



# (12)发明专利申请



(10)申请公布号 CN 107920766 A

(43)申请公布日 2018.04.17

(21)申请号 201680047157.7

(22)申请日 2016.08.03

(30)优先权数据

20155577 2015.08.10 FI

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.02.09

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2016/054663 2016.08.03

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/025861 EN 2017.02.16

(71)申请人 株式会社村田制作所

地址 日本京都府

(72)发明人 乌尔夫·梅里黑内

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 陈炜 李德山

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/029(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0432(2006.01)

权利要求书4页 说明书17页 附图7页

(54)发明名称

睡眠现象监测

(57)摘要

本发明涉及用于检测睡眠现象的方法和系统,所述现象包括睡眠周期和睡眠障碍(例如,睡眠呼吸暂停和呼吸不足)中的至少一个。从对象人检测心冲击信号,心冲击信号提供关于对象的心率变异性(HVV)和心搏量(SV)的同步信息。通过对至少心冲击信号进行处理来获得反映当前发生的与心脏和呼吸相关的睡眠现象的测量特征的参数的值。获得的参数被用于对睡眠现象检测做出判定,并且响应于对当前发生的睡眠现象的检测来输出监测结果。

1. 一种用于监测睡眠现象的方法,所述方法包括:

获得对象的心率信号;

对所述心率信号进行处理,以获得低频心率变异性信号和极低频心率变异性信号中的至少一个;

获得至少一个心率变异性值,所述至少一个心率变异性值表示所获得的所述低频心率变异性信号和所述极低频心率变异性信号中的相应的一个心率变异性信号的特征;

在获得所述心率信号的同时,获得所述对象的心脏的心搏量信号;

对所述心搏量信号进行处理,以获得心搏量变异性信号;

获得表示所述心搏量变异性信号的特征的心搏量变异性值;

使用所述至少一个心率变异性值和所述心搏量变异性值来检测当前发生的睡眠现象;

以及

响应于对所述当前发生的睡眠现象的检测来提供监测结果。

2. 根据权利要求1所述的方法,还包括:

通过计算所述低频心率变异性信号和所述极低频心率变异性信号中的至少一个的一阶导数来进行进一步处理,以获得所述低频心率变异性信号和所述极低频心率变异性信号中的所述相应的一个心率变异性信号的变化率;以及

使用所述低频心率变异性信号和所述极低频心率变异性信号中的所述相应的一个心率变异性信号的所述变化率作为所述心率变异性值。

3. 根据权利要求1所述的方法,还包括:

进一步计算所述低频心率变异性信号和所述极低频心率变异性信号中的所述相应的一个心率变异性信号在一段时间内的变化率的平均值;以及

使用所述低频心率变异性信号和所述极低频心率变异性信号中的所述相应的一个心率变异性信号的变化率的所述平均值作为所述心率变异性值。

4. 根据权利要求2和3中任一项所述的方法,其中,进一步对所计算出的所述低频心率变异性信号和所述极低频心率变异性信号中的所述相应的一个心率变异性信号的变化率或变化率的平均值进行低通滤波,其中,通过产生将经滤波的信号与在先前时间段的输出信号组合的输出信号来减少由所述低通滤波引起的延迟效应,并且其中,所得到的组合信号被用作所述心率变异性值。

5. 根据权利要求1至3中任一项所述的方法,其中,对所述心搏量信号进行处理包括以下步骤中的至少一个:

计算所述心搏量信号在移动的或固定的时间窗内的rms值,以获得所述心搏量变异性值;以及

对通过计算连续的两个心搏量样本之间的心搏量变化的绝对值而获得的信号进行低通滤波,以获得经低通滤波的心搏量变异性值。

6. 根据权利要求1和5中任一项所述的方法,还包括:

使用所述心搏量变异性值来检测正常呼吸或深呼吸的缺乏,并且使用正常呼吸或深呼吸的缺乏作为用于检测睡眠现象的辨别参数。

7. 根据权利要求1至6中任一项所述的方法,其中,所述方法还包括:

计算指示所述对象的呼吸节律和深度的呼吸率值;以及

使用所述呼吸率值来检测正常呼吸或深呼吸的缺乏,并且使用所检测的正常呼吸或深呼吸的缺乏作为用于检测睡眠现象的辨别参数。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中,基于所述心搏量信号和所述心搏量变异性信号中的任一个来计算所述呼吸率值。

9. 根据权利要求1至8中任一项所述的方法,其中,所述方法还包括:

通过对至少一个心冲击信号进行处理来产生所述心搏量信号和所述心率信号。

10. 根据权利要求9所述的方法,其中,所述至少一个心冲击信号是从附接至床结构的心冲击描记设备接收到的。

11. 根据权利要求10所述的方法,其中,所述心冲击描记设备使用被配置成检测所述对象的心冲击信号的加速度计或角速率传感器。

12. 根据权利要求1至11中任一项所述的方法,其中,所述方法被用于检测睡眠呼吸暂停和呼吸不足中的至少一个的睡眠障碍,并且所述睡眠障碍是通过检测极低频心率变异性的增加、检测没有显著的心搏量变异性以及检测正常呼吸或深呼吸的缺乏来识别的。

13. 根据权利要求5至11中任一项所述的方法,其中,所述方法被用于检测睡眠周期,其中,所述睡眠周期是根据表示与呼吸深度无关的高频心率变异性值与所述低频心率变异性的比率的心率变异性比率信号检测的,并且其中,所述与呼吸深度无关的高频心率变异性是通过将所述高频心率变异性值除以所述心搏量变异性值来获得的。

14. 根据权利要求13所述的方法,还包括:

通过对所述心率变异性比率信号进行低通滤波来计算恢复指数。

15. 一种睡眠现象监测系统,包括:

检测装置,其被配置成获得对象的心率信号;

处理装置,其被配置成:

处理所述心率信号,以获得低频心率变异性信号和极低频心率变异性信号中的至少一个;

获得至少一个心率变异性值,所述至少一个心率变异性值表示所述低频心率变异性信号和所述极低频心率变异性信号中的相应的一个心率变异性信号的特征;以及

接口装置,其用于向用户提供用户接口,

其中,所述检测装置被进一步配置成在获得所述心率信号的同时,获得所述对象的心搏量信号;

其中,所述处理装置被进一步配置成:

对所述心搏量信号进行处理,以获得心搏量变异性信号;并且

获得表示所述心搏量变异性信号的特征的心搏量变异性值,其中,所述处理装置被配置成使用所述至少一个心率变异性值和所述心搏量变异性值来检测当前发生的睡眠现象,并且通过输出由当前发生的睡眠现象的检测引起的数据来向接口装置提供监测结果,以及

其中,所述接口装置被配置成响应于对当前发生的睡眠现象的检测来输出监测结果。

16. 根据权利要求15所述的睡眠现象监测系统,其中,所述处理装置被进一步配置成:

计算所述低频心率变异性信号和所述极低频心率变异性信号中的至少一个的一阶导数,以获得所述低频心率变异性信号和极低频心率变异性信号中的相应的一个心率变异性信号的变化率;并且

使用所述低频心率变异性信号和所述极低频心率变异性信号中的相应的一个心率变异性信号的变化率作为所述心率变异性值。

17. 根据权利要求15至16中任一项所述的睡眠现象监测系统, 其中, 所述处理装置被进一步配置成:

计算所述低频心率变异性信号和所述极低频心率变异性信号中的相应的一个心率变异性信号在一段时间内的变化率的平均值; 以及

使用所述低频心率变异性信号和所述极低频心率变异性信号中的相应的一个心率变异性信号的变化率的平均值作为所述心率变异性值。

18. 根据权利要求16至17中任一项所述的睡眠现象监测系统, 其中, 所述处理装置还包括低通滤波器, 所述低通滤波器被配置成对所计算出的所述低频心率变异性信号和所述极低频心率变异性信号中的相应的一个心率变异性信号的变化率或变化率的平均值进行滤波, 其中, 所述滤波对输出信号引起的延迟效应是通过产生将经滤波的信号与在先前时间段的输出信号组合的输出信号来减少的, 并且所述输出信号被用作所述心率变异性值。

19. 根据权利要求18所述的睡眠现象监测系统, 其中, 对所述心搏量信号进行处理包括以下步骤中的至少一个:

计算所述心搏量信号在移动的或固定的时间窗内的rms值, 以获得所述心搏量变异性值; 以及

对通过计算连续的两个心搏量样本之间的心搏量变化的绝对值而获得的信号进行低通滤波, 以获得经低通滤波的心搏量变异性值。

20. 根据权利要求15至19中任一项所述的睡眠现象监测系统, 其中, 所述处理装置被配置成使用所述心搏量变异性值来检测正常呼吸或深呼吸的缺乏, 并且使用所述正常呼吸或深呼吸的缺乏作为用于检测睡眠现象的辨别参数。

21. 根据权利要求15至20中任一项所述的睡眠现象监测系统, 其中, 所述处理装置被进一步配置成:

计算指示所述对象的呼吸节律和深度的呼吸率值; 并且

使用所述呼吸率值来检测正常呼吸或深呼吸的缺乏, 并使用所检测到的正常呼吸或深呼吸的缺乏作为用于检测睡眠现象的辨别参数。

22. 根据权利要求21所述的用于检测睡眠现象的方法, 其中, 所述呼吸率值是基于所述心搏量信号和所述心搏量变异性信号中的任一个来计算的。

23. 根据权利要求15至22中任一项所述的睡眠现象监测系统, 其中, 所述处理装置包括被配置成对至少一个心冲击信号进行处理以产生所述心搏量信号和所述心率信号的设备。

24. 根据权利要求15至23中任一项所述的睡眠现象监测系统, 其中, 所述检测装置包括附接至床结构的心冲击描记设备。

25. 根据权利要求24所述的睡眠现象监测系统, 其中, 所述心冲击描记设备包括被配置成检测所述对象的所述心冲击信号的加速度计或角速率传感器。

26. 根据权利要求15至25中任一项所述的睡眠现象监测系统, 其中, 所述系统被配置成检测睡眠呼吸暂停或呼吸不足中的至少一个的睡眠障碍, 并且所述睡眠障碍是通过检测极低频心率变异性的增加、检测没有显著的心搏量变异性、以及检测正常呼吸或深呼吸的缺乏来识别的。

27. 根据权利要求15至25中任一项所述的睡眠现象监测系统, 其中, 所述系统被配置成检测睡眠周期, 其中, 所述睡眠周期是根据表示与呼吸深度无关的高频心率变异性与所述低频心率变异性的比率的心率变异性比率信号来检测的, 并且其中, 所述与呼吸深度无关的高频心率变异性是通过将所述高频心率变异性值除以所述心搏量变异性值来获得的。

28. 根据权利要求27所述的睡眠现象监测系统, 其中:

所述处理装置被进一步配置成通过对所述心率变异性比率信号进行低通滤波来计算恢复指数。

29. 一种具有指令的计算机程序, 所述指令在由计算设备或数据处理系统执行时, 使得所述计算设备或所述数据处理系统执行根据权利要求1至14中任一项所述的方法。

## 睡眠现象监测

### 背景技术

[0001] 本发明涉及如在独立权利要求1的前序部分中定义的用于监测睡眠现象的方法。本发明还涉及如在独立权利要求15的前序部分中定义的用于监测睡眠现象的系统。

[0002] 可以用两种主要的睡眠类型来表征睡眠：非REM(快速眼动)睡眠和REM睡眠，REM睡眠也被称为做梦睡眠。非REM睡眠包括具有不同深度的三个睡眠阶段，从过渡到睡眠的最浅层阶段开始、到第二浅层睡眠阶段，再加深到非常难以唤醒睡眠者的第三深度睡眠阶段。睡眠发生在一系列复发性睡眠阶段，其中，深度恢复性睡眠阶段的时期和更加警觉阶段的时期交替。这些时期可以被称为睡眠周期。

