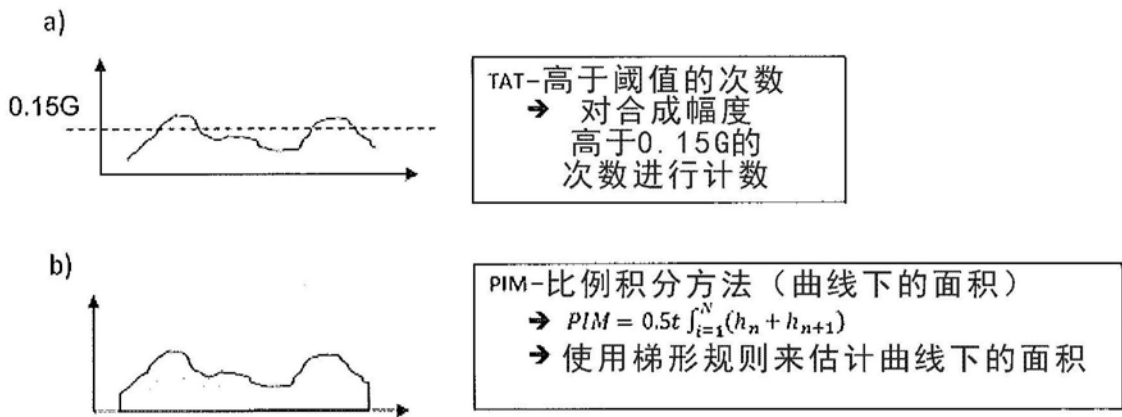


图9

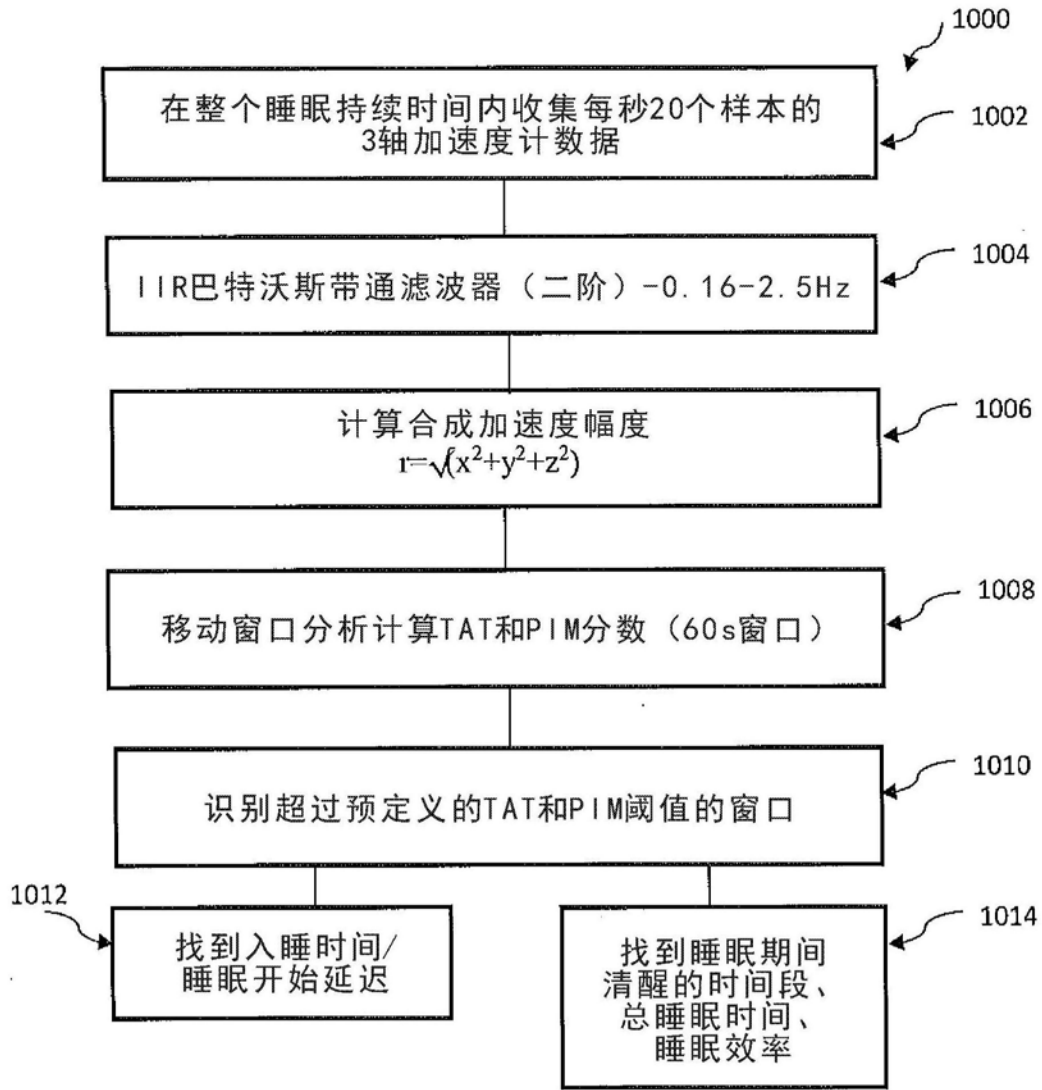


