



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105982643 A

(43) 申请公布日 2016. 10. 05

(21) 申请号 201510065050. 2

(22) 申请日 2015. 02. 09

(30) 优先权数据

103144751 2014. 12. 22 TW

(71) 申请人 财团法人工业技术研究院

地址 中国台湾新竹县竹东镇中兴路 4 段 195 号

(72) 发明人 黄清煜 高嘉宏 蔡明杰 陈君萍

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

代理人 宋焰琴

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

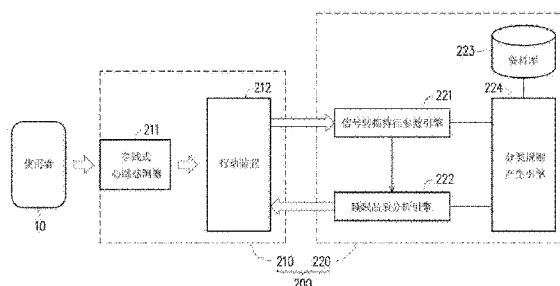
权利要求书6页 说明书12页 附图10页

(54) 发明名称

睡眠事件检测方法与系统

(57) 摘要

本发明公开了一种睡眠事件检测方法与系统。睡眠事件检测系统包括生理测量装置以及运算处理装置。生理测量装置可以在不同时间测量多个心跳率。运算处理装置耦接生理测量装置以收集这些心跳率。运算处理装置可以将心跳率转换成第一参数与第二参数。通过使用第一参数,运算处理装置可以辨识心跳率在单位期间是否属于第一状态或第二状态。通过使用第二参数,运算处理装置可以辨识心跳率在单位期间是否属于第三状态或第四状态。



1. 一种睡眠事件检测系统,其特征在于,该睡眠事件检测系统包括:

生理测量装置,经配置以在不同时间测量多个心跳率;以及

运算处理装置,耦接该生理测量装置以收集这些心跳率,经配置以将这些心跳率转换成第一参数与第二参数,通过使用该第一参数来辨识这些心跳率在单位期间是否属于第一状态或第二状态,以及通过使用该第二参数来辨识这些心跳率在该单位期间是否属于第三状态或第四状态,其中该运算处理装置包括:

分类规则产生引擎,经配置以该单位期间为基准点而定义具有不同大小的多个窗口期间,以及分别计算在这些窗口期间的多笔样本心跳率的特征参数,以及依据多笔对应样本状态与这些特征参数而决定第一窗口长度与第二窗口长度;

信号转换特征参数引擎,耦接该生理测量装置以收集这些心跳率,耦接该分类规则产生引擎以接收该第一窗口长度与该第二窗口长度,经配置以依据该第一窗口长度将这些心跳率转换成该第一参数,以及依据该第二窗口长度将这些心跳率转换成该第二参数;以及

睡眠质量分析引擎,耦接该信号转换特征参数引擎以接收该第一参数与该第二参数,经配置以依据该第一参数与该第二参数来辨识这些心跳率在该单位期间是否属于该第一状态、该第二状态、该第三状态或该第四状态,以及计算睡眠质量指针。

2. 如权利要求 1 所述的睡眠事件检测系统,其特征在于,该生理测量装置包括:

穿戴式心跳传感器,经配置以穿戴在使用者身上,以及检测该使用者在不同时间的这些心跳率;以及

行动装置,耦接该穿戴式心跳传感器与该运算处理装置,经配置以收集这些心跳率,以及将这些心跳率经由通信网路传送给该运算处理装置。

3. 如权利要求 1 所述的睡眠事件检测系统,其特征在于,该运算处理装置还包括:

数据库,经配置以储存并提供这些样本心跳率以及这些对应样本状态。

4. 如权利要求 1 所述的睡眠事件检测系统,其特征在于,该第一参数是在第一窗口期间的这些心跳率的平均值或心率变异,该第一窗口期间包含该单位期间,该第二参数是在第二窗口期间的这些心跳率的平均值或心率变异,该第二窗口期间包含该单位期间。

5. 如权利要求 1 所述的睡眠事件检测系统,其特征在于,该第一状态表示使用者处于清醒状态,该第二状态表示该使用者处于睡眠状态,该第三状态表示该使用者处于深睡状态,该第四状态表示该使用者处于非深睡状态。

6. 如权利要求 1 所述的睡眠事件检测系统,其特征在于,该运算处理装置经配置以将这些心跳率转换成该第一参数、该第二参数与第三参数,以及通过使用该第三参数来辨识这些心跳率在该单位期间是否属于第五状态或第六状态。

7. 如权利要求 6 所述的睡眠事件检测系统,其特征在于,该第一参数是在第一窗口期间的这些心跳率的平均值或心率变异,该第一窗口期间包含该单位期间,该第二参数是在第二窗口期间的这些心跳率的心率变异,该第二窗口期间包含该单位期间,该第三参数是在第三窗口期间的这些心跳率的平均值,该第三窗口期间包含该单位期间。

8. 如权利要求 6 所述的睡眠事件检测系统,其特征在于,该第一状态表示使用者处于清醒状态,该第二状态表示该使用者处于睡眠状态,该第三状态表示该使用者处于深睡状态,该第四状态表示该使用者处于非深睡状态,该第五状态表示该使用者处于快速眼动状态,该第六状态表示该使用者处于浅睡状态。

9. 如权利要求 1 所述的睡眠事件检测系统,其特征在于,该运算处理装置经配置以将在该单位期间中的这些心跳率转换成睡眠呼吸中止事件的风险估计值,通过使用该风险估计值来辨识该单位期间是否为睡眠呼吸中止候选期间,以及依据该单位期间是否属于该第一状态的睡眠状态辨识结果而来确认该睡眠呼吸中止候选期间是否发生该睡眠呼吸中止事件。

10. 如权利要求 9 所述的睡眠事件检测系统,其特征在于,该分类规则产生引擎经配置更依据这些特征参数而决定睡眠呼吸中止事件阈值,该信号转换特征参数引擎经配置更将在该单位期间中的这些心跳率转换成该风险估计值,该睡眠质量分析引擎经配置更依据该第一参数来辨识这些心跳率在该单位期间是否属于该第一状态或该第二状态以输出该睡眠状态辨识结果,而该运算处理装置还包括:

睡眠呼吸中止分析引擎,耦接该信号转换特征参数引擎以接收该风险估计值,耦接该睡眠质量分析引擎以接收该睡眠状态辨识结果,耦接该分类规则产生引擎以接收该睡眠呼吸中止事件阈值,经配置以比较该风险估计值与该睡眠呼吸中止事件阈值以辨识该单位期间是否为该睡眠呼吸中止候选期间,以及依据该睡眠状态辨识结果而来确认该睡眠呼吸中止候选期间是否发生该睡眠呼吸中止事件。

11. 如权利要求 9 所述的睡眠事件检测系统,其特征在于,该运算处理装置经配置以计算该风险估计值 $p(\text{OSA}|\text{epoch}) = \frac{\exp(a - b \times P_m + c \times P_v)}{1 + \exp(a - b \times P_m + c \times P_v)}$, 其中 $\exp()$ 表示以欧拉数 e 为底数的指数函数, P_m 表示在该单位期间中的心跳率的平均,而 P_v 表示在该单位期间中的心跳率的心率变异。

12. 一种睡眠事件检测方法,其特征在于,该睡眠事件检测方法包括:

由运算处理装置的分类规则产生引擎以单位期间为基准点而定义具有不同大小的多个窗口期间,以及分别计算在这些窗口期间中的多笔样本心跳率的特征参数,以及依据多笔对应样本状态与这些特征参数而决定第一窗长度与第二窗长度;

由生理测量装置在不同时间测量多个心跳率;

由该运算处理装置的信号转换特征参数引擎依据该第一窗口长度将这些心跳率转换成第一参数,以及依据该第二窗口长度将这些心跳率转换成第二参数;

由该运算处理装置的睡眠质量分析引擎通过使用的第一参数来辨识这些心跳率在该单位期间是否属于第一状态或第二状态;以及

由该睡眠质量分析引擎通过使用第二参数来辨识这些心跳率在该单位期间是否属于第三状态或第四状态。

13. 如权利要求 12 所述的睡眠事件检测方法,其特征在于,所述测量这些心跳率的步骤包括:

由穿戴式心跳传感器检测使用者在不同时间的心跳率;以及

由行动装置将这些心跳率经由通信网路传送给该运算处理装置。

14. 如权利要求 12 所述的睡眠事件检测方法,其特征在于,该运算处理装置更包括数据库;该数据库储存并提供这些样本心跳率以及这些对应样本状态。

15. 如权利要求 12 所述的睡眠事件检测方法,其特征在于,该第一参数是在第一窗口期间中的这些心跳率的平均值或心率变异,该第一窗口期间包含该单位期间,该第二参数

是在第二窗口期间中的这些心跳率的平均值或心率变异,该第二窗口期间包含该单位期间。

16. 如权利要求 12 所述的睡眠事件检测方法,其特征在于,该第一状态表示使用者处于清醒状态,该第二状态表示该使用者处于睡眠状态,该第三状态表示该使用者处于深睡状态,该第四状态表示该使用者处于非深睡状态。

17. 如权利要求 12 所述的睡眠事件检测方法,其特征在于,该运算处理装置将这些心跳率转换成该第一参数、该第二参数与第三参数,而该睡眠事件检测方法还包括:

通过使用该第三参数来辨识这些心跳率在该单位期间是否属于第五状态或第六状态。

18. 如权利要求 17 所述的睡眠事件检测方法,其特征在于,该第一参数是在第一窗口期间中的这些心跳率的平均值或心率变异,该第一窗口期间包含该单位期间,该第二参数是在第二窗口期间中的这些心跳率的心率变异,该第二窗口期间包含该单位期间,该第三参数是在第三窗口期间中的这些心跳率的平均值,该第三窗口期间包含该单位期间。

19. 如权利要求 17 所述的睡眠事件检测方法,其特征在于,该第一状态表示使用者处于清醒状态,该第二状态表示该使用者处于睡眠状态,该第三状态表示该使用者处于深睡状态,该第四状态表示该使用者处于非深睡状态,该第五状态表示该使用者处于快速眼动状态,该第六状态表示该使用者处于浅睡状态。

20. 如权利要求 12 所述的睡眠事件检测方法,其特征在于,该睡眠事件检测方法还包括:

由该运算处理装置将在该单位期间中的这些心跳率转换成睡眠呼吸中止事件的风险估计值;