[0003] 睡眠呼吸暂停(睡眠窒息症)是睡眠障碍的示例，其特征是在睡眠期间呼吸暂停。这样的暂停可能持续数秒或者甚至数分钟。当呼吸暂停时，二氧化碳在人体中(尤其在血液循环系统中)积聚。通过血流中的感受器检测到很高的二氧化碳水平而向大脑发信号以唤醒人，以便使他/她呼吸。随后人再次入睡。这种类型的事件可能会整夜发生若干次，并且显著降低睡眠质量，这还可能引起各种风险并且/或者成为逐渐形成各种健康问题时的重要因素。

[0004] 呼吸不足(呼吸浅慢)指的是另一种类型的睡眠障碍，包括过浅呼吸或呼吸率异常低的事件。它通常是由移动进入肺部的空气的减少量来定义的，并且其引起血液中的氧气水平下降。如睡眠呼吸暂停一样，睡眠受到干扰，以致于患有呼吸不足的人即使可以得到一整夜的睡眠，他们也不会感到得到了适当的休息。

[0005] 心冲击描记术(BCG)是对心脏的冲击力的测量。它可以被表征为心电信号(ECG)的机械响应。由于心脏泵血，因此可以测量两种机械效应：心脏运动对胸部引起反冲效应，血液运动在全身引起反冲效应。心冲击描记(BCG, ballistocardiographic)信号(也可以被称为心冲击信号)具有基于身体中上下流动的血液的特征形式。该信号(例如，BCG信号的延迟和形状细节)可以揭示心脏功能障碍。可以按与在心电图(ECG)中使用R峰的方式类似的方式使用所谓的BCG信号的J峰来测量心率(HR)和心率变异性(HRV)。

[0006] 心冲击描记数据指示响应于心脏的心肌活动而发生的身体的机械运动的程度。然后，可以使用这样的心冲击描记数据来对指示对象的心脏运动的数据进行处理。基于加速度计或角速率传感器的心冲击描记术提供了非侵入、不显眼且相对轻量级的用于测量心脏的相对心搏量和跳动至跳动时间(beat-to-beat time)这二者的方法。

[0007] 心率变异性(HRV)指的是心脏的跳动间隔(beat-to-beat interval)的变化。尽管测量的生理现象对于HRV和跳动至跳动间隔而言是相同的，但是描述这些的典型参数是不同的。虽然跳动至跳动时间通常是以时间标度来表示的，但是心率(HR)通常是以频率标度来表示的，例如，以每分钟的跳动数表示。可以通过指示多次连续跳动之间的相对速率变化来表示心率变异性(HRV)。可以使用适合的数据处理功能、根据对跳动间隔的检测来计算心率变异性(HRV)。跳动间隔的变化是生理现象；心脏的窦房结接收到若干不同的输入，并且瞬时心率及其变化是这些输入的结果。最近的研究已经越来越多地将高心率变异性(HRV)与良好健康和高水平健身联系起来，而下降的心率变异性(HRV)与压力和疲劳相关联。

[0008] 在频域内对心率变异性 (HRV) 的分析是在自主心血管控制的研究中广泛使用的工具。通常, 变异性在谱分布中被分成高频 (HF) 带 (0.10至0.40Hz)、低频 (LF) 带 (0.04至0.10Hz) 和极低频 (VLF) 带 (<0.04Hz)。例如, 呼吸循环引起心率的自然且明显可检测的变化, 其中, ECG上的R-R间隔和BCG中的J-J间隔在吸气期间缩短并且在呼气期间延长。该变化被称为呼吸性窦性心律不齐 (RSA), 其在高频 (HF) 带内被检测到。低频 (LF) 带 (0.04至0.10Hz) 表示与包括所谓的0.1Hz波动的血管紧张度 (vasomotor tone) 和血压的调节有关的振荡。低频 (LF) 带的心率变异性可以被称为低频心率变异性 (LFHRV)。

[0009] 心搏量变异性 (SVV) 指的是由机械通气引起的动脉血压的变化。心搏量变异性 (SVV) 是自然发生的现象, 其中, 由于继发于负压通气 (自主呼吸) 的胸内压力的变化, 动脉脉搏压力在吸气期间下降而在呼气期间上升。心搏量变异性 (SVV) 可以被定义为最大心搏量 (SV) 和最小心搏量 (SV) 之间的百分比变化除以浮动期内的最小值和最大值的平均值。

[0010] 呼吸率 (RR) 指的是对象呼吸的速率。虽然它不是有关心脏的度量, 但是可以使用被用于检测心冲击信号的相同传感器来检测呼吸率 (RR), 这是因为呼吸使得对象的身体运动能够用加速度计和/或角度速率传感器来检测。由于根据呼吸对心搏量 (SV) 信号振幅进行调制, 因此也可以从心搏量变化 (SVV) 信号间接获得呼吸率 (RR)。

[0011] 相关技术描述

[0012] 专利公布W02010145009公开了一种用于确定指示对象的生理状况的信息的装置。该装置包括获得沿着多个空间轴测量的、指示对象的心脏运动的心冲击描记数据的加速度传感器设备。

[0013] 由Ulf Meriheinä在2013年3月的欧洲电子工程时报 (Electronic Engineering Times Europe) 第40-41页发表的文章“MEMS accelerometers target healthcare applications”公开了利用相对跳动量变化和跳动至跳动时间变化来监测对象的恢复状态或压力水平。

[0014] 在睡眠实验室中通常使用各种测量 (包括脑电图 (EEG)、呼吸流量或呼吸肌肉状态、肌肉活动和心电图 (ECG)) 的组合来诊断各种睡眠障碍。这样的测量设置是复杂且侵入性的, 因此对于长期或家庭使用而言不实用。因此, 需要检测且表征睡眠障碍的替选的且更简单的方法。

## 发明内容

[0015] 本发明的目的是提供克服现有技术的缺点的方法和装置。使用根据权利要求1的特征部分的方法来实现本发明的目的。还使用根据权利要求15的特征部分所述的装置来实现本发明的目的。

[0016] 在从属权利要求中公开了本发明的优选实施方式。

[0017] 本发明基于以下构思: 将同时获得的心率变异性 (HRV) 和心搏量变异性 (SVV) 两者的某些特征的分析相结合, 使得可以将睡眠周期和压力或疲劳对HRV的影响与由睡眠障碍 (例如, 呼吸暂停或呼吸不足) 引起的对HRV的影响区分开, 从而能够同时实现睡眠周期的检测和睡眠障碍的可靠检测。关于检测睡眠状况的判定还可以利用从用于检测心率变异性 (HRV) 和心搏量 (SV) 信号的相同传感器输出信号接收到的附加信息, 例如呼吸率 (RR) 或呼吸率变异性 (RRV)。

[0018] 为了检测诸如呼吸暂停和呼吸不足的睡眠障碍,可以使用极低频心率变异性(VLFHRV)值及其导数。为此,可以对测量的信号进行外推,以便接收表示低频波动的期望特征的输出。通过对心率变异性(HRV)并且尤其是对极低频心率变异性(VLFHRV)的特征的附加分析,可以以更可靠的方式来识别睡眠障碍,并且可以将基于睡眠障碍的变化与例如压力的影响区分开。心率变异性(HRV)的低频(LF)波动对于分析睡眠障碍特别有用。可以通过计算VLFHRV的均方根(rms)值、指示VLFHRV的变化率的VLFHRV的一阶导数以及可选地使用低通滤波器对rms和/或变化率计算的输出进行平滑来外推心率变异性中的通常在0.01Hz...0.04Hz范围内的极低频波动。尽管这些计算方法在数学上很简单,但是它们为做出判定提供了有用的信息。

[0019] 为了检测睡眠周期(SC),可以将高频心率变异性(HFHRV)和低频心率变异性(LFHRV)或极低频心率变异性(VLFHRV)二者与关于心搏量变异性(SVV)的信息结合来使用。可以通过对睡眠周期信号进行低通滤波来进一步计算指示对象在夜晚期间的恢复水平的恢复指数。

[0020] 本发明提供的优点是,它可以将非侵入性且不显眼的信号检测用于同时检测提供关于对象的心脏和呼吸功能的信息的若干变量,其中,可以在检测睡眠现象的判定中利用该信息。这样的信号检测方法可以包括用于同时获得表示当前正在发生的心脏和呼吸功能的信号的各种已知方法。优选地,获得的信号包括可以用信号处理设备进行处理电信号。在一些实施方式中,信号检测可以包括心冲击信号检测,并且所检测到的信号包括一个或多个心冲击信号。在本申请中,术语“心冲击信号”主要指的是能够从对象直接或间接检测的未处理的信号,并且术语“心冲击描记信号”主要指的是通过处理心冲击信号而获得的信号。心冲击信号的使用是特别有益的,因为它们使得即使不使用检测设备直接接触对象也能够获得用于检测睡眠现象的所需信号。

[0021] 根据第一方面,提供了一种用于检测睡眠现象的方法。该方法包括同时获得对象的心脏的心率信号和心搏量信号,并且对心率信号进行处理以获得低频心率变异性信号和极低频心率变异性信号中的至少一个。对心搏量信号进行处理以获得心搏量变异性信号,并且获得至少一个心率变异性值,至少一个心率变异性值表示所获得的低频心率变异性信号和极低频心率变异性信号中的相应的一个心率变异性信号的特征。获得表示心搏量变异性信号的特征的心搏量变异性值,并且使用至少一个心率变异性值和心搏量变异性值来检测当前发生的睡眠现象,并且响应于对当前发生的睡眠现象的检测而产生监测结果。

[0022] 根据第二方面,用于检测睡眠现象的方法还包括:通过计算低频心率变异性信号和极低频心率变异性信号中的至少一个的一阶导数来进行进一步处理,以获得低频心率变异性信号和极低频心率变异性信号中的相应的一个心率变异性信号的变化率,并且使用低频心率变异性信号和极低频心率变异性信号中的相应的一个心率变异性信号的变化率作为心率变异性值。

[0023] 根据第三方面,该方法还包括:进一步计算低频心率变异性信号和极低频心率变异性信号中的相应的一个心率变异性信号在一段时间内的变化率的平均值,并且使用低频心率变异性信号和极低频心率变异性信号中的相应的一个心率变异性信号的变化率的平均值作为心率变异性值。

[0024] 根据第四方面,进一步对所计算出的低频心率变异性信号和极低频心率变异性信

号中的相应的一个心率变异性信号的变化率或变化率的平均值进行低通滤波。通过产生将经滤波的信号和在先前时间段的输出信号组合的输出信号来减少通过后处理引起的延迟效应,并且相应信号的后处理结果被用作心率变异性值。

[0025] 根据第五方面,对心搏量信号进行处理包括以下步骤中的至少一个:a) 计算心搏量信号在移动的时间窗内的rms值,以获得心搏量变异性值;以及b) 对通过计算连续的两个心搏量样本之间的心搏量变化的绝对值而获得的信号进行低通滤波,以获得经低通滤波的心搏量变异性值。

[0026] 根据第六方面,该方法还包括使用心搏量变异性值来检测正常呼吸或深呼吸的缺乏,并且使用正常呼吸或深呼吸的缺乏作为用于检测睡眠现象的辨别参数。

[0027] 根据第七方面,该方法还包括计算指示对象的呼吸节律和深度的呼吸率值,并且使用呼吸率值来检测正常呼吸或深呼吸的缺乏。另外,使用所检测的正常呼吸或深呼吸的缺乏作为用于检测睡眠现象的辨别参数。

[0028] 根据第八方面,基于心搏量信号和心搏量变异性信号中的任一个来计算呼吸率值。

[0029] 根据第九方面,该方法还包括通过对至少一个心冲击信号进行处理来产生心搏量信号和心率信号。

[0030] 根据第十方面,至少一个心冲击信号是从附接至床结构的心冲击描记设备接收到的。

[0031] 根据第十一方面,心冲击描记设备使用被配置成检测对象的心冲击信号的加速度计或角速率传感器。

[0032] 根据第十二方面,该方法被用于检测睡眠呼吸暂停和呼吸不足中的至少一个的睡眠障碍,并且睡眠障碍是通过检测极低频心率变异性的增加、检测没有显著的心搏量变异性以及检测正常呼吸或深呼吸的缺乏来识别的。