图10

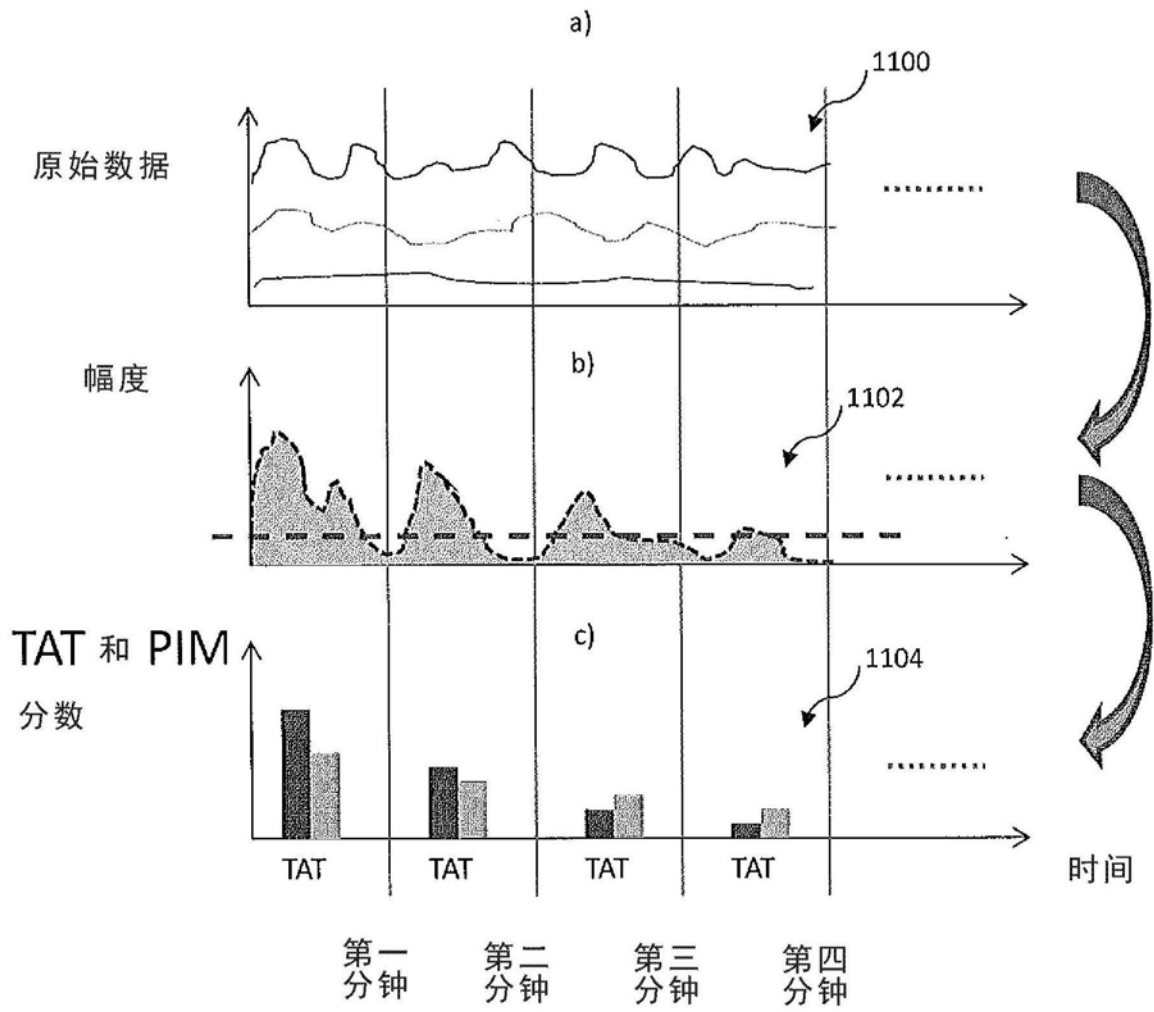


图11