通过使用该风险估计值来辨识该单位期间是否为睡眠呼吸中止候选期间;以及

依据所述辨识该单位期间是否属于该第一状态步骤的睡眠状态辨识结果,而来确认该睡眠呼吸中止候选期间是否发生该睡眠呼吸中止事件。

21. 如权利要求 20 所述的睡眠事件检测方法,其特征在于,该运算处理装置更包括数据库以及睡眠质量分析引擎;该数据库储存并提供这些样本心跳率以及这些对应样本状态;该分类规则产生引擎依据这些特征参数而决定睡眠呼吸中止事件阈值;该信号转换特征参数引擎将在该单位期间中的这些心跳率转换成该风险估计值;该睡眠质量分析引擎依据该第一参数来辨识这些心跳率在该单位期间是否属于该第一状态或该第二状态以输出该睡眠状态辨识结果,以及计算睡眠质量指针;以及该睡眠呼吸中止分析引擎比较该风险估计值与该睡眠呼吸中止事件阈值以辨识该单位期间是否为该睡眠呼吸中止候选期间,以及依据该睡眠状态辨识结果而来确认该睡眠呼吸中止候选期间是否发生该睡眠呼吸中止事件。

22. 如权利要求 20 所述的睡眠事件检测方法,其特征在于,所述将于该单位期间中的这些心跳率转换成该风险估计值的步骤包括:

由该运算处理装置计算该风险估计值 $p(\text{OSA}|\text{epoch}) = \frac{\exp(a - b \times P_m + c \times P_v)}{1 + \exp(a - b \times P_m + c \times P_v)}$, 其中 $\exp()$ 表示以欧拉数 e 为底数的指数函数, P_m 表示在该单位期间中的心跳率的平均,而 P_v 表示在该单位期间中的心跳率的心率变异。

23. 一种睡眠事件检测系统,其特征在于,该睡眠事件检测系统包括:

生理测量装置,经配置以在不同时间测量多个心跳率;以及

运算处理装置,耦接该生理测量装置以收集这些心跳率,经配置以将这些心跳率转换成第一参数与第二参数,通过使用该第一参数来辨识这些心跳率在单位期间是否属于第一状态或第二状态以获得睡眠状态辨识结果,以及通过使用该第二参数来辨识该单位期间是否为睡眠呼吸中止候选期间,以及通过使用该睡眠状态辨识结果来确认该睡眠呼吸中止候选期间是否发生睡眠呼吸中止事件。

24. 如权利要求 23 所述的睡眠事件检测系统,其特征在于,该生理测量装置包括:

穿戴式心跳传感器,经配置以穿戴在使用者身上,以及检测该使用者在不同时间的这些心跳率;以及

行动装置,耦接该穿戴式心跳传感器与该运算处理装置,经配置以收集这些心跳率,以及将这些心跳率经由通信网路传送给该运算处理装置。

25. 如权利要求 23 所述的睡眠事件检测系统,其特征在于,该运算处理装置包括:

数据库,经配置以储存多笔样本心跳率以及多笔对应样本状态;

分类规则产生引擎,经配置以该单位期间为基准点而定义具有不同大小的多个窗口期间,以及分别计算在这些窗口期间中的这些样本心跳率的特征参数,以及依据这些对应样本状态与这些特征参数而决定第一窗口长度,以及依据这些特征参数而决定睡眠呼吸中止事件阈值;

信号转换特征参数引擎,耦接该生理测量装置以收集这些心跳率,耦接该分类规则产生引擎以接收该第一窗口长度,经配置以依据该第一窗口长度将这些心跳率转换成该第一参数,以及将在该单位期间中的这些心跳率转换成该第二参数;

睡眠质量分析引擎,耦接该信号转换特征参数引擎以接收该第一参数,经配置以依据该第一参数来辨识这些心跳率在该单位期间是否属于该第一状态或该第二状态以获得该睡眠状态辨识结果,以及计算睡眠质量指针;以及

睡眠呼吸中止分析引擎,耦接该信号转换特征参数引擎以接收该第二参数,耦接该睡眠质量分析引擎以接收该睡眠状态辨识结果,耦接该分类规则产生引擎以接收该睡眠呼吸中止事件阈值,经配置以比较该第二参数与该睡眠呼吸中止事件阈值以辨识该单位期间是否为该睡眠呼吸中止候选期间,以及依据该睡眠状态辨识结果而来确认该睡眠呼吸中止候选期间是否发生该睡眠呼吸中止事件。

26. 如权利要求 23 所述的睡眠事件检测系统,其特征在于,该第一参数是在第一窗口期间中的这些心跳率的平均值或心率变异,该第一窗口期间包含该单位期间,该第二参数是在该单位期间中发生该睡眠呼吸中止事件的风险估计值。

27. 如权利要求 26 所述的睡眠事件检测系统,其特征在于,该运算处理装置计算该风

险估计值 $p(\text{OSA}|\text{epoch}) = \frac{\exp(a - b \times P_m + c \times P_v)}{1 + \exp(a - b \times P_m + c \times P_v)}$, 其中 $\exp()$ 表示以欧拉数 e

为底数的指数函数, P_m 表示在该单位期间中的心跳率的平均,而 P_v 表示在该单位期间中的心跳率的心率变异。

28. 如权利要求 23 所述的睡眠事件检测系统,其特征在于,该第一状态表示使用者处于清醒状态,该第二状态表示该使用者处于睡眠状态。

29. 如权利要求 23 所述的睡眠事件检测系统,其特征在于,该运算处理装置经配置以将这些心跳率转换成该第一参数、第三参数与第四参数,通过使用该第三参数来辨识这些心跳率在该单位期间是否属于第三状态或第四状态,以及通过使用该第四参数来辨识这些心跳率在该单位期间是否属于第五状态或第六状态。

30. 如权利要求 29 所述的睡眠事件检测系统,其特征在于,该第一参数是在第一窗口期间中的这些心跳率的平均值或心率变异,该第一窗口期间包含该单位期间,该第三参数是在第二窗口期间中的这些心跳率的心率变异,该第二窗口期间包含该单位期间,该第四参数是在第三窗口期间中的这些心跳率的平均值,该第三窗口期间包含该单位期间。

31. 如权利要求 29 所述的睡眠事件检测系统,其特征在于,该第一状态表示使用者处于清醒状态,该第二状态表示该使用者处于睡眠状态,该第三状态表示该使用者处于深睡状态,该第四状态表示该使用者处于非深睡状态,该第五状态表示该使用者处于快速眼动状态,该第六状态表示该使用者处于浅睡状态。

32. 一种睡眠事件检测方法,其特征在于,该睡眠事件检测方法包括:

由生理测量装置在不同时间测量多个心跳率;

由运算处理装置将这些心跳率转换成第一参数与第二参数;

通过使用该第一参数来辨识这些心跳率在单位期间是否属于第一状态或第二状态,以获得睡眠状态辨识结果;

通过使用第二参数来辨识该单位期间是否为睡眠呼吸中止候选期间;以及

通过使用该睡眠状态辨识结果来确认该睡眠呼吸中止候选期间是否发生睡眠呼吸中止事件。

33. 如权利要求 32 所述的睡眠事件检测方法,其特征在于,所述测量这些心跳率的步骤包括:

由穿戴式心跳传感器检测使用者在不同时间的这些心跳率;以及

由行动装置将这些心跳率经由通信网路传送给该运算处理装置。

34. 如权利要求 32 所述的睡眠事件检测方法,其特征在于,该运算处理装置包括数据库、分类规则产生引擎、信号转换特征参数引擎、睡眠质量分析引擎以及睡眠呼吸中止分析引擎;该数据库储存多笔样本心跳率以及多笔对应样本状态;该分类规则产生引擎以该单位期间为基准点而定义具有不同大小的多个窗口期间,以及分别计算在这些窗口期间中的这些样本心跳率的特征参数,以及依据这些对应样本状态与这些特征参数而决定第一窗长度,以及依据这些特征参数而决定睡眠呼吸中止事件阈值;该信号转换特征参数引擎依据该第一窗口长度将这些心跳率转换成该第一参数,以及将在该单位期间中的这些心跳率转换成该第二参数;该睡眠质量分析引擎依据该第一参数来辨识这些心跳率在该单位期间是否属于该第一状态或该第二状态以获得该睡眠状态辨识结果,以及计算睡眠质量指针;以及该睡眠呼吸中止分析引擎比较该第二参数与该睡眠呼吸中止事件阈值以辨识该单位期间是否为该睡眠呼吸中止候选期间,以及依据该睡眠状态辨识结果而来确认该睡眠呼吸中止候选期间是否发生该睡眠呼吸中止事件。

35. 如权利要求 32 所述的睡眠事件检测方法,其特征在于,该第一参数是在第一窗口期间中的这些心跳率的平均值或心率变异,该第一窗口期间包含该单位期间,该第二参数是在该单位期间中发生该睡眠呼吸中止事件的风险估计值。

36. 如权利要求 35 项所述的睡眠事件检测方法,其特征在于,所述将这些心跳率转换成该第二参数的步骤包括:

由该运算处理装置计算该风险估计值 $p(\text{OSA}|\text{epoch}) = \frac{\exp(a - b \times P_m + c \times P_v)}{1 + \exp(a - b \times P_m + c \times P_v)}$, 其中 $\exp()$ 表示以欧拉数 e 为底数的指数函数, P_m 表示在该单位期间中的心跳率的平均,而 P_v 表示在该单位期间中的心跳率的心率变异。

37. 如权利要求 32 所述的睡眠事件检测方法,其特征在于,该第一状态表示使用者处于清醒状态,该第二状态表示该使用者处于睡眠状态。

38. 如权利要求 32 所述的睡眠事件检测方法,其特征在于,该运算处理装置将这些心跳率转换成该第一参数、第三参数与第四参数,而该睡眠事件检测方法还包括:

通过使用该第三参数来辨识这些心跳率在该单位期间是否属于第三状态或第四状态; 以及

通过使用该第四参数来辨识这些心跳率在该单位期间是否属于第五状态或第六状态。

39. 如权利要求 38 所述的睡眠事件检测方法,其特征在于,该第一参数是在第一窗口期间中的这些心跳率的平均值或心率变异,该第一窗口期间包含该单位期间,该第三参数是在第二窗口期间中的这些心跳率的心率变异,该第二窗口期间包含该单位期间,该第四参数是在第三窗口期间中的这些心跳率的平均值,该第三窗口期间包含该单位期间。