[0033] 根据第十三方面,该方法被用于检测睡眠周期,其中,睡眠周期是根据表示与呼吸深度无关的(respiration depth free)高频心率变异性值与低频心率变异性值的比率的心率变异性比率信号来检测的。与呼吸深度无关的高频心率变异性是通过将高频心率变异性值除以心搏量变异性值来获得的。

[0034] 根据第十四方面,该方法还包括通过对心率变异性比率信号进行低通滤波来计算恢复指数。

[0035] 根据另一方面,提供了一种计算机程序,该计算机程序具有当由计算设备或数据处理系统执行时使计算设备或数据处理系统执行以上讨论的方法的指令。

[0036] 根据又一方面,提供了一种非暂态计算机可读存储器,其包括用于在当用计算机设备或数据处理系统执行时执行用于检测睡眠现象的方法的指令。该方法包括:同时获得对象的心脏的心率信号和心搏量信号,并且对心率信号进行处理以获得低频心率变异性信号和极低频心率变异性信号中的至少一个。对心搏量信号进行处理以获得心搏量变异性信号,并且获得表示所获得的低频心率变异性信号和极低频心率变异性信号中的相应的一个心率变异性信号的特征的至少一个心率变异性值。获得表示心搏量变异性信号的特征的心搏量变异性值,并且至少一个心率变异性值和心搏量变异性值用于检测当前发生的睡眠现象。

[0037] 根据第一系统方面,提供了一种用于检测睡眠现象的系统,其包括:检测装置,其被配置成同时获得对象的心率信号和对象的心搏量信号;以及处理装置,其被配置成对心率信号进行处理以获得低频心率变异性信号和极低频心率变异性信号中的至少一个。该系统包括用于向用户提供用户接口的接口装置。处理装置还被配置成:对心搏量信号进行处理以获得心搏量变异性信号;获得至少一个心率变异性值,至少一个心率变异性值表示低频心率变异性信号和极低频心率变异性信号中的相应的一个心率变异性信号的特征;以及获得表示心搏量变异性信号的特征的心搏量变异性值。处理装置被配置成使用至少一个心率变异性值和心搏量变异性值来检测当前发生的睡眠现象。接口装置被配置成响应于对当前发生的睡眠现象的检测来输出监测结果。

[0038] 根据第二系统方面,处理装置被进一步配置成计算低频心率变异性信号和极低频心率变异性信号中的至少一个的一阶导数,以获得低频心率变异性信号和极低频心率变异性信号中的相应的一个心率变异性信号的变化率,并且使用低频心率变异性信号和极低频心率变异性信号中的相应的一个心率变异性信号的变化率作为心率变异性值。

[0039] 根据第三系统方面,处理装置被进一步配置成计算低频心率变异性信号和极低频心率变异性信号中的相应的一个心率变异性信号在一段时间内的变化率的平均值,并且使用低频心率变异性信号和极低频心率变异性信号中的相应的一个心率变异性信号的变化率的平均值作为心率变异性值。

[0040] 根据第四系统方面,处理装置还包括低通滤波器,该低通滤波器被配置成对所计算出的低频心率变异性信号和极低频心率变异性信号中的相应的一个心率变异性信号的变化率或变化率的平均值进行滤波。滤波对输出信号引起的延迟效应是通过产生将经滤波的信号与在先前时间段的输出信号组合的输出信号来降低的。输出信号被用作心率变异性值。

[0041] 根据第五系统方面,对心搏量信号进行处理包括以下步骤中的至少一个:i) 计算心搏量信号在移动的或固定的时间窗内的rms值,以获得心搏量变异性值;以及ii) 对通过计算连续的两个心搏量样本之间的心搏量变化的绝对值而获得的信号进行低通滤波,以获得经低通滤波的心搏量变异性值。

[0042] 根据第六系统方面,处理装置被配置成使用心搏量变异性值来检测正常呼吸或深呼吸的缺乏,并且使用正常呼吸或深呼吸的缺乏作为用于检测睡眠现象的辨别参数。

[0043] 根据第七系统方面,处理装置被进一步配置成计算指示对象的呼吸节律和深度的呼吸率值,并且使用呼吸率值来检测正常呼吸或深呼吸的缺乏,并使用所检测到的正常呼吸或深呼吸的缺乏作为用于检测睡眠现象的辨别参数。

[0044] 根据第八系统方面,呼吸率值是基于心搏量信号和心搏量变异性信号中的任一个来计算的。

[0045] 根据第九系统方面,处理装置包括被配置成对至少一个心冲击信号进行处理以产生心搏量信号和心率信号的设备。

[0046] 根据第十系统方面,检测装置包括附接至床结构的心冲击描记设备。

[0047] 根据第十一个系统方面,心冲击描记设备包括被配置成检测对象的心冲击信号的加速度计或角速率传感器。

[0048] 根据第十二系统方面,该系统被配置成检测睡眠呼吸暂停或呼吸不足中的至少一

个的睡眠障碍。睡眠障碍是通过检测极低频心率变异性的增加、检测没有显著的心搏量变异性、以及检测正常呼吸或深呼吸的缺乏来识别的。

[0049] 根据第十三系统方面,该系统被配置成检测睡眠周期。睡眠周期根据表示与呼吸深度无关的高频心率变异性与低频心率变异性的比率的心率变异性比率信号来检测的,并且与呼吸深度无关的高频心率变异性是通过将高频心率变异性值除以心搏量变异性值来获得的。

[0050] 根据第十四系统方面,处理装置被进一步配置成通过对心率变异性比率信号进行低通滤波来计算恢复指数。

## 附图说明

[0051] 下面将参照附图、结合优选实施方式来更详细地描述本发明,在附图中:

[0052] 图1是在睡眠呼吸暂停期间测量的极低频心率变异性的图示。

[0053] 图2是示出监测系统的实施方式的功能元件的框图。

[0054] 图3示出了睡眠监测系统的功能配置。

[0055] 图4示出了远程监测系统。

[0056] 图5示出了示例性的在测试对象的心跳周期期间的经滤波的角心冲击信号(angular ballistocardiologic signal)。

[0057] 图6示出了睡眠障碍检测的监测结果。

[0058] 图7示出了用于根据检测到的心冲击信号识别睡眠周期和睡眠障碍的示例性处理流程。

[0059] 图8更详细地示出了检测睡眠周期的示例性处理流程。

[0060] 图9示出了呼吸率不规则性的计算。

[0061] 图10示出了表示睡眠周期的信号。

## 具体实施方式

[0062] 术语“计算机”指的是包括处理器(例如,通用中央处理单元(CPU)、特定用途处理器或微控制器)的任何电子设备。计算机能够接收数据(数据输入)、在其上执行一系列预定操作并且由此产生信息或信号形式的结果(输出)。根据上下文,术语“计算机”将意指处理器,特别地或者可以更一般地指的是与包含在单个箱或壳体内部的相互关联的元件的集合相关联的处理器。

[0063] 本文中描述的系统和方法可以通过一个计算机程序或多个计算机程序来实现,计算机程序可以以激活和未激活的各种形式存在于单个计算机系统中或多个计算机系统中。例如,它们可以作为由源代码、目标代码、可执行代码或用于执行部分步骤的其他格式中的程序指令组成的软件程序而存在。以上中的任一个都可以以压缩或未压缩的形式在包括存储装置和信号的计算机可读介质上实现。

[0064] 如本文中使用的,计算机可读介质可以是能够包含、存储、传送、传播或传输由指令执行系统、装置或设备使用或与其结合使用的程序的任何装置。例如,计算机可读介质可以是但不限于电、磁、光、电磁、红外或半导体系统、装置、设备或传播介质。计算机可读介质的更具体的示例(非穷举性列表)可以包括以下:具有一根或更多根导线的电连接、便携式

计算机磁盘、随机存取存储器 (RAM)、只读存储器 (ROM)、可擦除可编程只读存储器 (EPROM或闪存存储器) 和光纤以及便携式光盘只读存储器 (CDROM)。

[0065] 图1示出了在睡眠呼吸暂停期间测量的特征性极低频跳动至跳动时间波动 (也称为极低频心率变异性 (VLFHRV))。在该示例图中,睡眠呼吸暂停发生在大约0s与4000s之间的时间段期间以及7000s和9000s附近。这也还用沿着以秒为单位表示时间的水平时间轴的条纹区域来标记。该图中的纵轴示出以毫秒为单位的高通滤波的跳动至跳动时间。可以用各种方法来测量跳动至跳动时间波动的变化,例如,使用心冲击描记术 (BCG)。替选地,例如,可以使用心电图 (ECG)、利用血压计的血压测量、心冲击设备以及利用光电容积描记器 (PPG) 或压力传感器的脉搏波信号测量来接收测量的这些参数。由于这些不同的睡眠现象各自具有它们自己的特征频率依赖性,因此在该示例中,通过这样的测量获得的低频心率变异性 (LFHRV) 和极低频心率变异性 (VLFHRV) 的特征不仅可以用于识别诸如睡眠呼吸暂停的睡眠障碍的时期,而且也可以用于识别睡眠期间的其他疾病发作 (例如,癫痫发作),并且还用于识别睡眠期间的睡眠周期和从压力中恢复。这些现象的频率依赖性变化的,使得对这样的频率依赖性的分析能够用于对它们进行识别和区分。例如,在睡眠障碍 (例如,睡眠呼吸暂停) 期间,极低频心率变异性 (VLFHRV) 表现为主导特征,而在正常情况期间,低频心率变异性 (LFHRV) 更占主导,因此更可能有利于睡眠周期检测。

[0066] 心搏量 (在每次心跳期间血液泵入循环的量) 通过呼吸来调节。因此,对心搏量的检测提供了用于测量呼吸深度的有用方法。心搏量变化是检测对象的正常呼吸或深呼吸的良好指标。然而,仅心搏量变化可能不能作为足以检测睡眠障碍 (例如,睡眠呼吸暂停) 的度量,因为测量的心搏量变化可能受到人在床上移动或改变位置的影响,并且受例如血压控制的影响。然而,当分析睡眠障碍时,由归因于呼吸的心搏量的调节引起的高频心搏量变异性可以被用作辨别参数,因为呼吸暂停和呼吸不足两者的特征都在于对象既没有出现正常呼吸也没有出现深呼吸的状态。同时测量心率变异性与心搏量变异性的可能性使得能够根据测量的信号检测睡眠障碍的出现。因此,可以使用最少的计算从一个或两个传感器数据信号输入直接获得精确的睡眠障碍指示。心冲击信号是提供了根据同一信号测量心搏量变异性 and 心率变异性两者的机会的一种类型的信号的示例。通常用于检测心脏功能的心电图信号 (ECG) 对于心搏量检测是无用的,因为它仅反映了心脏的电特性。心冲击信号可以反映心脏和血液的机械运动,因此适于检测心搏量和心率相关参数二者。

[0067] 图2的框图示出了根据本发明的监测系统200的实施方式的功能元件。监测系统200给出了包括如下配置的示例,该配置包括被配置成获得指示对象的心搏量和跳动至跳动时间两者的心冲击信号的传感器。监测系统200还包括信号处理装置,该信号处理装置被配置成根据心冲击信号生成指示对象的睡眠障碍的输出参数的测量值。这些功能元件可以被实现为监测系统200的一个物理设备或者两个或更多个电耦接或可通信地耦接的物理设备。

[0068] 图2示出了示例性配置,其中,监测系统 (200) 包括传感器单元 (202) 和控制单元 (204)。传感器单元 (202) 可以被认为是要被附接至被监测对象的元件,并且控制单元 (204) 可以被认为是在可通信地耦接至传感器单元 (202) 但是与被监测对象物理分离的元件。传感器单元 (202) 可以直接附接至被监测对象或压在被监测对象上,或者它可以被放置成从附接至该对象或压在该对象上的元件 (例如,床或座椅) 间接获得心冲击信号。控制单元 (204)