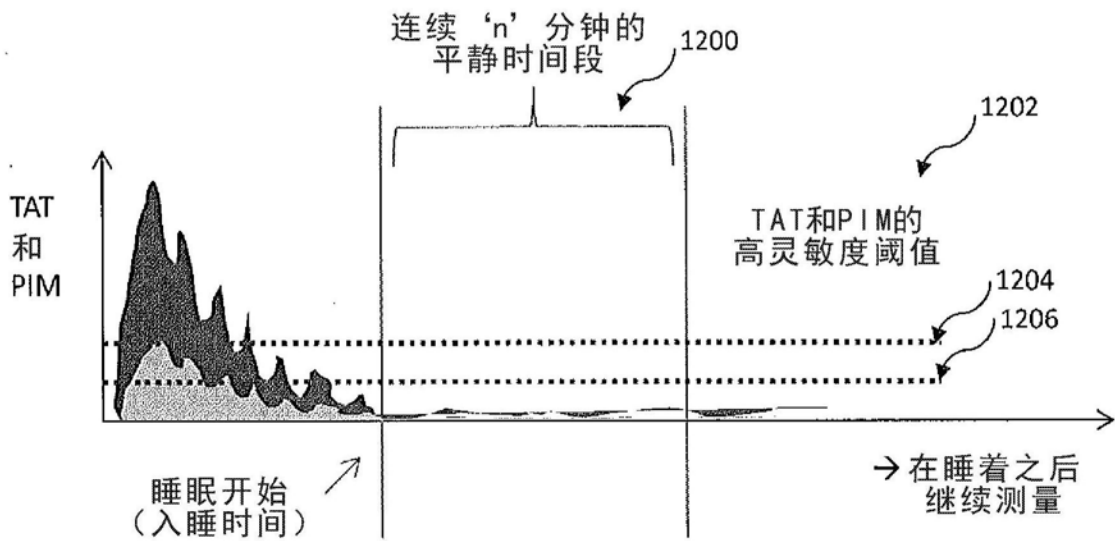


图12

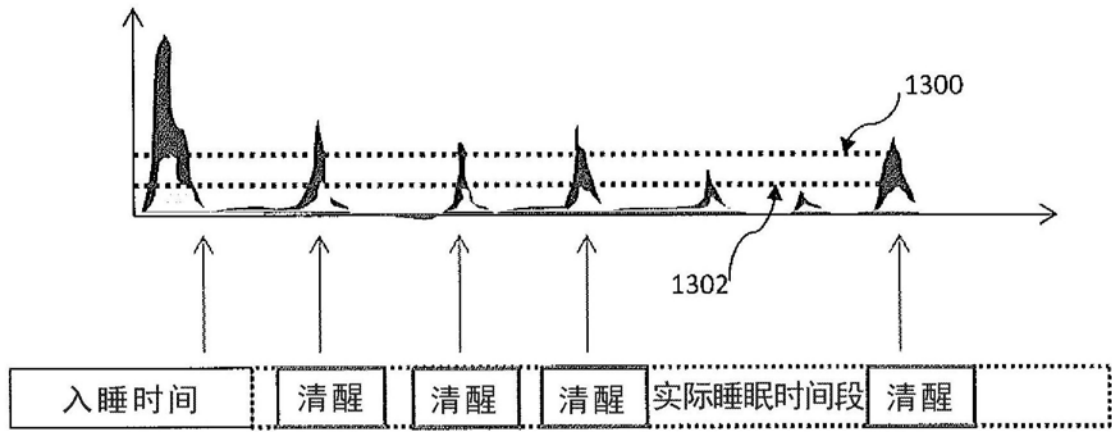