40. 如权利要求 38 所述的睡眠事件检测方法,其特征在于,该第一状态表示使用者处于清醒状态,该第二状态表示该使用者处于睡眠状态,该第三状态表示该使用者处于深睡状态,该第四状态表示该使用者处于非深睡状态,该第五状态表示该使用者处于快速眼动状态,该第六状态表示该使用者处于浅睡状态。

睡眠事件检测方法与系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种睡眠事件检测方法与系统。

背景技术

[0002] 长期睡眠不足或是睡眠质量不佳（例如睡眠时间破碎、睡眠效率低落等），容易发生认知能力衰退（例如记忆能力降低和 / 或注意力无法集中）。睡眠不足亦可能增加心脏病、高血压、糖尿病、代谢综合症和 / 或癌症的患病机率。另外，肥胖可能与睡眠不足有关。然而，失眠的问题困扰着无数的现代人。

[0003] 另外，睡眠呼吸中止症（Sleep Apnea）是一种睡眠时候呼吸停止的睡眠障碍。睡眠呼吸中止症主要可区分为三个类型：阻塞性睡眠呼吸暂停（Obstructive Sleep Apnea, OSA）、中枢神经性睡眠呼吸暂停（Central Sleep Apnea, CSA）与混合性睡眠呼吸暂停（Mixed Apnea）。睡眠呼吸中止症患者可能会觉得一直睡不饱，因为他们的脑部在睡觉期间常常处在缺氧的状态中。醒来后，睡眠呼吸中止症患者可能会觉得昏昏沉沉、头昏脑胀、没精神。睡眠呼吸中止症患者可能会在开会或开车时打瞌睡。

[0004] 要拥有好的睡眠质量与足够的睡眠时间，人们需要先了解自己的睡眠是如何进行的。了解自己的睡眠的进程之后，人们就可以知道自己应该要在什么时候睡觉，以及可预期什么时候醒来。因为了解自己的睡眠的进程，人们可以依据自己的睡眠进程来妥善选择适合自己的睡眠策略，以便让自己可以拥有良好的睡眠质量与足够的睡眠时间。

发明内容

[0005] 本发明提供一种睡眠事件检测方法与系统，以便于使用者检测自己或他人的睡眠事件，例如睡眠状态的改变、睡眠呼吸中止事件和 / 或其他睡眠进程中所发生的事件。

[0006] 本发明的实施例中提供一种睡眠事件检测系统。睡眠事件检测系统包括生理测量装置以及运算处理装置。生理测量装置可以在不同时间测量多个心跳率（Heart rate, HR）。运算处理装置耦接生理测量装置以收集这些心跳率。运算处理装置可以将心跳率转换成第一参数与第二参数。通过使用第一参数，运算处理装置可以辨识心跳率在单位期间（epoch）是否属于第一状态或第二状态。通过使用第二参数，运算处理装置可以辨识心跳率在单位期间是否属于第三状态或第四状态。运算处理装置包括分类规则产生引擎、信号转换特征参数引擎以及睡眠质量分析引擎。分类规则产生引擎以该单位期间为基准点而定义具有不同大小的多个窗口期间，以及分别计算于这些窗口期间的多笔样本心跳率的特征参数，以及依据多笔对应样本状态与这些特征参数而决定第一窗口长度与第二窗口长度。信号转换特征参数引擎耦接生理测量装置以收集心跳率，以及耦接分类规则产生引擎以接收第一窗口长度与第二窗口长度。信号转换特征参数引擎可以依据第一窗口长度将心跳率转换成第一参数，以及依据第二窗口长度将心跳率转换成第二参数。睡眠质量分析引擎耦接信号转换特征参数引擎以接收第一参数与第二参数。睡眠质量分析引擎可以依据第一参数与第二参数来辨识这些心跳率在单位期间是否属于第一状态、第二状态、第三状态或第四状态，以及

计算睡眠质量指针。

[0007] 本发明的实施例中提供一种睡眠事件检测方法,包括:由运算处理装置的分类规则产生引擎以单位期间为基准点而定义具有不同大小的多个窗口期间,以及分别计算在这些窗口期间中的多笔样本心跳率的特征参数,以及依据多笔对应样本状态与这些特征参数而决定第一窗口长度与第二窗口长度;由生理测量装置在不同时间测量多个心跳率;由运算处理装置的信号转换特征参数引擎依据该第一窗长度将心跳率转换成第一参数,以及依据该第二窗长度将心跳率转换成第二参数;由运算处理装置的睡眠质量分析引擎通过使用第一参数来辨识心跳率在单位期间是否属于第一状态或一第二状态;以及由睡眠质量分析引擎通过使用第二参数来辨识心跳率在单位期间是否属于第三状态或一第四状态。

[0008] 本发明的实施例中提供一种睡眠事件检测系统。睡眠事件检测系统包括生理测量装置以及运算处理装置。生理测量装置经可以在不同时间测量多个心跳率。运算处理装置耦接生理测量装置以收集心跳率。运算处理装置可以将心跳率转换成第一参数与第二参数。通过使用第一参数,运算处理装置可以辨识心跳率在单位期间是否属于第一状态或第二状态,以获得一睡眠状态辨识结果。通过使用该第二参数,运算处理装置可以辨识单位期间是否为睡眠呼吸中止候选期间,以及通过使用睡眠状态辨识结果来确认睡眠呼吸中止候选期间是否发生睡眠呼吸中止(Sleep Apnea)事件。

[0009] 本发明的实施例中提供一种睡眠事件检测方法,包括:由生理测量装置在不同时间测量多个心跳率;由运算处理装置将这些心跳率转换成第一参数与第二参数;通过使用第一参数来辨识心跳率在单位期间是否属于第一状态或第二状态,以获得睡眠状态辨识结果;通过使用第二参数来辨识单位期间是否为睡眠呼吸中止候选期间;以及通过使用睡眠状态辨识结果来确认睡眠呼吸中止候选期间是否发生睡眠呼吸中止事件。

[0010] 基于上述,本发明实施例所提供的睡眠事件检测方法与系统可以帮助受测者简单且有效地测量睡眠事件,进而了解睡眠过程规则,以便及早发现睡眠问题。

[0011] 为了让本发明的上述特征和优点能更明显易懂,下文特举实施例,并配合所附附图作详细说明如下。

附图说明

[0012] 图 1 是说明人类的睡眠进程的曲线示意图;

[0013] 图 2 是依照本发明的实施例说明一种睡眠事件检测系统的方框示意图;

[0014] 图 3 是依照本发明一实施例说明一种睡眠事件检测方法的流程示意图;

[0015] 图 4 是依照本发明实施例说明心跳率的示意图;

[0016] 图 5 是依照本发明实施例说明睡眠状态序列的示意图;

[0017] 图 6 是依照本发明另一实施例说明一种睡眠事件检测方法的流程示意图;

[0018] 图 7 是说明图 2 所示睡眠事件检测系统的一种实施范例示意图;

[0019] 图 8 是依照本发明又一实施例说明一种睡眠事件检测方法的流程示意图;

[0020] 图 9 是说明图 2 所示睡眠事件检测系统的另一种实施范例示意图;

[0021] 图 10 是依照本发明实施例说明心跳率的示意图;

[0022] 图 11 是说明图 2 所示睡眠事件检测系统的再一种实施范例示意图;

[0023] 图 12 是依照本发明再一实施例说明一种睡眠事件检测方法的流程示意图;

[0024] 图 13 是依照本发明实施例说明确认睡眠呼吸中止的示意图。

[0025] 【附图标记说明】

[0026] 10 : 使用者

[0027] 101、102 : 睡眠曲线

[0028] 200 : 睡眠事件检测系统 :

[0029] 210 : 生理测量装置

[0030] 211 : 穿戴式心跳传感器

[0031] 212 : 行动装置

[0032] 220 : 运算处理装置

[0033] 221 : 信号转换特征参数引擎

[0034] 222 : 睡眠质量分析引擎

[0035] 223 : 数据库

[0036] 224 : 分类规则产生引擎

[0037] 225 : 睡眠呼吸中止分析引擎

[0038] E : 睡眠呼吸中止候选期间

[0039] EP1、EP2、EP3、EP4、EP(i-1)、EP(i)、EP(i+1) : 单位期间

[0040] F(0)、F(1)、F(N) : 特征参数

[0041] NE : 正常状态

[0042] P_{i-1} 、 P_i 、 P_{i+1} : 心跳率

[0043] S : 睡眠状态

[0044] S1 : 非深睡状态

[0045] S2 : 深睡状态

[0046] S310 ~ S350、S620、S650、S660、S860、S870、S1220 ~ S1250 : 步骤

[0047] W : 清醒状态

[0048] W1 : 第一窗口期间

[0049] W2 : 第二窗口期间

[0050] $W_s(0)$ 、 $W_s(1)$ 、 $W_s(N)$: 窗口期间

具体实施方式

[0051] 在本案说明书全文（包括权利要求书）中所使用的“耦接”一词可指任何直接或间接的连接手段。举例而言，若文中描述第一装置耦接于第二装置，则应该被解释成该第一装置可以直接连接于该第二装置，或者该第一装置可以透过其他装置或某种连接手段而间接地连接至该第二装置。另外，凡可能之处，在附图及实施方式中使用相同标号的元件 / 构件 / 步骤代表相同或类似部分。不同实施例中使用相同标号或使用相同用语的元件 / 构件 / 步骤可以相互参照相关说明。

[0052] 图 1 是说明人类的睡眠进程的曲线示意图。图 1 所示横轴表示时间（单位为小时），纵轴表示睡眠状态。在此将睡眠进程分为四种状态，分别为清醒（wake）状态、快速眼动（Rapid Eye Movement, REM）状态、浅睡（light sleep, LS）状态与深睡（slow wave sleep, SWS）状态。浅睡状态与深睡状态又称非快速眼动（non-REM），或称“常型睡眠”。快

速眼动状态又称“异型睡眠”。图 1 所示睡眠曲线 101 是大部分人类的理想睡眠进程,而睡眠曲线 102 表示睡眠质量不佳的范例睡眠进程。通过多导睡眠检测 (Polysomnography, 简称 PSG) 可以了解睡眠状况。然而 PSG 的测量成本高、测量复杂、不便携带,因此一般使用者难以经常测量。所以,以下诸实施例将说明一种便捷使用的睡眠事件检测系统与方法,可以记录日常睡眠状况,了解自我长期的睡眠轨迹。