有利地包括适于处理由传感器单元 (202) 提供的信号的电路和处理从该信号获得的数据的电路。

[0069] 传感器单元 (202) 包括用于获得心冲击信号的一个或更多个传感器 (206)。心冲击术通常指的是用于测量在心跳周期期间响应于身体的质量中心的移动而引起的身体运动的技术。传感器可以感测身体的线性运动或角运动,因此传感器例如是加速度计或陀螺仪。

[0070] 传感器单元 (202) 还可以包括信号处理单元 (208),该信号处理单元 (208) 操纵原电输入信号以满足用于进一步处理的下一阶段的要求。例如,信号处理可以包括对传感器输入信号进行隔离、滤波、放大以及将传感器输入信号转换为成比例的输出信号,该成比例的输出信号可以被转发至另一控制设备或控制系统。信号处理单元 (208) 还可以对信号执行一些计算功能,例如求和、积分、脉宽调制、线性化以及其它数学运算。替选地,信号处理单元 (208) 可以包括在控制单元 (204) 中。

[0071] 在使用角运动的传感器的情况下,传感器单元有利地附接至对象的胸部,从对象的胸部可以检测并获得心脏在每次心跳时的旋转运动。在线性检测中,虽然传感器单元可以直接附接至对象,但是传感器单元可以替选地间接附接至例如对象休息的床、床中的床垫等。可以使用加速度计来根据从身体传递至中间物品(例如,床或床垫)的运动来检测动脉中的血液流动的反冲信号。将传感器附接在床上实现了非常自然的睡眠环境,因为不需要将传感器或其他测量设备附接至对象。因此,测量情况本身可能对对象造成较小的压力,并且从测量取得的结果与对象的自然睡眠情况相对应。

[0072] 控制单元 (204) 可通信地耦接至传感器单元,以输入由传感器生成的信号用于进一步处理。通常,耦接是电的,从而允许向传感器单元的电力供应以及信号在传感器单元与控制单元之间的有线交换。然而,传感器单元可以是具有自身的电力供应和至控制单元的无线电接口的独立单元。另一方面,传感器单元和控制单元可以被实现为一个集成的物理设备。

[0073] 控制单元 (204) 是包括处理部件 (210) 的设备。处理部件 (210) 是用于进行对关于预定义数据的操作的系统执行的一个或更多个计算设备的组合。处理部件可以包括一个或更多个算术逻辑单元、若干专用寄存器和控制电路。处理部件可以包括或可以连接至存储器单元 (212),存储器单元 (212) 提供可以存储计算机可读数据或程序或者用户数据的数据介质。存储器单元可以包括一个或更多个易失性或非易失性存储器单元,例如,EEPROM、ROM、PROM、RAM、DRAM、SRAM、固件、可编程逻辑等。

[0074] 控制单元 (204) 还可以包括或连接至接口单元 (214),接口单元 (214) 包括用于向控制单元的内部处理输入数据的至少一个输入单元以及用于根据控制单元的内部处理输出数据的至少一个输出单元。

[0075] 如果应用线路接口,则接口单元 (214) 通常包括用作网关的插入单元,其用于将信息传送至其外部连接点,并且用于将信息馈送至连接至其外部连接点的线路。如果应用了无线电接口,则接口单元 (214) 通常包括无线电收发器单元,该无线电收发器单元包括发射器和接收器。无线电收发器单元的发射器可以从处理部件 (210) 接收比特流,并将它转换为无线电信号以用于通过天线发射。相应地,由天线接收的无线电信号可以被引导至无线电收发器单元的接收器,该接收器将无线电信号转换成被转发至处理部件 (210) 以用于进一步处理的比特流。不同的线路或无线电接口可以被实现成在一个接口单元中。

[0076] 接口单元 (214) 还可以包括用户接口, 所述用户接口具有用于输入数据的按键、触摸屏、麦克风或等同物以及用于当通过检测睡眠现象而被触发时向设备的用户输出数据的屏幕、显示器、触摸屏、扬声器或等同物。给用户的数据可以被用于提供监测结果, 例如, 通过接口单元 (214) 显示或报出检测到的睡眠现象的指标, 或者引起要在接口单元 (214) 上启动的警报。除了检测到的睡眠现象的即时呈现之外, 接口单元 (214) 或附接至接口单元的存储器设备 (未示出) 可以存储数据以用于稍后显示并且甚至进一步分析。

[0077] 处理部件 (210) 和接口单元 (214) 电互连以提供用于根据预定义的、被基本上编程的处理来进行对关于接收的和/或存储的数据的操作的系统执行的装置。这些操作包括本文中描述的用于图2的监测系统的控制单元的过程。

[0078] 图3示出了包括图2的传感器单元 (202) 和控制单元 (204) 的睡眠现象监测系统 (200) 的示例性功能配置。

[0079] 当与对象直接或间接接触时, 传感器单元在心跳周期期间受到身体的反冲运动的影响。响应于该运动, 传感器生成心冲击信号 (S) 并且将它转发至控制单元。控制单元包括处理功能F1、F2、F3和F4中的至少一些处理功能, 每个处理功能都定义了心冲击信号 (S) 的值与指示对象的心脏的操作参数的输出参数 (p1、p2、p3) 的值以及指示对象的呼吸的操作参数的输出参数p4的值之间的规则或对应关系。如对于熟悉信号和数据处理的人已知的, 处理功能 (F1、F2、F3、F4) 可以被实现为分离的处理设备或电路 (例如, 通用信号和/或数据处理设备或专用处理器或电路), 或者在结合处理功能 (F1、F2、F3、F4) 中的至少一些处理功能或部分处理功能的若干处理设备或电路中实现。也可以使用多于一个的处理设备或电路的组合来实现处理功能中的任何一个。由于所有参数 (p1、p2、p3、p4) 都是表示时间相关的对象的生理特征、时间的函数, 因此可以将参数 (p1、p2、p3、p4) 的一系列时间值当作和处理为指示检测到的心冲击信号 (S) 的特定特征的信号。

[0080] 在图2的示例性实施方式中, 第一功能 (F1) 产生表示对象的心跳的心率变异性的第一参数 (p1) 的值。可以基于从心冲击信号获得的跳动至跳动时间来计算该心率变异性, 并且可以通过调整第一功能 (F1) 来选择所计算的变异性的频率范围, 使得变异性信号与预期测量相关的期望频率处的心率变异性 (HRV) 相对应。对于睡眠障碍检测, 可以用第一功能来计算低频和/或极低频心率变异性 (LFHRV和VLFHRV) 信号。用于根据测量的跳动至跳动时间来计算低频心率变异性 (LFHRV) 的第一功能 (F1) 可以包括若干计算阶段, 其中, 可以获得诸如中间信号的一个或更多个中间结果, 然后其被用于获得期望的最终结果。例如, 可以首先基于测量的跳动至跳动时间来计算心率 (HR) 信号。在一个实施方式中, 对心率 (HR) 信号进行低通滤波, 使得由呼吸引起的高频心率变异性 (HFHRV) 从心率 (HR) 信号中被排除, 但是任何较低频率心率变异性 (HRV) 信号 (例如, 低频心率变异性 (LFHRV)、极低频心率变异性 (VLFHRV) 以及甚至超低频心率变异性 (ULFHRV)) 都包括在心率 (HR) 信号中。然后, 在控制单元 (204) 的第一功能 (F1) 中根据心率 (HR) 信号计算期望的低频和/或极低频心率变异性 (LFHRV和VLFHRV) 信号。例如, 极低频心率变异性 (VLFHRV) 信号可以被呈现为以毫秒为单位的心率 (HR) 信号的变化。可以以各种方式来实现低频心率变异性 (LFHRV) 和/或极低频心率变异性 (VLFHRV) 的计算, 例如, 通过计算心率 (HR) 信号在限定的移动或固定时间窗内的均方根值, 或者通过使用例如指数数字滤波器来根据心率 (HR) 信号的低通滤波平均值对连续的两个心率 (HR) 信号样本的偏差的平方进行滤波。

[0081] 控制单元(204)的第二功能(F2)产生表示包括高频心率变异性(HFHRV)的另一心率变异性信号(HRV)的第二参数(p2)。假设可以基于相同的心冲击信号(S)来提供心率变异性(HRV)信号或者表示心率变异性(HRV)和/或高频心率变异性(HFHRV)的第二参数(p2)。控制单元(204)可以包括第二功能(F2),第二功能计算表示高频心率变异性(HFHRV)的第二参数(p2)的值。例如,根据心冲击信号计算高频心率变异性(HFHRV)可以包括计算跳动至跳动时间(BtBt)的变化的绝对值。例如,该变化可以被计算为连续的两个跳动至跳动时间之间的差的绝对值,并且可以通过对所述绝对值在时间上进行平均或者对其进行低通滤波、或者通过计算经高通滤波的跳动至跳动时间信号的波动的均方根值并且对该值在时间上进行平均或对其进行低通滤波来计算该变化。

[0082] 第三功能(F3)产生表示对象的心脏的心搏量变异性(SVV)的第三参数(p3)的值。获得心搏量变异性(SVV)的第三功能(F3)可以包括多个计算阶段。在一个示例中,首先根据接收到的心冲击信号的振幅获得心搏量(SV)信号,然后通过处理心搏量信号来获得该信号的变异性(SVV)。心搏量变异性(SVV)通常被表示为相对变异性值,例如将两个连续测量的心搏量之间的变化( $\Delta SV$ )(心搏量的时间变化)的绝对值与计算出的平均心搏量(SV)进行比较。心搏量变异性SVV至少取决于呼吸深度。可以用许多方式来计算平均心搏量(SV),例如,获得心搏量(SV)在固定或移动的时间窗口内的平均值。第三功能(F3)可以另外或替代地执行对经低通滤波的心搏量(LPSV)的计算,该经低通滤波的心搏量(LPSV)可以被用于睡眠障碍检测的输入,因为当呼吸弱时对象的心搏量减少。

[0083] 如果控制单元要提供用于睡眠障碍检测的信息,则它还可以包括第四功能(F4),第四功能根据相同的心冲击信号(S)计算对象的呼吸率(RR),并且提供表示呼吸率(RR)的第四参数(p4)。在示例性实现方式中,如本领域技术人员已知的,基于心搏量(SV)信号来计算呼吸率(RR),因为根据呼吸来对心搏量(SV)振幅进行调制。

[0084] 控制单元还包括数据处理功能(F5),数据处理功能(F5)定义同时测量的相关参数(p1、p2、p3和/或p4)中的任何一个的值与指示从被监测对象检测到至少一个睡眠现象的输出参数1的至少一个值之间的对应关系的规则。控制单元(204)可以将输出参数1的值存储至本地数据存储装置以用于后续处理,通过控制单元的用户接口以一个或多个介质形式将该值输出,并且/或者将该值传送至远程节点以用于进一步处理。要在数据处理中使用的相关参数(p1、p2、p3、p4)的选择取决于要检测的睡眠现象。将结合图7进一步描述该选择过程。

[0085] 图4示出了包括图2的监测系统的远程监测系统。该系统可以包括本地节点400,本地节点400包括图2的传感器单元(202)和控制单元(204)。此外,本地节点(400)可以可通信地连接至远程节点(402)。

[0086] 例如,远程节点(402)可以是将监测应用作为服务提供给一个或多个用户的应用服务器。使用应用监测的各方面之一可以是用户的压力水平。替代地,远程节点可以是已经安装有压力监测应用的个人计算设备。本地节点可以是专用设备或包括上述的传感器单元和控制单元的设备的组合。替代地,本地节点可以被实现为与多用途计算机设备(例如,移动电话、便携式计算设备或用户的网络终端)中的客户端应用对接的传感器单元。计算机设备中的客户端应用还可以与传感器单元和服务器应用对接。服务器应用在物理远程节点(402)中或在通过通信网络可访问的远程节点的云中是可用的。