图13

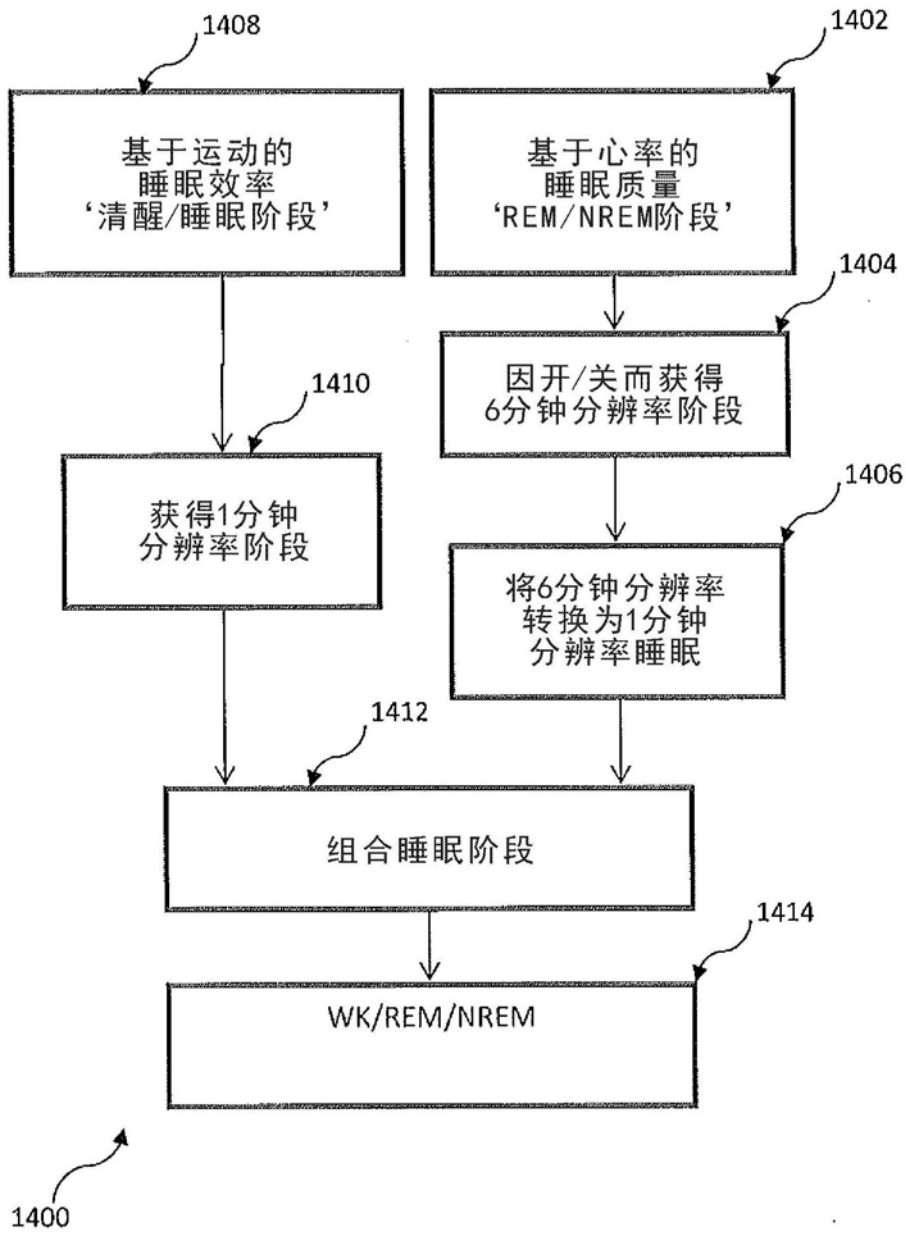


图14

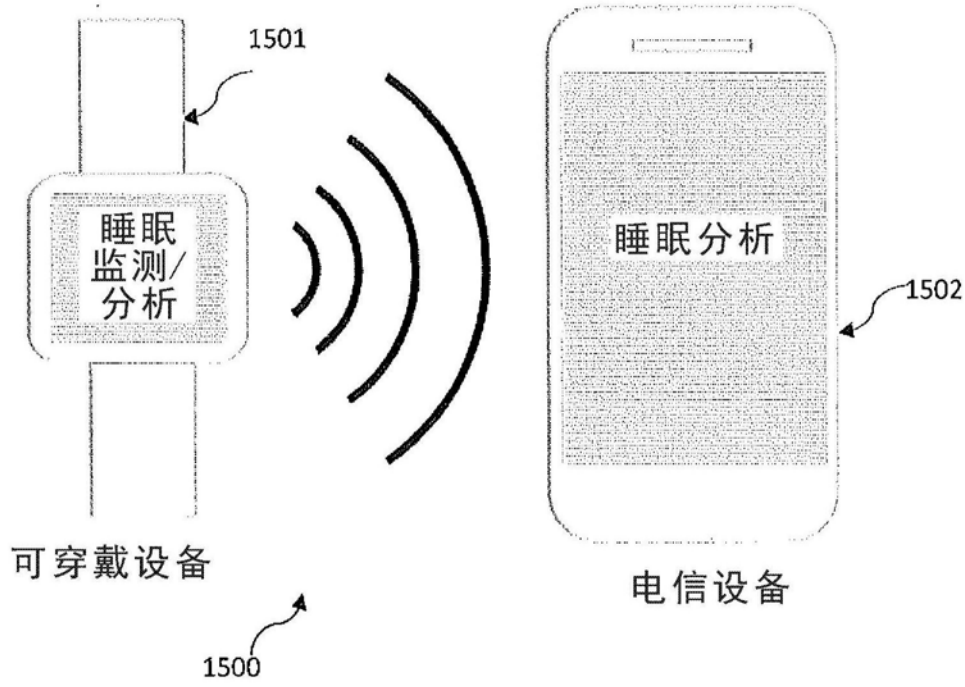