[0053] 图 2 是依照本发明的实施例说明一种睡眠事件检测系统 200 的方框示意图。睡眠事件检测系统 200 包括生理测量装置 210 以及运算处理装置 220。生理测量装置 210 可以测量 / 检测使用者 10 的生理特征。例如,生理测量装置 210 可以在不同时间分别测量使用者 10 的心跳,而获得多个心跳率 (Heart rate, HR)。本实施例虽以使用者 10 作为测量标的,但在其他实施例的测量标的不限于使用者 10。例如,在另一些实施例中,睡眠事件检测系统 200 可以测量其他生物的心跳率。

[0054] 生理测量装置 210 可以任何方式实施。例如在一些实施例中 (但不以此为限),生理测量装置 210 可以包括心率测量设备 (或心跳传感器)。此心跳传感器可以检测使用者 10 的心跳率。另外,生理测量装置 210 可以通过穿戴、黏贴或其他机制而配置于使用者 10 的头部、身体、上肢和 / 或下肢,以便测量使用者 10 的心跳率。在其他实施例中,生理测量装置 210 可以通过非接触式生理感测设备或其他机制测量使用者 10 的心跳率。举例来说 (但不以此为限),生理测量装置 210 可以透过感测心电 (Electrocardiography, 简称 ECG 或 EKG)、心跳脉动、血液流动或其他方式来测量使用者 10 的心跳率,或使用红外线 (Infrared Ray, IR)、超宽带 (UWB, Ultra Wide Band) 感测或其他方式取得使用者 10 的心跳率。

[0055] 运算处理装置 220 耦接生理测量装置 210,以收集使用者 10 在不同时间的心跳率。生理测量装置 210 可以将测量结果 (例如心跳率) 透过有线和 / 或无线方式回传给运算处理装置 220。举例来说 (但不以此为限),生理测量装置 210 可以透过蓝牙 (Bluetooth) 或无线网络 (Wireless Network) 等无线传输方式传输测量结果至运算处理装置 220,或是透过局域网 (local area network, LAN)、因特网 (internet)、电信网络或是其他有线和 / 或无线网络传输测量结果至运算处理装置 220。在其他实施例中,生理测量装置 210 也可以透过双绞线 (Twisted pair cable)、同轴电缆 (Coaxial cable) 或光纤 (Optic fiber) 等有线传输方式传输测量结果至运算处理装置 220。

[0056] 运算处理装置 220 可以将生理测量装置 210 所提供的这些心跳率转换成第一参数、第二参数或更多参数。运算处理装置 220 可以通过使用第一参数来辨识这些心跳率在单位期间 (epoch) 是否属于第一状态或第二状态,以及通过使用第二参数来辨识这些心跳率在该单位期间是否属于第三状态或第四状态。

[0057] 举例来说,图 3 是依照本发明一实施例说明一种睡眠事件检测方法的流程示意图。请参照图 2 与图 3,生理测量装置 210 可以在不同时间点测量使用者 10 的生理特征,而获得在不同时间点的多个心跳率 (步骤 S310)。依据分类规则,运算处理装置 220 可以将生理测量装置 210 所提供的这些心跳率转换成第一参数、第二参数或更多参数 (步骤 S320)。所述分类规则可以是预先设定好的固定参数组,而此固定参数组可以视人类 (或生物) 的睡眠统计数据来决定。在另一些实施例中,所述分类规则可以依照样本数据来动态决定 (容后详述)。

[0058] 举例来说 (但不限于此),图 4 是依照本发明实施例说明心跳率的示意图。图 4 所

示横轴表示时间。生理测量装置 210 将多个心跳率数据（例如图 4 所示心跳率 P_{i-1} 、 P_i 与 P_{i+1} ）提供给运算处理装置 220。这些心跳率被定义 / 划分为不同单位期间 (epoch)，例如图 4 所示单位期间 EP1 包含心跳率 P_{i-1} 、 P_i 、 P_{i+1} 与其他心跳率数据。所述单位期间 EP1 的长度可以视实际应用需求来决定 / 调整。举例来说（但不限于此），所述单位期间 EP1 的长度可以是 30 秒或其他时间长度。

[0059] 所述分类规则可以提供 / 定义第一窗口期间 W1 与第二窗口期间 W2 的长度。第一窗口期间 W1 包含该单位期间 EP1，且第二窗口期间 W2 包含该单位期间 EP1。在其他实施例中，第一窗口期间 W1 的长度可以大于第二窗口期间 W2 的长度。步骤 S320 的第一参数可以是在第一窗口期间 W1 中的多个心跳率的平均值（或心率变异），例如（但不限于此），第一参数可以是在 30 秒（第一窗口期间 W1）中的多个心跳率的平均值（或心率变异）。步骤 S320 的第二参数可以是在第二窗口期间 W2 中的多个心跳率的平均值（或心率变异），例如（但不限于此），第二参数可以是在 300 秒（第二窗口期间 W2）中的多个心跳率的心率变异 (Heart rate variability, 简称 HRV)。步骤 S320 可以任何方式去计算心跳率的平均值和 / 或心率变异，例如（但不限于此），步骤 S320 可以公知的计算方式去计算心跳率的平均值与心率变异。

[0060] 请参照图 2 与图 3，依据所述分类规则，运算处理装置 220 可以通过使用第一参数来辨识这些心跳率在该单位期间 EP1 是否属于第一状态或第二状态（步骤 S330）。举例来说（但不限于此），所述分类规则可以提供 / 定义一个第一阈值 TH1，而运算处理装置 220 可以比较步骤 S320 所提供的第一参数与所述分类规则所提供的第一阈值 TH1。当第一参数大于第一阈值 TH1 时，运算处理装置 220 可以辨识 / 分类在单位期间 EP1 中的这些心跳率属于第一状态（例如清醒状态）。当第一参数小于第一阈值 TH1 时，运算处理装置 220 可以辨识 / 分类在单位期间 EP1 中的这些心跳率属于第二状态（例如睡眠状态或非清醒状态）。

[0061] 依据所述分类规则，运算处理装置 220 可以通过使用第二参数来辨识这些心跳率在该单位期间 EP1 是否属于第三状态或第四状态（步骤 S340）。举例来说（但不限于此），在该单位期间 EP1 被辨识 / 分类为睡眠状态（或非清醒状态）的情况下，运算处理装置 220 在步骤 S340 可以进一步来辨识被分类为睡眠状态（或非清醒状态）的单位期间 EP1 是否属于第三状态或第四状态。所述分类规则可以提供 / 定义一个第二阈值 TH2，而运算处理装置 220 可以比较步骤 S320 所提供的第二参数与所述分类规则所提供的第二阈值 TH2。当第二参数小于第二阈值 TH2 时，运算处理装置 220 可以将被分类为睡眠状态（或非清醒状态）的单位期间 EP1 进一步辨识 / 分类为第三状态（例如深睡状态）。当第二参数大于第二阈值 TH2 时，运算处理装置 220 可以辨识 / 分类在单位期间 EP1 中的这些心跳率属于第四状态，即非深睡状态（例如快速眼动状态或浅睡状态）。

[0062] 其他单位期间的操作可以参照上述单位期间 EP1 的相关说明而类推，故不再赘述。在对所有心跳率的不同单位期间进行上述步骤 S320 ~ S340 后，运算处理装置 220 可以在步骤 S350 获得睡眠状态序列。举例来说（但不限于此），图 5 是依照本发明实施例说明睡眠状态序列的示意图。图 5 所示横轴表示时间。在对所有心跳率的不同单位期间（例如图 5 所示的单位期间 EP1、EP2、EP3 与 EP4）进行上述步骤 S320 ~ S340 后，运算处理装置 220 可以在步骤 S350 获得睡眠状态序列（例如图 5 所示睡眠状态 W、S1、S1、S2...）。在图 5 所示实施例中，W 表示清醒状态，S1 表示非深睡状态，S2 表示深睡状态。

[0063] 图6是依照本发明另一实施例说明一种睡眠事件检测方法的流程示意图。请参照图2与图6,生理测量装置210可以在不同时间点测量使用者10的生理特征,而获得在不同时间点的多个心跳率(步骤S310)。依据分类规则,运算处理装置220可以将生理测量装置210所提供的这些心跳率转换成第一参数、第二参数、第三参数或更多参数(步骤S620)。图6所示步骤S310与S620可以参照图3所示步骤S310与S320的相关说明而类推。

[0064] 除了第一窗口期间W1与第二窗口期间W2的长度,所述分类规则还可以提供/定义第三窗口期间W3的长度。第三窗口期间W3包含该单位期间EP1。步骤S620的第三参数可以是在第三窗口期间W3中的多个心跳率的平均值(或心率变异),例如(但不限于此),第三参数可以是在300秒(第三窗口期间W3)中的多个心跳率的平均值。

[0065] 图6所示步骤S330与S340可以参照图3所示步骤S330与S330的相关说明而类推,故不再赘述。依据所述分类规则,运算处理装置220可以通过使用该第三参数来辨识这些心跳率在单位期间EP1是否属于第五状态或第六状态(步骤S650)。举例来说(但不限于此),在步骤S340将单位期间EP1辨识/分类为非深睡状态(例如快速眼动状态或浅睡状态)的情况下,运算处理装置220在步骤S650可以进一步来辨识被分类为非深睡状态的单位期间EP1是否属于第五状态或第六状态。所述分类规则可以提供/定义一个第三阈值TH3,而运算处理装置220可以比较步骤S620所提供的第三参数与所述分类规则所提供的第三阈值TH3。当第三参数大于第三阈值TH3时,运算处理装置220可以将被分类为非深睡状态的单位期间EP1进一步辨识/分类为第五状态(例如快速眼动状态)。当第三参数小于第三阈值TH3时,运算处理装置220可以辨识/分类在单位期间EP1中的这些心跳率属于第六状态(例如浅睡状态)。

[0066] 在对所有心跳率的不同单位期间进行上述步骤S620、S330、S340与S650后,运算处理装置220可以在步骤S660获得睡眠状态序列。图6所示步骤S660可以参照图3所示步骤S360与图5的相关说明而类推,故不再赘述。