[0087] 替代上述心冲击描记设备, 替代地, 可以用脉搏波测量设备来获得指示对象的的心脏的心搏量和跳动至跳动时间两者的信号。这样的设备包括用于将压力传感器可拆卸地附接至对象的外表面上的位置的紧固元件。压力传感器可以被配置成响应于使在该位置的位于组织下方的血管膨胀或收缩的动脉压力波来生成根据组织的变形而变化的脉搏波信号。处理部件被配置成输入脉搏波信号, 并且根据该脉搏波信号来计算表示对象的的心脏的心搏量和跳动至跳动时间的脉搏波参数。

[0088] 应用的传感器有利地是微机电设备, 但是也可以应用其他检测技术。有利地, 使用用于测量心搏量和跳动至跳动间隔两者的单个传感器, 因为它降低了成本并且简化了对两种类型的参数的处理。

[0089] 然而, 只要可以同时检测, 也可以使用生成两个单独信号的配置来实现本发明。

[0090] 在该背景下的同时性与跟随对象的心动周期的单个或多个信号的周期性相关联。图5示出了可以被滤波的、在测试对象的心跳周期期间的示例性角心冲击信号。纵轴表示感测的在特定感测方向上的角速率的大小, 并且横轴表示累积的时间步数或经过的时间。控制单元可以被配置成生成各种输出参数的值, 例如, 参数可以指示对象的的心脏的心搏量 (SVn)。

[0091] 可以通过确定角心冲击信号的振幅并将其用作表示即时心搏量 (temporal stroke volume) 的值来生成关于心搏量的输出参数。例如, 峰值振幅、半振幅或均方根振幅可以被用于该目的。

[0092] 由于信号不是纯对称周期波, 因此有利地相对于定义的参考值来测量振幅, 例如, 从信号曲线的零点开始测量振幅。也可以应用在范围内的其他参考值。然后可以将心搏量变异性的值计算为连续的两个即时心搏量值之间的差。

[0093] 替代地或另外地, 参数可以指示对象的心跳。例如, 可以通过选择角心冲击信号 (S) 的特征点并且确定特征点在连续信号序列中的出现来生成输出参数。例如, 可以应用信号序列的最小值或最大值作为特征点。特征点的出现可以被认为是心跳的时间戳。两个时间戳之间的时期可以被考虑为表示对象的的心脏的即时的跳动至跳动 (B-B) 时间, 并且其倒数表示以频率为单位的、对象的心率 (HR)。因此, 针对跳动至跳动间隔变化的值可以被计算为连续的两个心率值之差。

[0094] 可以将类似的方法用于脉搏波信号; 波的振幅可以应用于确定连续波的特征点之间的心搏量和周期, 以确定跳动至跳动间隔。

[0095] 将测量信号的特定周期应用于心搏量变化和跳动至跳动时间变化确定这两者中。在心搏量测量中, 可以在零点与信号曲线周期的时间点处的最大值之间确定振幅。另一方面, 甚至可以将整个信号曲线周期应用于计算平均的振幅值。根据所选的振幅确定机制, 也可以应用这两个示例之间的部分信号周期。可以根据连续的两个信号曲线周期中的特征点之间的间隔来确定跳动至跳动时间或相应的心率。因此, 跳动至跳动时间的变化的计算可以涉及信号曲线的两个或更多个连续周期。

[0096] 同时获得包括关于对象的跳动至跳动时间和心搏量的信息的信号, 并且可以根据至少低频心率变异性 (LFHRV) 和/或极低频心率变异性 (VLFHRV) 以及相对心搏量变异性 (SVV) 来确定睡眠障碍指示或睡眠周期指示, 可以基于如以上描述的同时获得的信号来计算以上两者。以类似的方式, 可以基于如以上描述的同时获得的信号来计算低频心率变异

性 (LFHRV)、高频心率变异性 (HFHRV)、心搏量变异性 (SVV) 以及甚至呼吸率 (RR)。在该背景下,当用于确定要被用于睡眠现象指示的参数的值的、被应用于确定心搏量的值或心搏量变化的值的一个或多个间隔以及被应用于确定跳动至跳动时间的值的一个或多个间隔在时间上至少部分重叠时,心搏量信号和跳动至跳动时间可以被认为是同时获得的。当被应用于确定呼吸率的一个或多个间隔以及被应用于确定心率信号和/或心搏量信号的一个或多个间隔在时间上至少部分地重叠时,可以从获得的相同信号来获得呼吸率 (RR) 信息,并且可以认为呼吸率信号是与心率信号和/或心搏量信号中的任何一个同时获得的。

[0097] 用图5中的示例说明了同时测量的概念。图5还示出了简化的示例性计算方法,其中,根据信号曲线的零点与信号周期的最大点之间的差来计算即时心搏量 (SV1、SV2)。根据连续的两个信号周期的最大点之间的间隔来计算即时的跳动至跳动时间 (BtB1、BtB2)。然后,可以根据即时心搏量 (SV1、SV2) 之差计算心搏量变异性 (SVV1), 以及根据即时的跳动至跳动时间 (BtB1、BtB2) 之间的差计算跳动至跳动间隔变化 BtBV。

[0098] 在图5中用水平虚线标记了在该示例中被应用于确定心搏量变异性的值以及确定跳动至跳动时间变化的值的间隔。可以看出,这些间隔在时间上至少部分重叠,并且可以被应用于确定睡眠障碍指示 (SDI) 和/或睡眠周期指示 (SCI) 的值,这两者都表示可以使用所提供的原理和处理来指示/检测的睡眠现象。将该原理应用于使用其他信号类型或两个单独信号的配置对于本领域的技术人员而言是清楚的。

[0099] 尽管接收快速检测结果是重要的,但是通过使时间流颠倒并且将计算的数据与原始数据结合以用于获得睡眠现象估计,尤其是用于获得睡眠障碍估计,可以使在后处理分析期间通过滤波引起的延迟效应最小化。

[0100] 用于获得心率变异性的方法的一种选项是对连续的跳动至跳动时间差的绝对值进行低通滤波。一个可能的滤波函数是:

$$[0101] \quad y(t) = y(t-1) * (1-k) + k * x(t)$$

[0102] 其中,  $x(t) = \text{ABS}(tB2B(t) - tB2B(t-1))$ , 并且  $y(t)$  和  $y(t-1)$  分别是时间步  $t$  和  $t-1$  处的跳动至跳动时间, 并且  $k < 1$  是滤波器系数。 $tB2B(t)$  和  $tB2B(t-1)$  分别是在时间步  $t$  和  $t-1$  处的跳动至跳动时间。以上函数指示来自该函数的输出信号是前一时间段期间的输出信号与当前时间段期间的输入信号的组合。

[0103] 为了获得已被发现对于睡眠障碍检测特别有用的极低频心率变异性 (VLFHRV) 或已被发现对于睡眠周期 (SC) 检测特别有用的低频心率变异性 (LFHRV), 对心率信号进行适当处理。用于获得极低或低频心率变异性 (LFHRV) 的有用的而计算上简单的方法是计算心率变异性 (HR) 信号在适当的移动时间窗内的 rms 值, 或者通过对计算出的、连续的两个心率 (HR) 样本的绝对值之间的差进行适当滤波。可以通过计算相应的极低频心率变异性 (VLFHRV) 或低频率心率变异性 (LFHRV) 信号的一阶导数来获得极低频心率变异性 (VLFHRV) 或低频心率变异性 (LFHRV) 信号的变化率 (RoC)。替选地或另外地, 为了获得指示睡眠呼吸暂停的出现的、在 0.01 Hz 至 0.04 Hz 的极低频区域中的特征信号, 可以对低频心率变异性 (LFHRV) 信号进行进一步滤波。

[0104] 适于该目的低通滤波器可以具有诸如如下的特征传递函数:

$$[0105] \quad y(t) = y(t-1) * (1-k) + k * x(t),$$

[0106] 其中,  $x(t)$  是当前时间步  $t$  处的输入 (计算出的 LFHRV 值),  $y(t)$  表示时间步  $t$  处的输

出,  $y(t-1)$  表示前一时间步处的输出, 以及  $k < 1$  是滤波器系数。用于获得低频心率变异性信号的适合时间步长可以是例如 1s 或更短。

[0107] 用于计算相对心搏量变异性的方法的选项是:

[0108]  $SVV(t) = SVV(t-1) * (1-k) + k * x(t)$

[0109] 其中,  $SVV(t)$  和  $SVV(t-1)$  分别是时间步  $t$  和  $t-1$  处的相对心搏量变异性,  $k < 1$  是滤波因子, 以及  $x(t) = \text{ABS}(SV(t) - SV(t-1)) / \text{AVE\_SV}(t)$ , 其中,  $SV(t)$  和  $SV(t-1)$  分别是时间步  $t$  和  $t-1$  处的心搏量, 并且  $\text{AVE\_SV}(t)$  是经低通滤波的心搏量函数。

[0110] 在本发明的实施方式中, 通过加速度计或者力传感器或压力传感器来获得心冲击信号。对象的心跳导致血液在对象的身体内流动, 从而产生可测量的力。

[0111] 所获得的力信号的导数将产生加速度信号。通过将所获得的加速度信号低通滤波至相关带宽, 可以减小由对象移动或从其它外部源引起的对加速度的影响。例如使用以下函数, 模拟滤波器和数字滤波器都可以被使用:

[0112]  $y(t) = y(t-1) * (1-k) + k * x(t)$

[0113] 其中,  $y(t)$  和  $y(t-1)$  分别是时间步  $t$  和  $t-1$  处的滤波器输出,  $x(t)$  是时间步  $t$  处的滤波器输入, 并且  $k$  是滤波器系数。

[0114] 然后, 可以通过要求滤波函数针对检测到的心跳而满足一个或更多个以下标准来检测心跳。应用的标准将连续的最大值和最小值的序列与预设的阈值进行比较:

[0115] 三个最小值和最大值的序列,  $\text{min1} \rightarrow \text{max1} \rightarrow \text{min2} \rightarrow \text{max2} \rightarrow \text{min3} \rightarrow \text{max3}$ , 其中, 斜率的总和 =  $(\text{max1} - \text{min1}) + (\text{max1} - \text{min2}) + (\text{max2} - \text{min2}) + (\text{max2} - \text{min3}) + (\text{max3} - \text{min3})$  超过预设的限值,

[0116]  $\text{max} \rightarrow \text{min} \rightarrow \text{max}$  的序列, 其中, 例如, 斜率的总和 =  $(\text{max1} - \text{min2}) + (\text{max2} - \text{min2})$  超过预设的限值,

[0117]  $\text{min} \rightarrow \text{max} \rightarrow \text{min}$  的序列, 其中, 例如, 斜率的总和 =  $(\text{max2} - \text{min2}) + (\text{max2} - \text{min3})$  超过预设的限值。

[0118] 如果满足一个或更多个标准, 则检测到心跳。可以选择应用的最大值或最小值中的一个 (例如,  $\text{max1}$ ) 作为检测到的心跳的时间戳。如以上所述, 基于这各个心跳时间戳, 可以计算跳动至跳动时间间隔并且根据其计算跳动至跳动时间变化。

[0119] 为了进一步改进, 可以借助于合理性标准移除不正确的时间间隔并且可以填补缺失的间隔。例如:

[0120] - 移除如下的导出的跳动至跳动时间, 其比与人群的最大心率对应或与测量的对象的心率对应的跳动至跳动时间更短的、或者比与在进行测量的情况下 (例如, 睡在床上) 的人群或对象对应的跳动至跳动时间更短, 以及

[0121] - 不接受比对于所涉及的人群或对象而言可能的跳动至跳动时间的跳动变化更大的跳动至跳动时间的跳动变化。

[0122] 在使用合理性标准之后, 保留合理的心跳, 并且可以精确地计算心率变化, 例如, 以用于检测与睡眠期间的特定睡眠障碍或癫痫发作对应的心率变化模式。

[0123] 当所需的信号和参数是可获得的时, 可以利用判定树来检测睡眠障碍, 以便能够将睡眠周期和/或睡眠障碍的特征与引起心率变异性性和/或心搏量变异性的变化的其他生理情况区分出来。将结合图7来进一步描述用于对这样的判定树所需的参数进行处理的示