图15

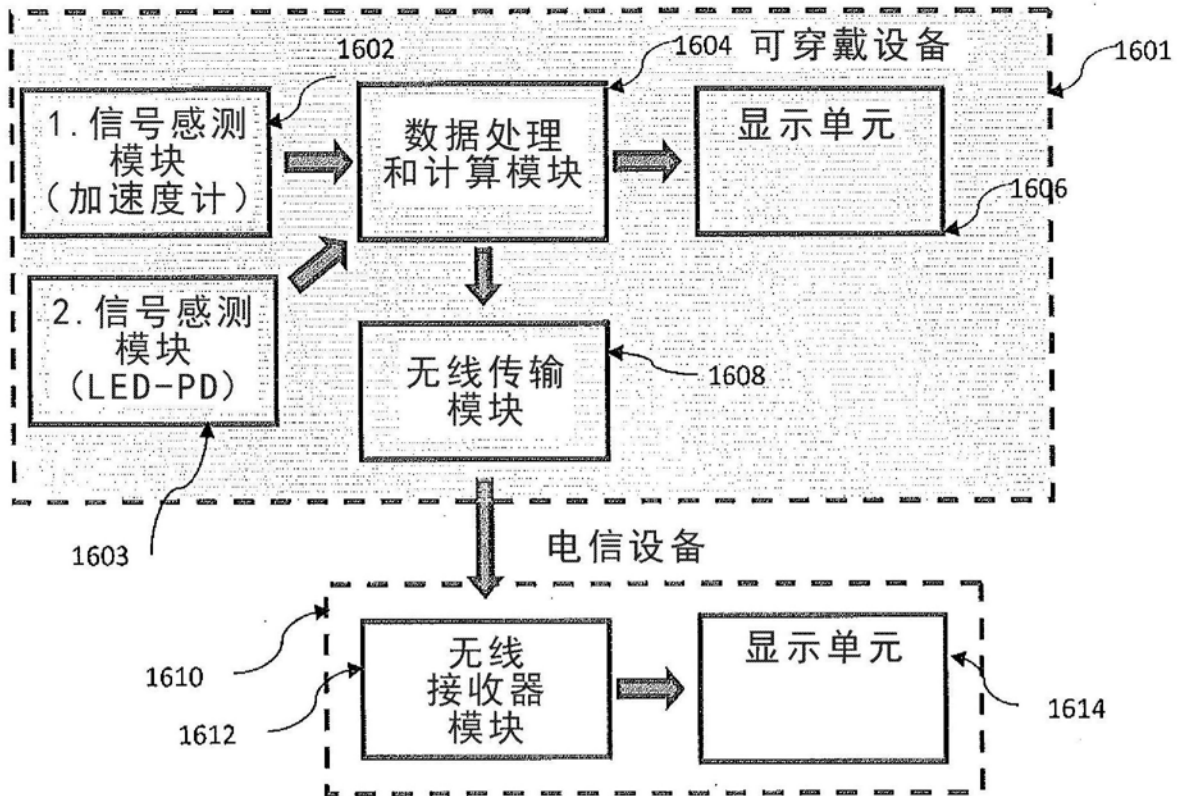


图16