[0067] 图7是说明图2所示睡眠事件检测系统200的一种实施范例示意图。图7所示睡眠事件检测系统200、生理测量装置210与运算处理装置220可以参照图2至图6的相关说明而类推。在图7所示实施范例中,生理测量装置210包括穿戴式心跳传感器211与行动装置212。穿戴式心跳传感器211可以用穿戴、黏贴或其他机制而配置于使用者10,以便检测使用者10在不同时间的生理信号(例如心跳率)。穿戴式心跳传感器211可以任何方式实施。例如,穿戴式心跳传感器211可以通过接触式或非接触式方式测量使用者10的心跳率。举例来说(但不以此为限),穿戴式心跳传感器211可以透过感测心电、心跳脉动、血液流动或其他方式来测量使用者10的心跳率,或使用红外线、超宽带感测或其他方式取得使用者10的心跳率。

[0068] 行动装置212耦接穿戴式心跳传感器211。在一些实施例中,穿戴式心跳传感器211可以经由无线通道将使用者10的心跳率传送给行动装置212,其中所述无线通道可以包含蓝牙(Bluetooth)接口、近场通讯(near field communication,NFC)接口、ZigBee接口、ANT+网络通讯、无线局域网络(wireless local area network,WLAN)或是其他无线通信接口。在另一些实施例中,穿戴式心跳传感器211可以经由有线通道将使用者10的心跳率传送给行动装置212,其中所述有线通道可以包含双绞线、同轴电缆、光纤或其他有线传输接口。因此,行动装置212可以经由穿戴式心跳传感器211收集使用者10在不同时间的

心跳率。

[0069] 行动装置 212 可以是智能型手机、平板计算机、笔记本电脑或是其他行动电子装置。行动装置 212 可以对穿戴式心跳传感器 211 所提供的心跳率资料进行前处理。行动装置 212 耦接运算处理装置 220, 以及将使用者 10 在不同时间的心跳率经由通信网路传送给运算处理装置 220。在一些实施例中, 所述通信网路可以包含蓝牙接口、近场通讯接口、ZigBee 接口、无线局域网 (例如 WiFi)、无线电信网络或是其他无线通信接口。在另一些实施例中, 所述通信网路可以包含双绞线、同轴电缆、光纤、市话网络或其他有线传输接口。行动装置可以辨别使用者 10 的身分, 以及显示睡眠评估结果 (容后详述)。

[0070] 运算处理装置 220 可以进行图 3 或图 6 所示程序, 以处理 / 辨识行动装置 212 所提供的心跳率。在另一些实施例中, 运算处理装置 220 可以分析睡眠效率、分析睡眠呼吸中止 (Sleep Apnea) 严重程度和 / 或其他分析睡眠信息, 然后输出睡眠分析的结果报告。

[0071] 在图 7 所示实施范例中, 运算处理装置 220 包括信号转换特征参数引擎 221 以及睡眠质量分析引擎 222。信号转换特征参数引擎 221 耦接生理测量装置 210 的行动装置 212, 以收集使用者 10 在不同时间的心跳率。信号转换特征参数引擎 221 可以将这些心跳率转换成多个参数, 例如图 3 或图 6 所述第一参数、第二参数或更多参数。睡眠质量分析引擎 222 耦接信号转换特征参数引擎 221, 以接收第一参数与第二参数。睡眠质量分析引擎 222 可以依据第一参数与第二参数来辨识这些心跳率在单位期间 EP1 是否属于第一状态、第二状态、第三状态或第四状态, 以及计算睡眠质量指针。睡眠质量分析引擎 222 可以经由所述通信网路将睡眠质量指针回传给行动装置 212。行动装置 212 可以辨别使用者 10 的身分, 以及依据此睡眠质量指针而提供 / 显示睡眠质量评估报告。

[0072] 图 8 是依照本发明又一实施例说明一种睡眠事件检测方法的流程示意图。请参照图 7 与图 8, 信号转换特征参数引擎 221 可以经由穿戴式心跳传感器 211 与行动装置 212 收集使用者 10 在不同时间的心跳率 (步骤 S310)。信号转换特征参数引擎 221 可以将这些心跳率转换成第一参数、第二参数或更多参数 (步骤 S320)。睡眠质量分析引擎 222 可以依据信号转换特征参数引擎 221 所提供的第一参数与第二参数来辨识单位期间 EP1 是否属于第一状态、第二状态、第三状态或第四状态 (步骤 S330 与 S340), 以及获得睡眠状态序列 (步骤 S350)。图 8 所示步骤 S310 ~ S350 可以参照图 3 至图 5 的相关说明而类推, 故不再赘述。

[0073] 在完成步骤 S350 后, 睡眠质量分析引擎 222 可以进行步骤 S860, 以计算睡眠质量指针。举例来说 (但不限于此), 睡眠质量分析引擎 222 可以计算 T_s/T_b 而获得睡眠质量指针, 其中 T_s 表示使用者 10 处于睡眠状态 (或非清醒状态) 的总时间 (sleep time), 而 T_b 表示使用者 10 上床的总时间 (total time on bed)。依照实际应用需求, 睡眠质量指针可以包含一种或多种指标值。例如在另一些实施例中, 除了上述指标值 T_s/T_b 外, 睡眠质量指针还可以包含指针值 T_{sws}/T_s 、指标值 T_{nsws}/T_s 或其他指标值。其中, T_{sws} 表示使用者 10 处于深睡状态的总时间, 而 T_{nsws} 表示使用者 10 处于非深睡状态的总时间。

[0074] 在完成步骤 S860 后, 睡眠质量分析引擎 222 可以经由所述通信网路将睡眠质量指针回传给行动装置 212。待使用者 10 睡醒后, 行动装置 212 可以依据此睡眠质量指针而提供 / 显示睡眠质量评估报告 (步骤 S870) 给使用者 10。在另一些应用例中, 睡眠质量分析引擎 222 可以将睡眠质量指针传送给第三方装置。举例来说 (但不限于此), 所述第三方装

置可以是医院（或是研究机构）所设置睡眠中心的病历数据库，而医师（或研究人员）可以利用睡眠质量分析引擎 222 所提供的睡眠质量指针来进行诊断（或研究）。

[0075] 图 9 是说明图 2 所示睡眠事件检测系统 200 的另一种实施范例示意图。图 9 所示睡眠事件检测系统 200、生理测量装置 210 与运算处理装置 220 可以参照图 2 至图 6 的相关说明而类推。图 9 所示穿戴式心跳传感器 211、行动装置 212、信号转换特征参数引擎 221 与睡眠质量分析引擎 222 可以参照图 7 至图 8 的相关说明而类推。在图 9 所示实施例中，运算处理装置 220 还包括数据库 223 与分类规则产生引擎 224。

[0076] 数据库 223 可以储存多笔样本心跳率以及多笔对应样本状态。分类规则产生引擎 224 可以单位期间 EP1 为基准点而定义具有不同大小的多个窗口期间。举例来说，图 10 是依照本发明实施例说明心跳率的示意图。图 10 所示横轴表示时间。图 10 绘示一个单位期间 EP1 作为说明例，而其余单位期间可以参照单位期间 EP1 的相关说明而类推。如图 10 所示，分类规则产生引擎 224 以单位期间 EP1 为基准点而定义具有不同大小的多个窗口期间 $W_s(0)$ 、 $W_s(1)$ 、 $\dots$ 、 $W_s(N)$ 。

[0077] 分类规则产生引擎 224 可以分别计算在不同窗口期间 $W_s(0) \sim W_s(N)$ 中的样本心跳率的特征参数 $F(0)$ 、 $F(1)$ 、 $\dots$ 、 $F(N)$ ，以及依据对应样本状态与特征参数 $F(0) \sim F(N)$ 而决定第一窗口长度与第二窗口长度（例如如图 4 所示第一窗口期间 $W1$ 的长度与第二窗口期间 $W2$ 的长度）。举例来说，分类规则产生引擎 224 可以分别计算在不同窗口期间 $W_s(0) \sim W_s(N)$ 中的样本心跳率的平均值（或心率变异），而获得特征参数 $F(0) \sim F(N)$ 。分类规则产生引擎 224 可以使用特征参数 $F(0) \sim F(N)$ 与对应样本状态进行模型训练，而从 (2^N-1) 种特征参数组合中选择特定特征参数，以满足具有最佳的辨识正确性。分类规则产生引擎 224 可以找到辨识清醒状态和睡眠状态（或非清醒状态）的正确性达到最佳的第一特征参数组合（例如第一窗口期间 $W1$ 的长度与第一阈值 $TH1$ ），而将此第一特征参数组合提供给信号转换特征参数引擎 221 与睡眠质量分析引擎 222。

[0078] 在选择好第一特征参数组合后，分类规则产生引擎 224 可以从其余 (2^N-2) 种特征参数组合中选择特定特征参数，以寻找辨识深睡状态和非深睡状态的正确性达到最佳的第二特征参数组合（例如第二窗口期间 $W2$ 的长度与第二阈值 $TH2$ ），而将此第二特征参数组合提供给信号转换特征参数引擎 221 与睡眠质量分析引擎 222。

[0079] 在选择好第二特征参数组合后，分类规则产生引擎 224 可以从其余 (2^N-3) 种特征参数组合中选择特定特征参数，以寻找辨识快速眼动状态和浅睡状态的正确性达到最佳的第三特征参数组合（例如第三窗口期间 $W3$ 的长度与第三阈值 $TH3$ ），而将此第三特征参数组合提供给信号转换特征参数引擎 221 与睡眠质量分析引擎 222。

[0080] 信号转换特征参数引擎 221 耦接分类规则产生引擎 224，以接收第一窗口长度与第二窗口长度。信号转换特征参数引擎 221 可以依据该第一窗口长度将心跳率转换成第一参数，以及依据该第二窗口长度将心跳率转换成第二参数（请详参图 7 与图 8 的相关说明而类推）。在另一些实施例中，信号转换特征参数引擎 221 从分类规则产生引擎 224 接收第一窗口长度、第二窗口长度与第三窗口长度。信号转换特征参数引擎 221 还可以依据该第三窗口长度将心跳率转换成第三参数（请详参图 6 的相关说明而类推）。

[0081] 在其他实施例中，分类规则产生引擎 224 可以采用基于规则的方法 (Rule based method)、基于机器学习的方法 (Machine learning based method) 或者混和方法 (Hybrid

method)。所述机器学习的方法可以包括支持向量机 (Support Vector Machine, 简称 SVM) 分类器、以统计模型为基础 (Statistical model based) 的分类器和 / 或其他基于学习的算法。所述以统计模型为基础的分类器可以包括逻辑回归 (Logistic regression) 方法、接收者操作特征 (receiver operating characteristic, ROC) 曲线分析和 / 或其他统计模型。在一些实施例中, 分类规则产生引擎 224 可以采用 ROC 曲线分析来决定上述第一阈值 TH1、第二阈值 TH2、第三阈值 TH3 和 / 或其他阈值。