例性流程。

[0124] 为了避免针对睡眠障碍的误报,可以利用特定的辨别器参数。例如,这样的辨别器参数的示例是心搏量变异性(SVV)。另一有用的辨别器参数是呼吸率(RR)。对早先提及的低频心率变异性(LFHRV)相关参数的分析在结合正常呼吸或深度呼吸的缺乏时提供了诸如睡眠呼吸暂停的睡眠障碍的指示,其中,正常呼吸或深度呼吸的缺乏可以从心搏量变异性(SVV)信号中检测到、或者从呼吸率(RR)信号获得或作为呼吸率不规则性(RRI)信号而获得,所述呼吸率不规则性(RRI)信号是呼吸率(RR)信号的导数。例如,替选的或附加的辨别器参数可以是应当在 $0.01\text{Hz}\cdots 0.04\text{Hz}$ 的范围内的极低频心率变异性(VLFHRV)的基本频率,或者是血氧饱和度(SPO2)的测量值。

[0125] 图6示出了睡眠障碍监测的结果,该睡眠障碍监测是利用上述判定树、基于图1所示的测量的低频心率变异性(LFHRV)的波动、结合关于心搏量变异性(SVV)的信息来进行的。可以看出,对用虚线标记的指示测量的/检测到的呼吸暂停(Meas. Apnea)的参数的分析的组合结果与用实线标记的实际诊断的呼吸暂停(Diagn. Apnea)具有高度相关性,其中,诊断的呼吸暂停结果是使用更复杂的临床措施的组合来接收的。该图清楚地示出了所提供的测量系统的用于非侵入性地、不显眼且高精度地检测睡眠障碍的能力。

[0126] 一种选项是监测系统被配置成与床一起应用于监测对象。因此,监测系统可以包括固定地或可拆卸地耦接至床的或者作为床的组成部分而被包括的一个或更多个分离的元件。因此,本发明的实施方式还包括床,该床包括监测系统的元件的至少一部分。

[0127] 例如,已经检测到,对象的身体对心跳的反冲易于使床沿纵向方向振动。可以使用先进的倾斜仪在 $0.5\text{Hz}\cdots 3\text{Hz}$ 的频带内检测该振动(通常约每分钟60跳)。在床中使用的传感器可以优选是具有低噪声密度的低噪声传感器,为了在典型的床中实现足够的信噪比,低噪声密度应该优选地低于 $20\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$ (g表示由于重力而引起的地球的标准加速度)。像这样的传感器可以检测心冲击信号,并且也可以检测仅几分之一度的角度的倾斜变化。振动的振幅约为 $1\text{mg}$ ( $g$ =地球的标准加速度)的量级,并且在进一步的模拟至数字转换之前,通常振动的心冲击信号需要放大。相同的传感器可以用于检测由对象的运动引起的纵向和/或横向倾斜。通常,不放大运动信号以避免饱和。

[0128] 图7示出了用于获得用于根据检测到的心冲击信号(S)识别睡眠周期和睡眠障碍的判定的参数的示例性处理流程。

[0129] 在阶段700中,使用传感器设备来获得心冲击信号(S)。然后,在优选地可并行发生的若干阶段(701、702、703、704)中处理该信号。

[0130] 在阶段701中,从心冲击信号(S)获得瞬时心率信息。该心率(HR)信息可以被认为是可以被进一步处理的信号。该心率(HR)信号优选地包括低频心率变异性(LFHRV)信息、极低频心率变异性(VLFHRV)信息和超低频心率变异性(ULFHRV)信息中的至少一些。在阶段711中,对该心率(HR)信号进一步进行低通滤波以获得极低频心率变异性(VLFHRV)参数的值,或者将其用作这样的低频心率变异性(LFHRV)参数或者经高通滤波的低频心率变异性(LFHRV)参数。替选地,根据心率信号(HR)中包括的心率频率和与期望心率(HR)相关的输出参数(LFHRV、VLFHRV),可以使用带通滤波器来对心率(HR)信号进行滤波。可以使用结合图3描述的第一功能(F1)来获得参数。

[0131] 在阶段702中,从心冲击信号(S)获得心率变异性(HRV)信息。该心率变异性(HRV)

信息可以被认为表示至少高频心率变异性 (HFHRV) 的信号,并且基于该信号获得高频心率变异性 (HFHRV) 参数的值。可以使用结合图3描述的第二功能 (F2) 来获得高频心率变异性 (HFHRV) 参数的值。

[0132] 在阶段703中,从心冲击信号 (S) 获得心搏量 (SV) 信息。该心搏量 (SV) 信息可以被认为包括关于心搏量变异性 (SVV) 的信息的信号。在阶段713中,可以通过低通滤波器对心搏量 (SV) 信号进行进一步处理,以便获得心搏量变异性 (SVV) 参数的值,并且/或者通过高通滤波器对心搏量 (SV) 信号进行进一步处理以便获得经低通滤波的心搏量 (LPSV) 参数的值。可以使用结合图3描述的第三功能 (F3) 来获得心搏量变异性 (SVV) 参数和/或经低通滤波的心搏量 (LPSV) 参数。

[0133] 在阶段704中,从心冲击信号 (S) 获得呼吸率 (RR) 信息,并且获得表示呼吸率 (RR) 的参数。可以使用结合图3描述的第四功能 (F4) 来获得该参数。在替选的实现方式中,可以通过对心搏量 (SV) 信号进行处理来获得呼吸率 (RR) 参数。

[0134] 对于睡眠周期 (SC) 检测,在阶段720中,分析在阶段711、702和713中获得的极低频心率变异性 (VHFHRV)、高频心率变异性 (HFHRV) 和心搏量变异性 (SVV) 参数的值。睡眠周期 (SC) 检测处理还可以包括对参数的函数进行低通滤波。

[0135] 在睡眠周期 (SC) 检测中,可以包括进一步的数据处理阶段 (721) 以用于计算表示在整个检测的夜间睡眠内恢复的程度的恢复指数 (RI) 值。尽管睡眠周期 (SC) 是只能由专家充分分析的复杂曲线,但是简化的恢复指数 (RI) 对于利用睡眠现象检测系统 (例如,在此提供的用于检测恢复的充分性的睡眠现象检测系统) 的人来说可能是有用的指标。例如,这样的信息对于希望监测最佳训练和避免过度训练的运动员或者对于监测具有与身体或心理问题有关的睡眠问题的人来说是有用的。

[0136] 对于睡眠障碍检测,获得的极低频心率变异性 (VHFHRV)、高频心率变异性 (HFHRV)、经低通滤波的心搏量 (LPSV)、呼吸率 (RR) 和心率 (HR) 参数的值可以被用作判定树中的变量,以作出在当前检测时期期间是否已经出现睡眠障碍 (例如,睡眠呼吸暂停或呼吸不足) 的判定。如果出现以下情况,则睡眠呼吸暂停的概率增加:

[0137] -极低频心率变异性 (VLFHRV) 增加,即是,心率 (HR) 以约0.01Hz...0.04Hz的典型频率振荡;

[0138] -高频心率变异性 (HFHRV) 和/或心搏量变异性 (SVV) 参数值表明没有显著变化,指示缺乏正常呼吸或深呼吸;

[0139] -经低通滤波的心搏量 (LPSV) 表现出减少,指示平均心搏量已经从参考值下降和/或具有下降趋势;

[0140] -没有检测到正常的测量呼吸率 (RR) 信号,指示非常低 (呼吸暂停) 或非常高 (呼吸不足) 的呼吸率 (RR); 以及

[0141] -心率 (HR) 变化具有积极的趋势——心率表现出增加。

[0142] 以上值中的任何一个的参考水平或参考值都是在没有睡眠障碍的正常睡眠周期期间从对象检测的和/或预期要检测的相应特征的正常值。上述的以上特征的子集对于睡眠障碍检测可能是足够的,但是当使用更多的标准来作出判定时,正确检测的可靠性可能增加。在示例性配置中,极低频心率变异性 (VLFHRV) 和心搏量变异性 (SVV) 在与关于正常呼吸或深呼吸缺乏的信息相结合时对于检测睡眠障碍来说可能是足够的,其中,可以从呼吸

率(RR)检测关于正常呼吸或深呼吸缺乏的信息,呼吸率(RR)可以从心搏量变异性(SVV)信号获得。在另一实施方式中,根据高频心率变异性(HFHRV)信号检测正常呼吸或深呼吸的缺乏。如本领域的技术人员已知的,判定树的确切结构可以根据被用作判定标准的参数而变化。

[0143] 图8示出了用于确定睡眠周期的示例性过程。

[0144] 睡眠周期(SC)信息的提取利用了与如早先描述的基本信号相同的基本信号,即是,分别在阶段801、802和803中获得的心率(HR)信号、心率变异性(HRV)信号以及心搏量(SV)信号。

[0145] 在阶段811中,对心率(HR)信号进行处理以计算低频心率变异性(LFHRV)。该计算可以包括对心率(HR)信号进行滤波以便提取在期望的特征低频区域中的变异性。

[0146] 在阶段813中,对心搏量(SV)信号进行处理以计算与呼吸深度成比例的心搏量变异性(SVV)。例如,可以用以下等式来表示该计算:

[0147]  $SVV = \Delta SV / SV$

[0148] 心率变异性信号(HRV)包括主要根据呼吸调节的高频心率变异性。在阶段819中,针对呼吸深度的影响来补偿心率变异性(HRV)信号,以便获得与呼吸深度无关的高频心率变异性(HFHRV)信号。可以通过利用心搏量变异性(SVV)信号中包含的呼吸深度信息来实现该补偿。例如,可以计算高频心率变异性(HFHRV)信号与心搏量变异性(SVV)信号的比率,以获得与呼吸深度无关的高频心率变异性(RF-HFHRV)。在不脱离范围的情况下,可以使用其他计算方法来获得与呼吸深度无关的高频心率变异性(RF-HFHRV)。

[0149] 在阶段820中,计算表示与呼吸深度无关的高频心率变异性(RF-HFHRV)与低频心率变异性(LFHRV)的比率的心率变异性(HRV)比率。该比率描述了睡眠周期阶段,并且给出了压力与恢复状态的指示。该比率可以被称为睡眠周期指标(SCI)。应用于计算睡眠周期指标(SCI)的函数的示例可以是:

[0150]  $SCI = (HRHRV / SVV) / LFHRV$

[0151] 可以对在阶段820中计算出的心率变异性(HRV)比率进一步进行滤波以便从信号中去除噪声。替代阶段820的结果,该滤波的结果也可以被称为睡眠周期指标(SCI)。

[0152] 图9示出了呼吸率不规则性(RRI)的计算,呼吸率不规则性(RRI)可以被用于指示睡眠阶段的另一参数,因为呼吸率的不规则性是睡眠深度的一个特征。

[0153] 在阶段904中,以与结合图7描述的方式类似的方式获得呼吸率(RR)。例如,可以从心冲击信号(S)或者从心搏量(SV)信号或心搏量(SV)信号的导数(例如,心搏量变异性(SVV)信号)中提取呼吸率。

[0154] 在阶段914中,计算表示呼吸率的变异性的呼吸率不规则性(RRI)。呼吸率(RR)的变异性的计算可以被计算为本领域的技术人员已知的参数的变化。该呼吸率不规则性(RRI)可以被用作睡眠阶段的附加指标。可以进一步利用可选的滤波阶段921来从呼吸率不规则性(RRI)信号中移除噪声。

[0155] 图10示出了与睡眠周期相关的信号,例如,可以被显示在显示单元上的从真实对象测量的睡眠周期指标(SCI)。可以注意到的是,曲线具有上升的趋势,指示在夜晚期间对象的恢复,其反映了例如心搏量变异性(SVV)的增加。恢复表示为睡眠周期指标(SCI)的上升趋势。在睡眠的第一小时期间,心率变异性(HRV)相对较低并且因此睡眠周期指标(SCI)