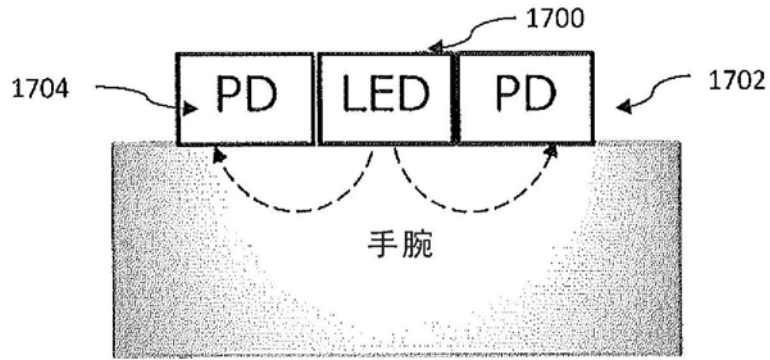


图17

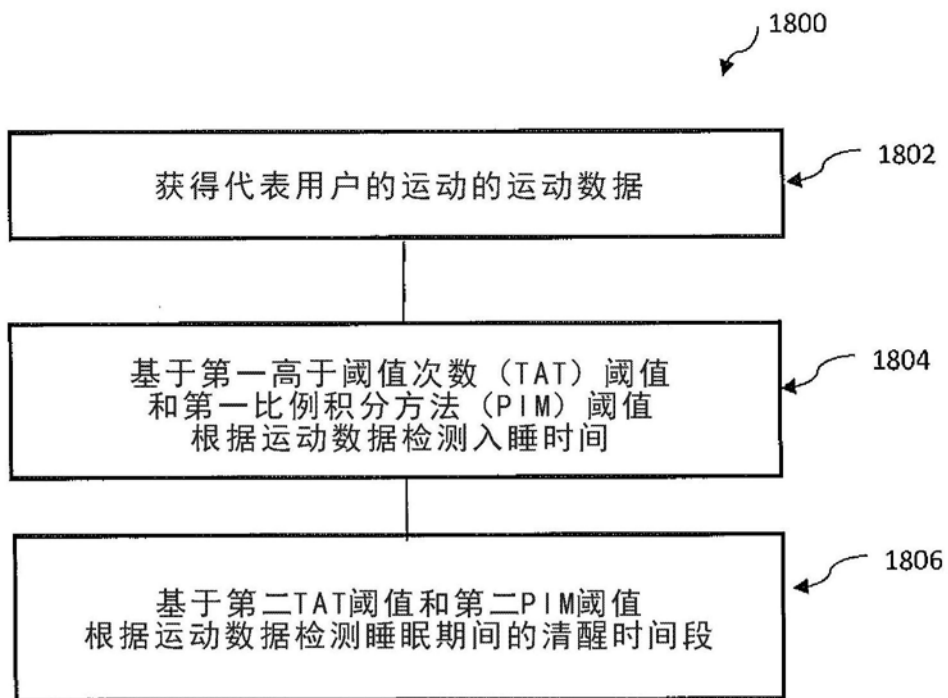