[0082] 举例来说, 所述基于规则的方法可以采用下述规则: 生物在深睡 (SWS) 时, 心跳的变异较小; 生物在清醒 (wake) 和快速眼动 (Rem) 期间, 心跳是较快的; 以及生物在快速眼动期间维持一段时间心跳快。或者, 分类规则产生引擎 224 可以基于下述规则而运作: 依据心跳快慢来区分第一状态 (包含清醒状态与快速眼动状态) 与第二状态 (包含浅睡状态与深睡状态); 和 / 或依据心跳变异大小来区分第一状态 (包含清醒状态、快速眼动状态与浅睡状态) 与第二状态 (包含深睡状态)。

[0083] 图 11 是说明图 2 所示睡眠事件检测系统 200 的再一种实施范例示意图。图 11 所示睡眠事件检测系统 200、生理测量装置 210 与运算处理装置 220 可以参照图 2 至图 6 的相关说明而类推。图 11 所示穿戴式心跳传感器 211、行动装置 212、信号转换特征参数引擎 221 与睡眠质量分析引擎 222 可以参照图 7 至图 8 的相关说明而类推。图 11 所示数据库 223 与分类规则产生引擎 224 可以参照图 9 至图 10 的相关说明而类推。在图 11 所示实施例中, 运算处理装置 220 还包括睡眠呼吸中止分析引擎 225。

[0084] 分类规则产生引擎 224 可以依据特征参数 $F(0) \sim F(N)$ 而决定睡眠呼吸中止事件阈值 TH_{osa} 。利用数据库 223 的数据, 分类规则产生引擎 224 可以计算目标判定区间的特征参数值 (例如心跳率的平均值和 / 或心率变异)。利用逻辑回归 (logistic regression) 建模以及接收者操作特征 (receiver operating characteristic curve, ROC) 曲线方法进行阈值 (threshold) 分析, 以找出区分发生睡眠呼吸中止事件与正常状态 (没发生睡眠呼吸中止事件) 的最佳阈值, 作为所述睡眠呼吸中止事件阈值 TH_{osa} 。分类规则产生引擎 224 可以将此睡眠呼吸中止事件阈值 TH_{osa} 提供给睡眠呼吸中止分析引擎 225。

[0085] 运算处理装置 220 的睡眠呼吸中止分析引擎 225 可以将在单位期间 EP1 中的心跳率转换成睡眠呼吸中止事件的风险估计值。运算处理装置 220 的睡眠呼吸中止分析引擎 225 可以通过使用该风险估计值来辨识单位期间 EP1 是否为睡眠呼吸中止候选期间。运算处理装置 220 的睡眠呼吸中止分析引擎 225 还可以依据“单位期间 EP1 是否属于第一状态”的睡眠状态辨识结果而来确认该睡眠呼吸中止候选期间是否发生睡眠呼吸中止事件。

[0086] 举例来说, 图 12 是依照本发明再一实施例说明一种睡眠事件检测方法的流程示意图。请参照图 11 与图 12, 信号转换特征参数引擎 221 可以经由穿戴式心跳传感器 211 与行动装置 212 收集使用者 10 在不同时间的心跳率 (步骤 S310)。信号转换特征参数引擎 221 可以将这些心跳率转换成第一参数、第二参数、第三参数与风险估计值 (步骤 S1220)。所述第一参数、第二参数、第三参数可以参照图 3 至图 6 的相关说明而类推, 故不再赘述。

[0087] 睡眠质量分析引擎 222 可以依据信号转换特征参数引擎 221 所提供的参数来辨识单位期间属于何种状态, 以获得睡眠状态辨识结果。睡眠质量分析引擎 222 可以通过使用信号转换特征参数引擎 221 所提供的第一参数来辨识单位期间 (例如单位期间 EP1) 是否属于第一状态或第二状态 (步骤 S1231)。举例来说 (但不限于此), 分类规则产生引擎 224

可以提供/定义一个第一阈值 TH1,而睡眠质量分析引擎 222 可以比较信号转换特征参数引擎 221 所提供的第一参数与分类规则产生引擎 224 所提供的第一阈值 TH1。当第一参数大于第一阈值 TH1 时,睡眠质量分析引擎 222 可以辨识/分类在单位期间 EP1 中的这些心跳率属于第一状态(例如清醒状态)。当第一参数小于第一阈值 TH1 时,睡眠质量分析引擎 222 可以辨识/分类在单位期间 EP1 中的这些心跳率属于第二状态(例如睡眠状态或非清醒状态)。

[0088] 睡眠质量分析引擎 222 可以通过使用信号转换特征参数引擎 221 所提供的第二参数来辨识单位期间(例如单位期间 EP1)是否属于第三状态或第四状态(步骤 S1232)。举例来说(但不限于此),在单位期间 EP1 被辨识/分类为睡眠状态(或非清醒状态)的情况下,睡眠质量分析引擎 222 在步骤 S1232 可以进一步来辨识被分类为睡眠状态(或非清醒状态)的单位期间 EP1 是否属于第三状态或第四状态。分类规则产生引擎 224 可以提供/定义一个第二阈值 TH2,而睡眠质量分析引擎 222 可以比较信号转换特征参数引擎 221 所提供的第二参数与分类规则产生引擎 224 所提供的第二阈值 TH2。当第二参数小于第二阈值 TH2 时,睡眠质量分析引擎 222 可以将被分类为睡眠状态(或非清醒状态)的单位期间 EP1 进一步辨识/分类为第三状态(例如深睡状态)。当第二参数大于第二阈值 TH2 时,睡眠质量分析引擎 222 可以将被分类为睡眠状态(或非清醒状态)的单位期间 EP1 进一步辨识/分类为第四状态(例如非深睡状态)。

[0089] 睡眠质量分析引擎 222 可以通过使用信号转换特征参数引擎 221 所提供的第三参数来辨识单位期间(例如单位期间 EP1)是否属于第五状态或第六状态(步骤 S1233)。举例来说(但不限于此),在单位期间 EP1 被辨识/分类为非深睡状态的情况下,睡眠质量分析引擎 222 在步骤 S1233 可以进一步来辨识被分类为非深睡状态的单位期间 EP1 是否属于第五状态或第六状态。分类规则产生引擎 224 可以提供/定义一个第三阈值 TH3,而睡眠质量分析引擎 222 可以比较信号转换特征参数引擎 221 所提供的第三参数与分类规则产生引擎 224 所提供的第三阈值 TH3。当第三参数大于第三阈值 TH3 时,睡眠质量分析引擎 222 可以将被分类为非深睡状态的单位期间 EP1 进一步辨识/分类为第五状态(例如快速眼动状态)。当第三参数小于第三阈值 TH3 时,睡眠质量分析引擎 222 可以将被分类为非深睡状态的单位期间 EP1 进一步辨识/分类为第六状态(例如浅睡状态)。

[0090] 其他单位期间可以参照上述单位期间 EP1 的相关说明而类推,故不再赘述。图 12 所述步骤 S1231、S1232、S1233 可以参照图 6 所述步骤 S330、S340、S650 的相关说明而类推,图 12 所述步骤 S1234 与 S1235 可以参照图 8 所述步骤 S350、S860 的相关说明而类推,故不再赘述。

[0091] 在一些实施例中,信号转换特征参数引擎 221 可以在步骤 S1220 计算下述等式 1,以获得发生睡眠呼吸中止事件的风险估计值 $p(\text{OSA}|\text{epoch})$ 。其中, $\exp()$ 表示以欧拉数(Euler's number) e 为底数的指数函数, P_m 表示在一个单位期间(例如单位期间 EP1)中的心跳率的平均,而 P_v 表示在一个单位期间(例如单位期间 EP1)中的心跳率的心率变异。等式 1 中的系数 a 、 b 、 c 可以视设计需求来决定。举例来说(但不以此为限),可以从 0 ~ 10 中选择一实数(例如 0.039)作为系数 a ,从 0 ~ 10 中选择一实数(例如 4.721)作为系数 b ,从 0 ~ 30 中选择一实数(例如 15.561)作为系数 c 。

$$[0092] \quad p(\text{OSA}|\text{epoch}) = \frac{\exp(a - b \times Pm + c \times Pv)}{1 + \exp(a - b \times Pm + c \times Pv)} \quad \text{等式 1}$$

[0093] 睡眠呼吸中止分析引擎 225 耦接信号转换特征参数引擎 221, 以接收该风险估计值 $p(\text{OSA}|\text{epoch})$ 。睡眠呼吸中止分析引擎 225 耦接分类规则产生引擎 224, 以接收睡眠呼吸中止事件阈值 THosa 。睡眠呼吸中止分析引擎 225 在步骤 S1241 可以使用风险估计值 $P(\text{OSA}|\text{epoch})$ 来辨识单位期间 (例如单位期间 EP1) 是否为睡眠呼吸中止候选期间。举例来说 (但不限于此), 睡眠呼吸中止分析引擎 225 在步骤 S1241 可以比较风险估计值 $p(\text{OSA}|\text{epoch})$ 与睡眠呼吸中止事件阈值 THosa , 以辨识单位期间 EP1 是否为睡眠呼吸中止候选期间。

[0094] 睡眠呼吸中止分析引擎 225 耦接睡眠质量分析引擎 222, 以接收步骤 S1231 的睡眠状态辨识结果。在步骤 S1242 中, 睡眠呼吸中止分析引擎 225 可以依据步骤 S1231 的睡眠状态辨识结果而来确认步骤 S1241 所标注的睡眠呼吸中止候选期间是否发生睡眠呼吸中止事件。举例来说 (但不限于此), 图 13 是依照本发明实施例说明确认睡眠呼吸中止的示意图。图 13 所示横轴表示时间。在对所有心跳率的不同单位期间 (例如如图 13 所示单位期间 $\text{EP}(i-1)$ 、 $\text{EP}(i)$ 与 $\text{EP}(i+1)$) 进行上述步骤 S1231 后, 运算处理装置 220 可以获得第一层的睡眠状态序列 (例如如图 13 所示睡眠状态 S、W、S...), 并将此睡眠状态序列作为步骤 S1231 的睡眠状态辨识结果而提供给睡眠呼吸中止分析引擎 225。在图 13 所示实施例中, W 表示清醒状态, S 表示睡眠状态 (非清醒状态)。