相对较低,指示对象感到压力或疲劳,而到了早晨,心率变异性 (HRV) 得到显著较高的值并且因此睡眠周期指标 (SCI) 得到显著较高的值,这可以从睡眠周期指标 (SCI) 值在连续睡眠周期之间的水平变化中注意到,并且对象在早上休息得很好醒来。用圆圈突出显示了连续睡眠周期时期的大概位置。

[0156] 应该注意的是,本发明或其实施方式不限于任何特定的传感器类型或任何数目的传感器。一个或更多个传感器可以单独地使用或者组合地用在用于获得所需心率 (HR) 或跳动至跳动时间 (BtBt) 和心搏量 (SV) 信号的装置中。

[0157] 对于本领域的技术人员而言明显的是,随着技术的进步,可以以各种方式实现本发明的基本构思。因此,本发明及其实施方式不限于以上示例,而是可以在所附权利要求书的范围内变化。

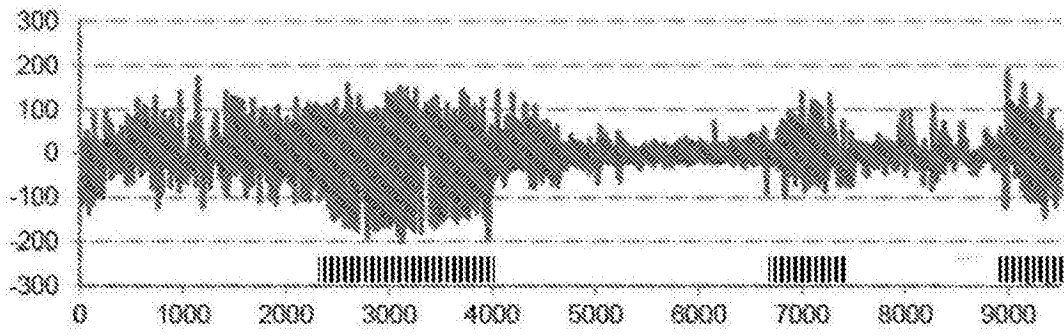


图1

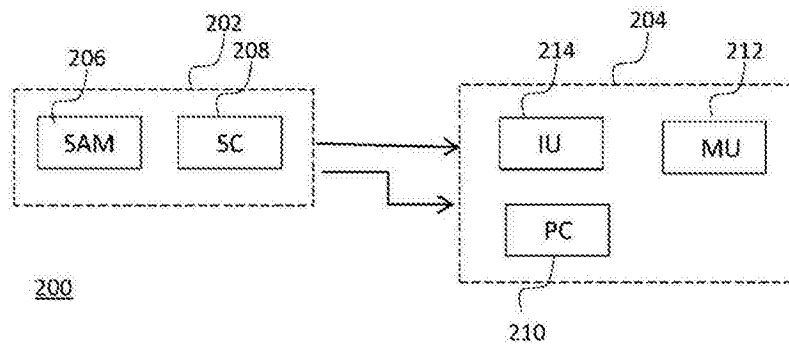


图2

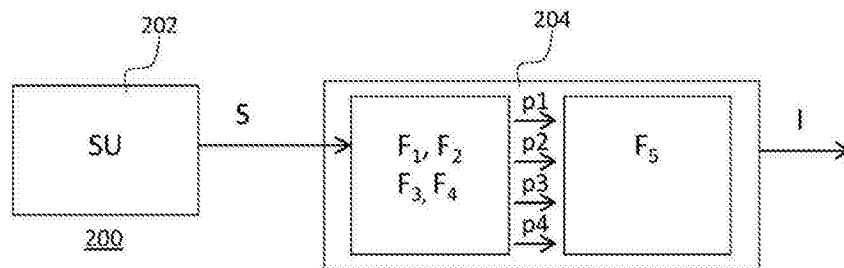


图3

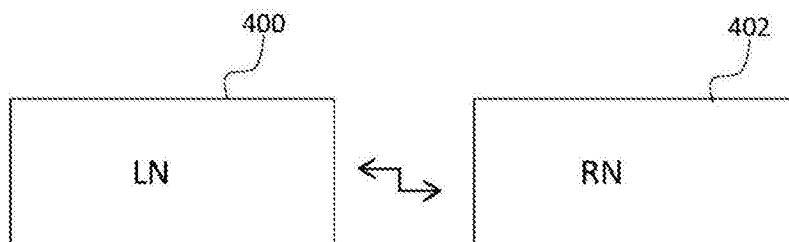


图4

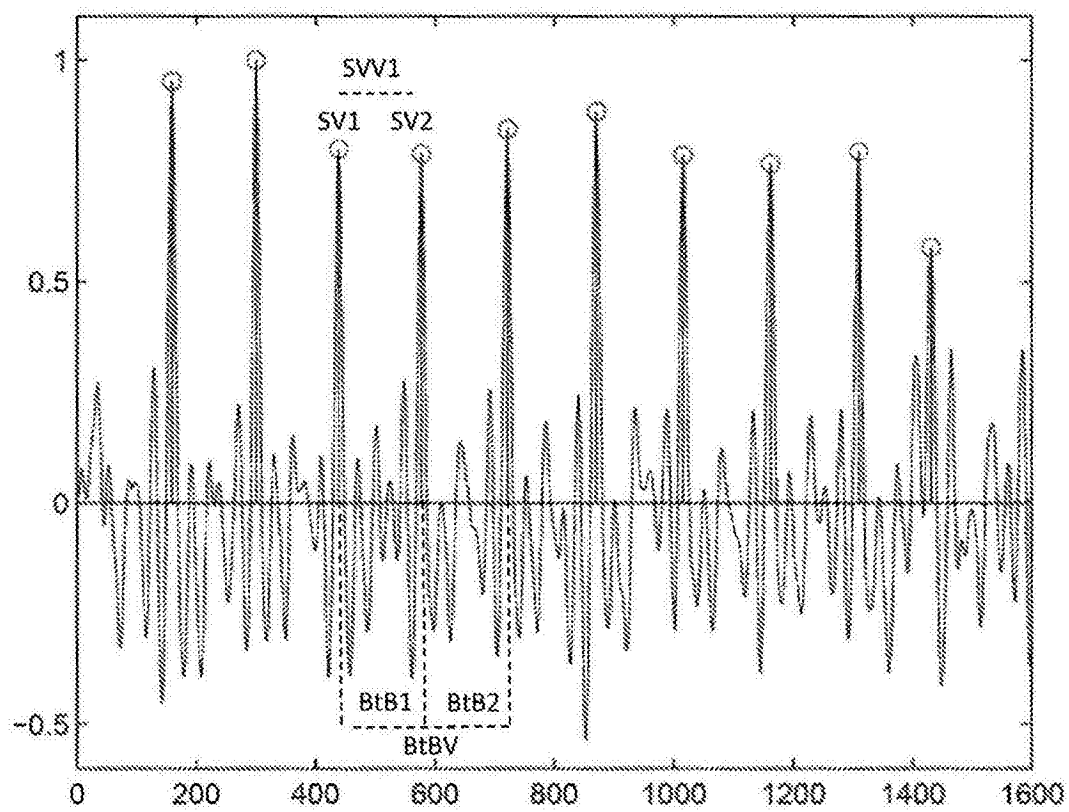


图5

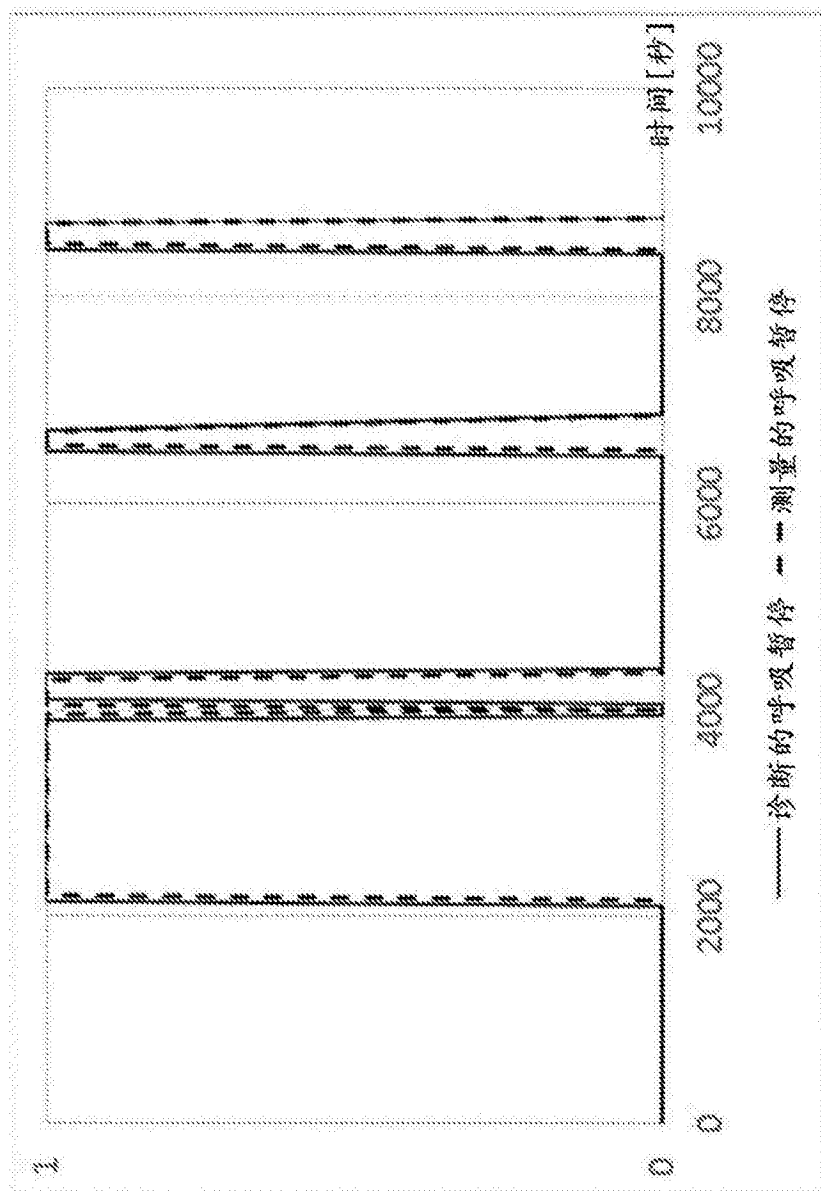


图6

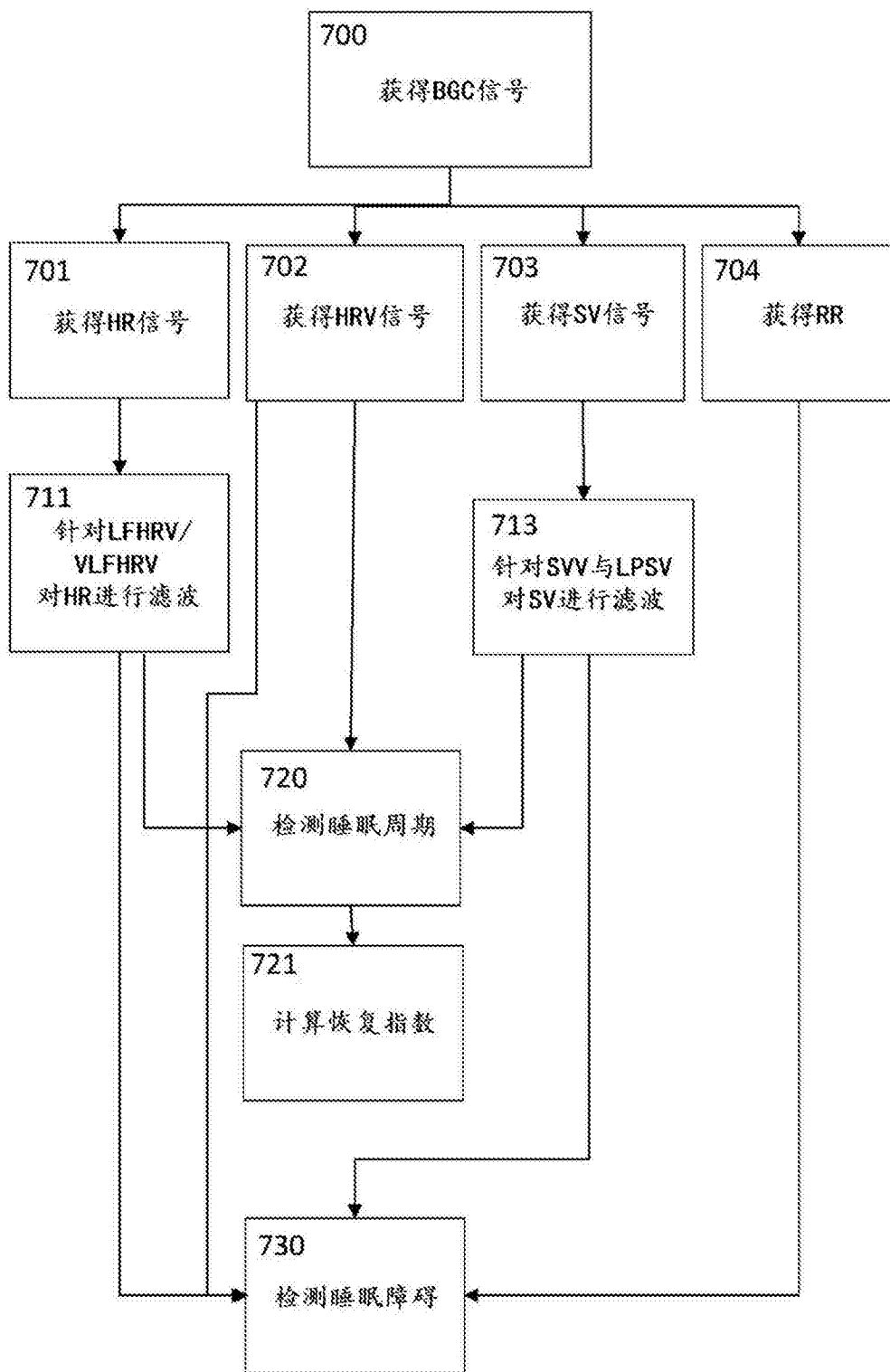


图7

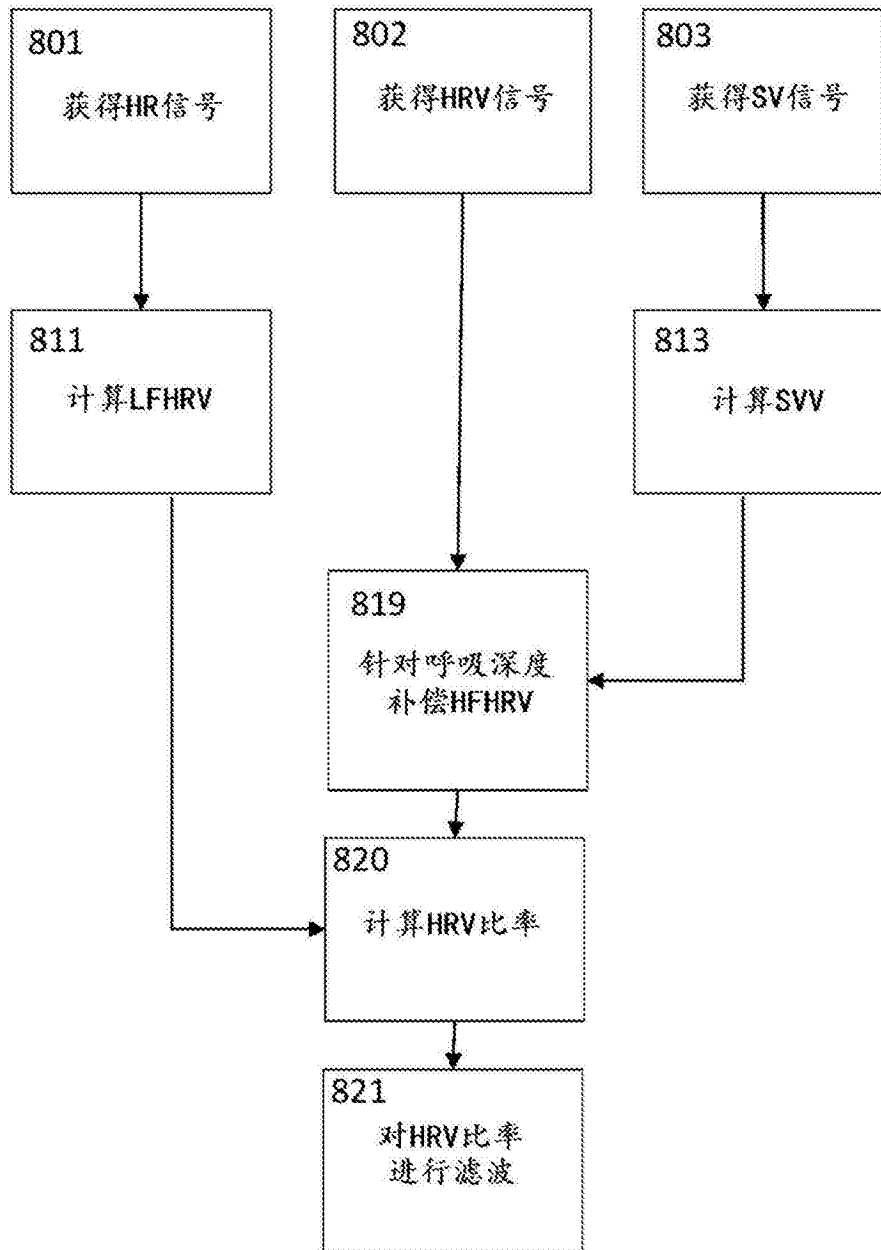


图8

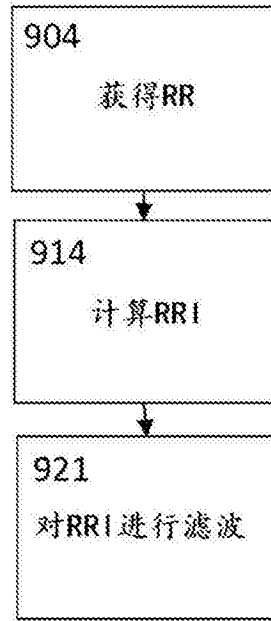


图9

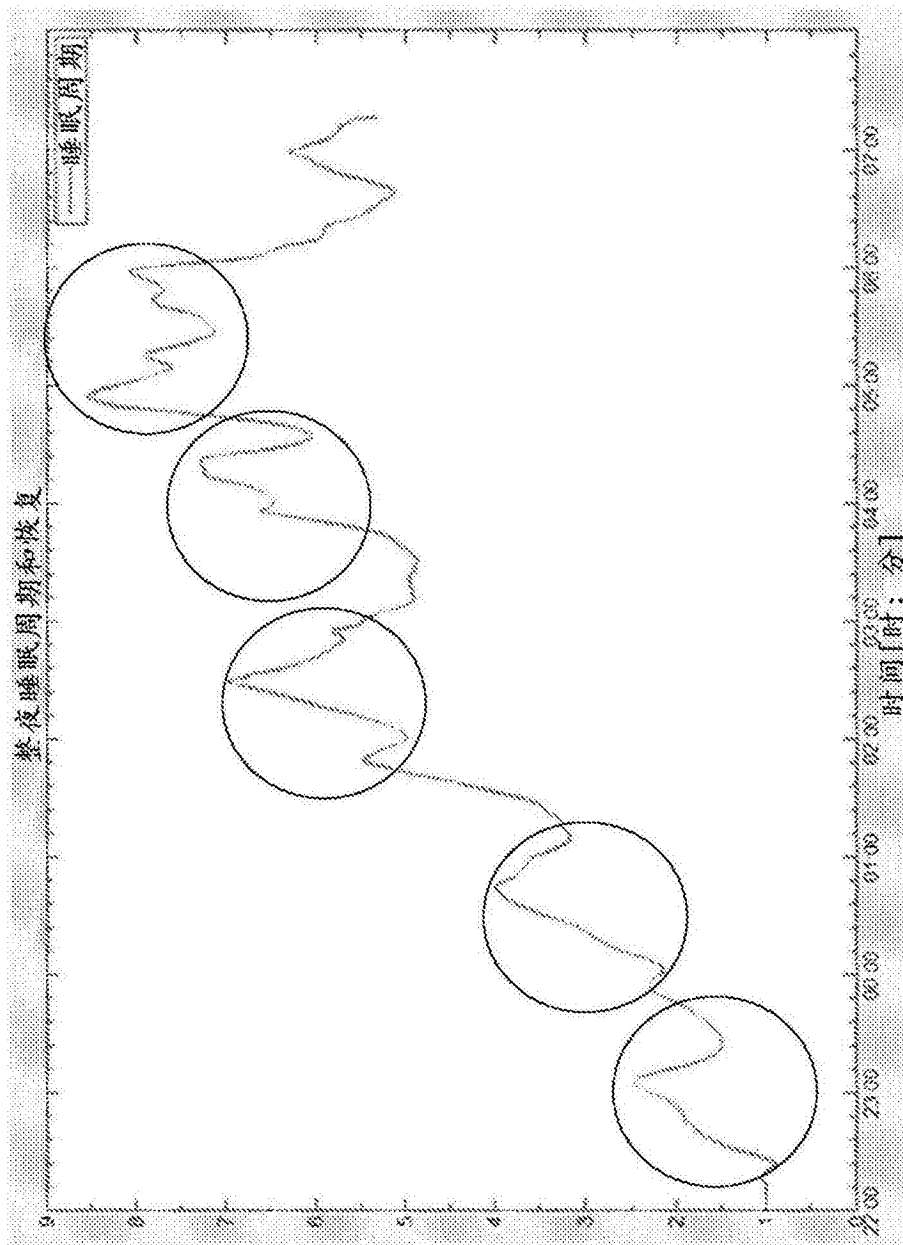


图10

|                |                                                                                                                                                                        |         |            |
|----------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 睡眠现象监测                                                                                                                                                                 |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN107920766A</a>                                                                                                                                           | 公开(公告)日 | 2018-04-17 |
| 申请号            | CN201680047157.7                                                                                                                                                       | 申请日     | 2016-08-03 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 有限公司村田生产厂                                                                                                                                                              |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 