图18

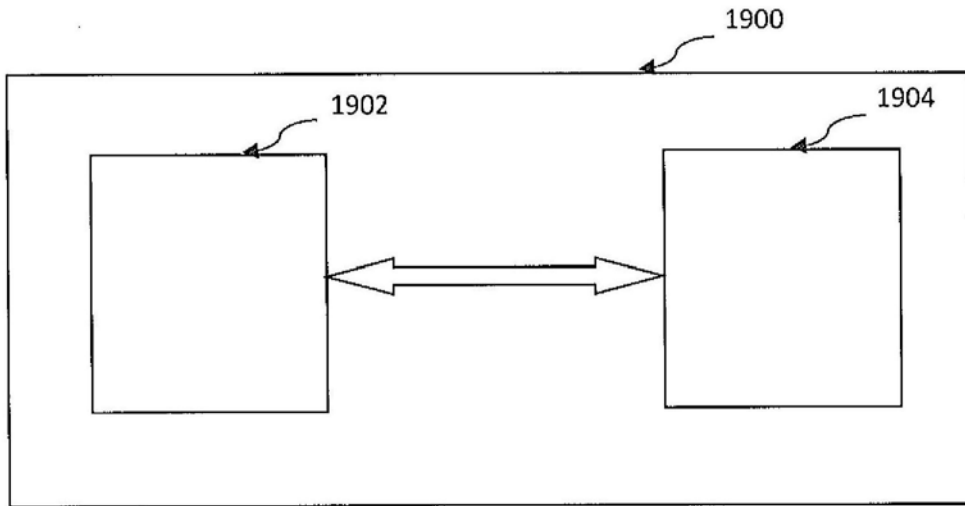


图19