[0095] 另一方面, 在对所有心跳率的不同单位期间 (例如如图 13 所示单位期间 $\text{EP}(i-1)$ 、 $\text{EP}(i)$ 与 $\text{EP}(i+1)$) 进行上述步骤 S1241 后, 睡眠呼吸中止分析引擎 225 可以获得睡眠呼吸中止候选序列 (例如如图 13 所示睡眠呼吸中止状态 NE、E、NE...)。在图 13 所示实施例中, E 表示该单位期间为睡眠呼吸中止候选期间, NE 表示正常状态 (该单位期间没有发生睡眠呼吸中止)。在步骤 S1242 中, 当睡眠呼吸中止分析引擎 225 发现单位期间 $\text{EP}(i)$ 是睡眠呼吸中止候选期间时, 睡眠呼吸中止分析引擎 225 会进一步检查候选单位期间 $\text{EP}(i)$ 的前后单位期间 $\text{EP}(i-1)$ 与 $\text{EP}(i+1)$ 的睡眠状态。当前后单位期间 $\text{EP}(i-1)$ 与 $\text{EP}(i+1)$ 的睡眠状态均为睡眠状态 S (非清醒状态) 时, 睡眠呼吸中止分析引擎 225 可以确认睡眠呼吸中止候选期间 (即单位期间 $\text{EP}(i)$) 发生了睡眠呼吸中止事件。若前后单位期间 $\text{EP}(i-1)$ 与 $\text{EP}(i+1)$ 其中一者的睡眠状态不为睡眠状态 S (非清醒状态), 或是若前后单位期间 $\text{EP}(i-1)$ 与 $\text{EP}(i+1)$ 的睡眠状态都不是睡眠状态 S (非清醒状态), 则睡眠呼吸中止分析引擎 225 可以确认睡眠呼吸中止候选期间 (即单位期间 $\text{EP}(i)$) 没有发生睡眠呼吸中止事件。

[0096] 其他单位期间的操作可以参照上述单位期间 $\text{EP}(i)$ 的相关说明而类推, 故不再赘述。在对所有心跳率的不同单位期间进行上述步骤 S1241 ~ S1242 后, 睡眠呼吸中止分析引擎 225 可以在步骤 S1243 获得经确认的睡眠呼吸中止事件序列。

[0097] 在完成步骤 S1243 后, 睡眠呼吸中止分析引擎 225 可以进行步骤 S1244, 以计算睡眠呼吸中止指标。举例来说 (但不限于此), 睡眠呼吸中止分析引擎 225 可以计算 $[\text{Nosa}/(\text{Ne} \times d)] \times f$ 而获得睡眠呼吸中止指标, 其中 Nosa 表示经确认发生睡眠呼吸中止事件的单位期间 (epoch) 个数, 而 Ne 表示被观测的单位期间的总个数。系数 d 与 f 可以视设计需求来决定。举例来说 (但不以此为限), 可以从 0 ~ 10 中选择一实数 (例如 0.5) 作为系数 d, 从 0 ~ 100 中选择一实数 (例如 60) 作为系数 f。

[0098] 在完成步骤 S1244 后,睡眠呼吸中止分析引擎 225 可以经由所述通信网路将睡眠呼吸中止指针回传给行动装置 212。在完成步骤 S1235 后,睡眠质量分析引擎 222 可以经由所述通信网路将睡眠质量指针回传给行动装置 212。待使用者 10 睡醒后,行动装置 212 可以依据此睡眠质量指针与睡眠呼吸中止指针而提供/显示睡眠质量评估报告(步骤 S1250)给使用者 10。图 12 所述步骤 S1250 可以参照图 8 所述步骤 S870 的相关说明而类推,故不再赘述。

[0099] 综上所述,本发明诸实施例揭示了睡眠事件检测方法与睡眠事件检测系统,可以用来评量睡眠的优劣和/或估计睡眠呼吸中止事件发生。生理测量装置可以连续测量并记录受测者/使用者的心跳,并将心跳数据传到运算处理装置。生理测量装置可以方便携带且可方便长期测量。在一些实施例中,运算处理装置可以将经过运算后的睡眠事件检测结果传回生理测量装置(例如智能型手机)。经过运算后的所述睡眠事件检测结果可显示使用者睡眠质量信息和睡眠呼吸中止事件的相关风险指数,作为日常活动规划。或者,经过运算后的所述睡眠事件检测结果可在就医时提供睡眠信息给医护人员参考。本发明诸实施例所揭示的方法与系统可以帮助使用者了解自我(或他人)睡眠过程,以便及早发现睡眠问题。

[0100] 以上所述的具体实施例,对本发明的目的、技术方案和有益效果进行了进一步详细说明,应理解的是,以上所述仅为本发明的具体实施例而已,并不用于限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