有限公司村田生产厂                                                                                                                                                              |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 有限公司村田生产厂                                                                                                                                                              |         |            |
| [标]发明人         | 乌尔夫梅里黑内                                                                                                                                                                |         |            |
| 发明人            | 乌尔夫·梅里黑内                                                                                                                                                               |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/024 A61B5/0205 A61B5/029 A61B5/11 A61B5/08 A61B5/00 A61B5/0432                                                                                                   |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/0205 A61B5/02405 A61B5/02416 A61B5/029 A61B5/0432 A61B5/0816 A61B5/1102 A61B5/4806 A61B5/4818 A61B5/7203 A61B2562/0219 A61B5/024 A61B5/091 A61B5/4812 A61B5/7225 |         |            |
| 代理人(译)         | 陈炜<br>李德山                                                                                                                                                              |         |            |
| 优先权            | 2015005577 2015-08-10 FI                                                                                                                                               |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>                                                                                                                         |         |            |

#### 摘要(译)

本发明涉及用于检测睡眠现象的方法和系统，所述现象包括睡眠周期和睡眠障碍(例如，睡眠呼吸暂停和呼吸不足)中的至少一个。从对象人检测心冲击信号，心冲击信号提供关于对象的心率变异性(HVV)和心搏量(SV)的同步信息。通过对至少心冲击信号进行处理来获得反映当前发生的与心脏和呼吸相关的睡眠现象的测量特征的参数的值。获得的参数被用于对睡眠现象检测做出判定，并且响应于对当前发生的睡眠现象的检测来输出监测结果。