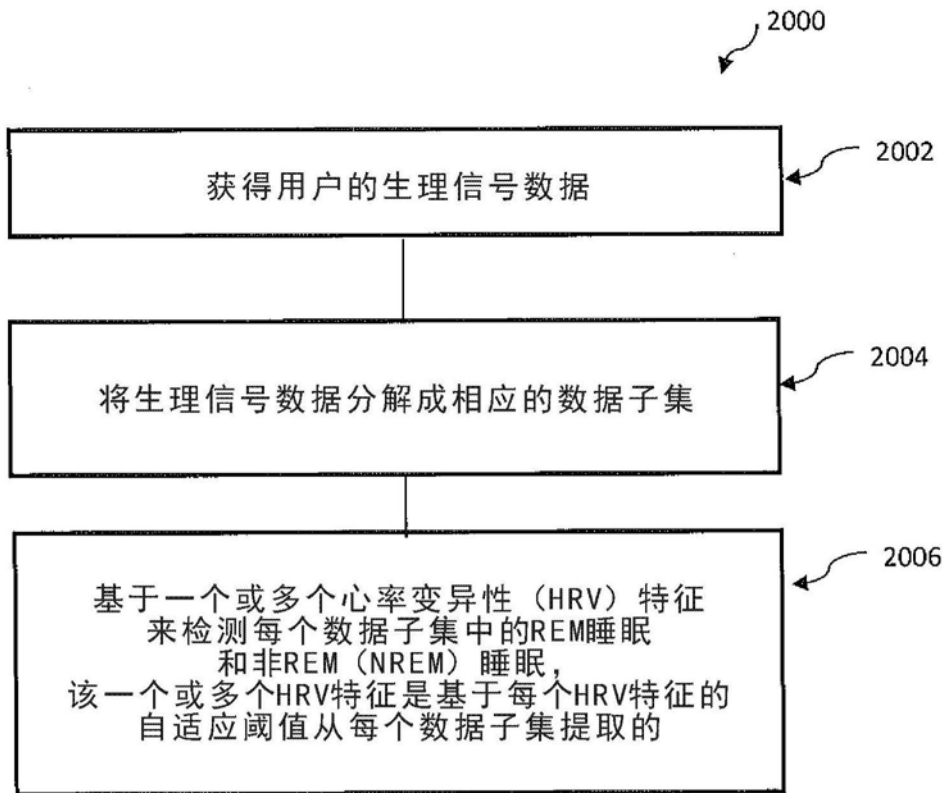


图20

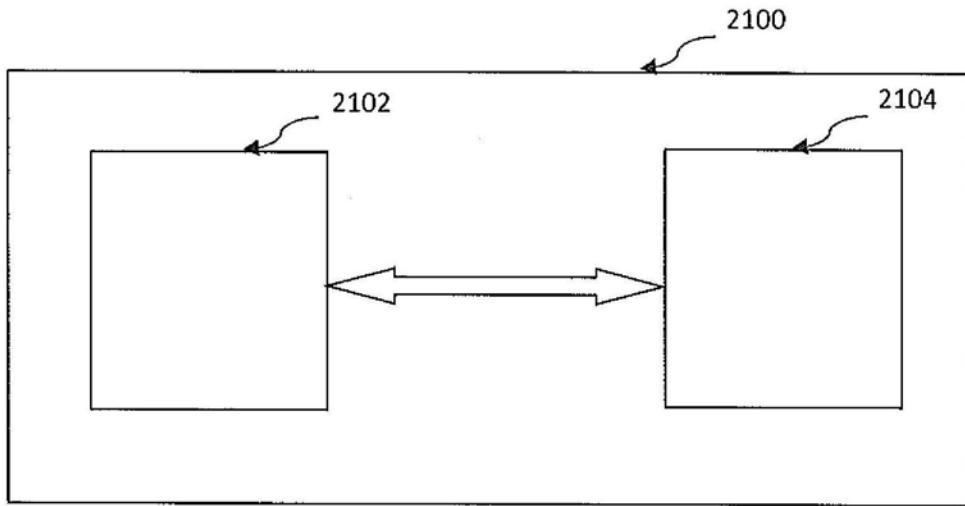


图21