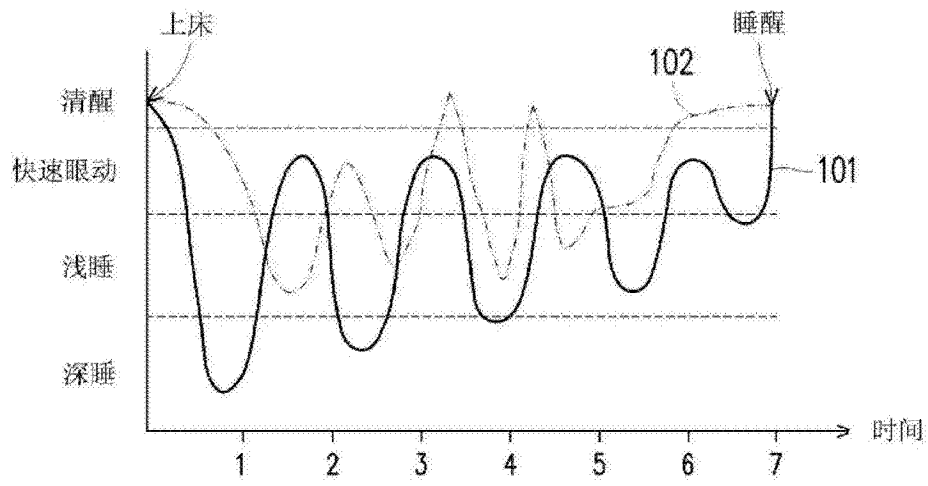


图 1

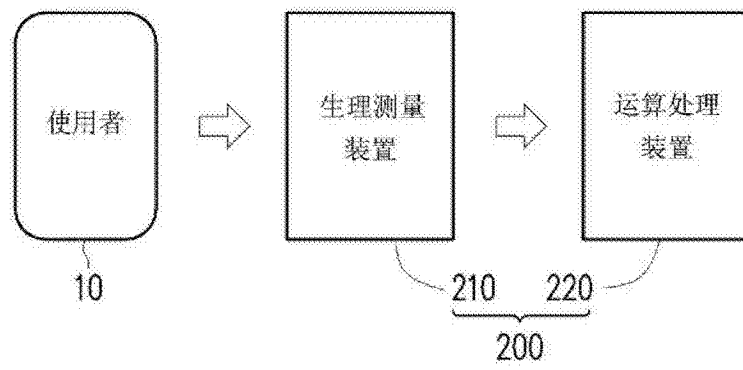


图 2

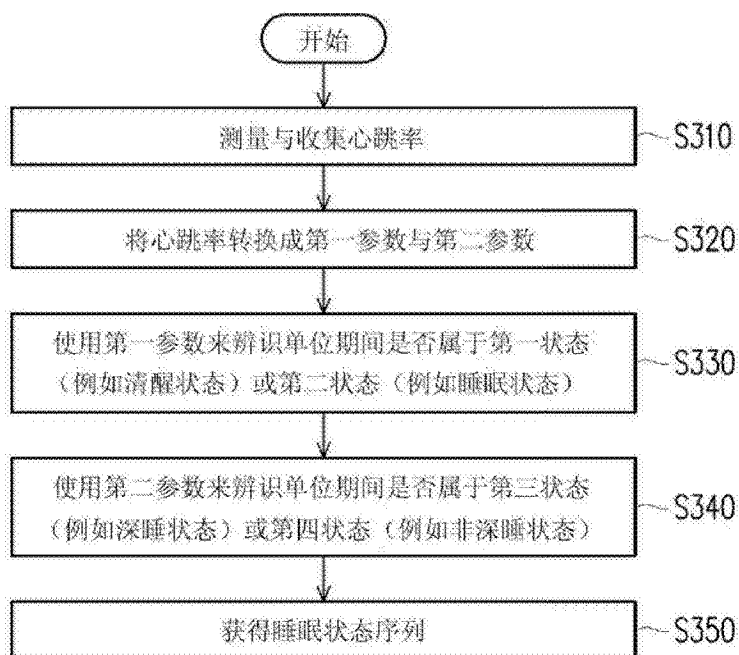


图 3

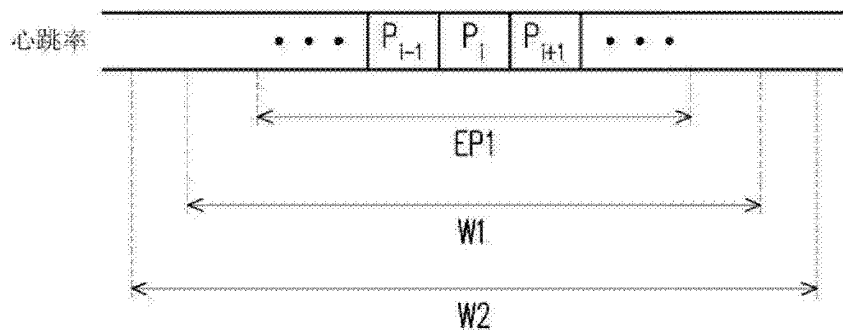


图 4

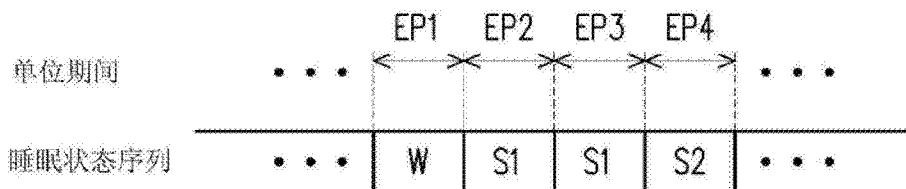


图 5

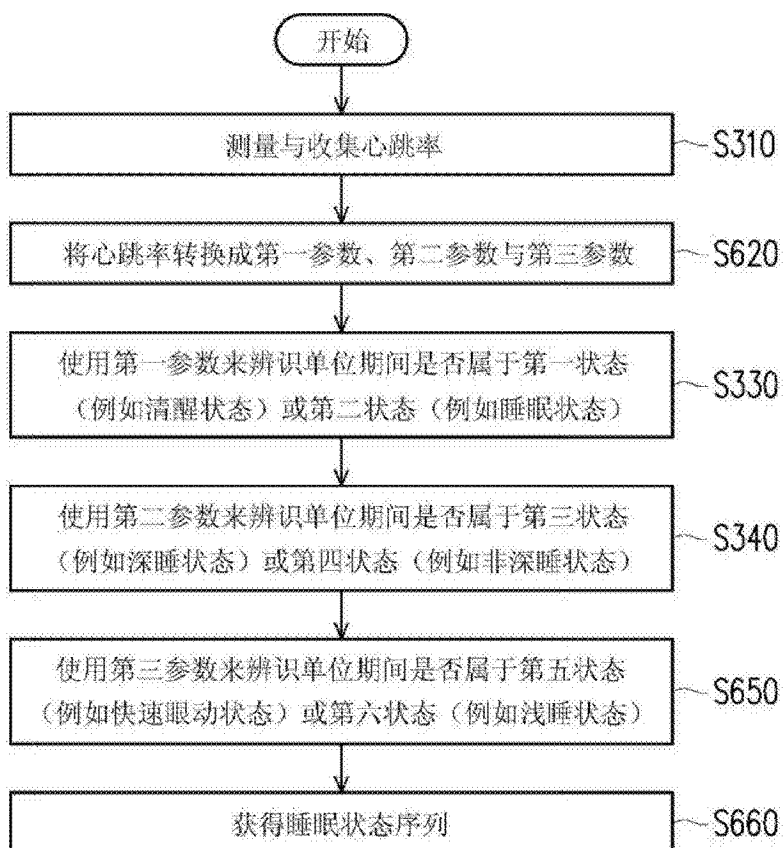


图 6

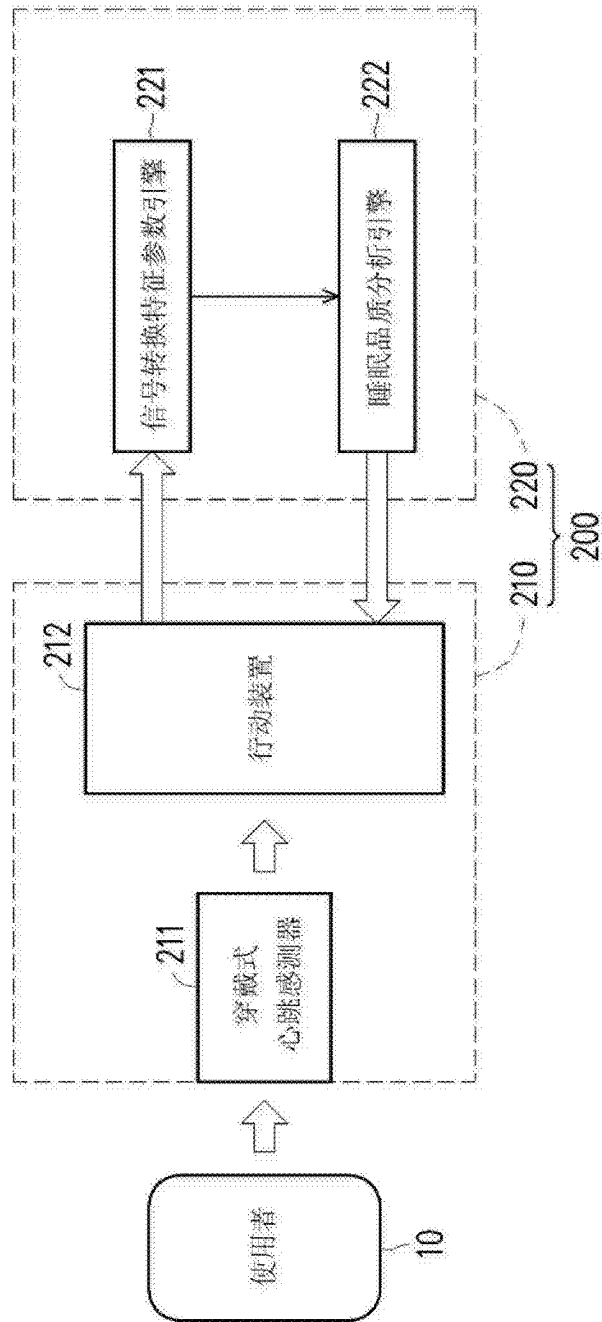


图 7



图 8

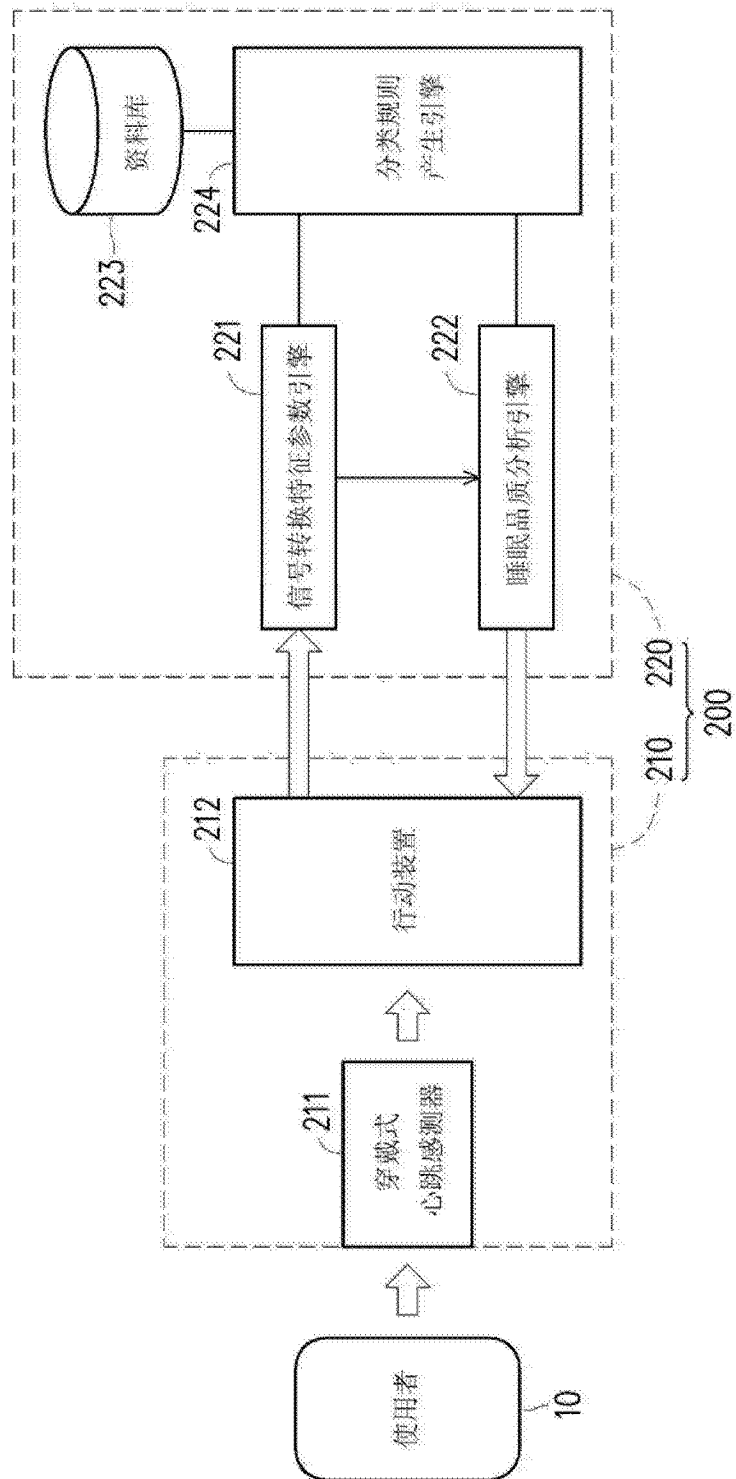


图 9

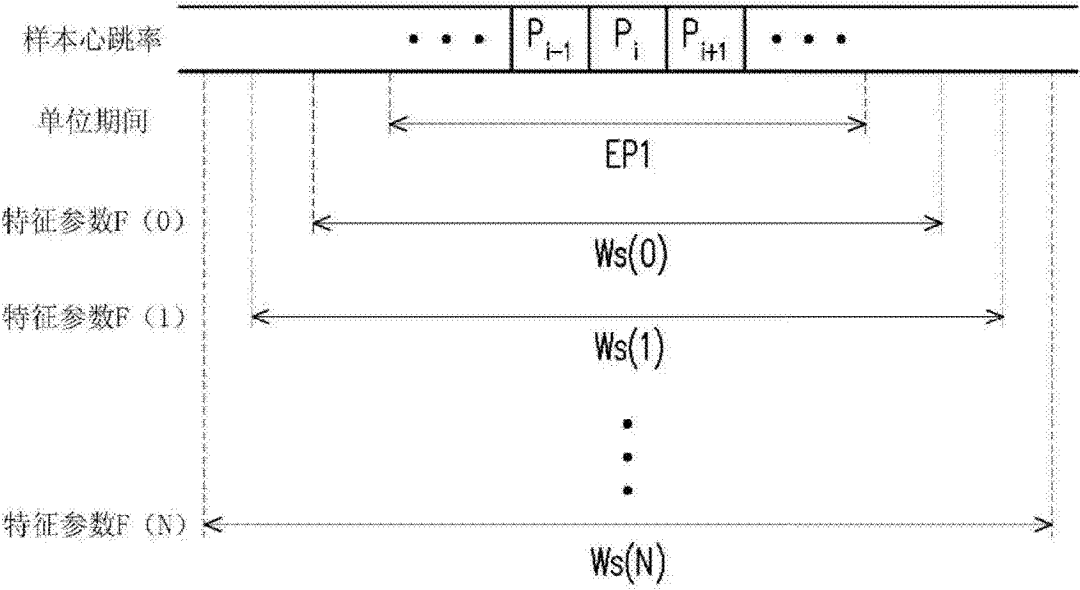


图 10

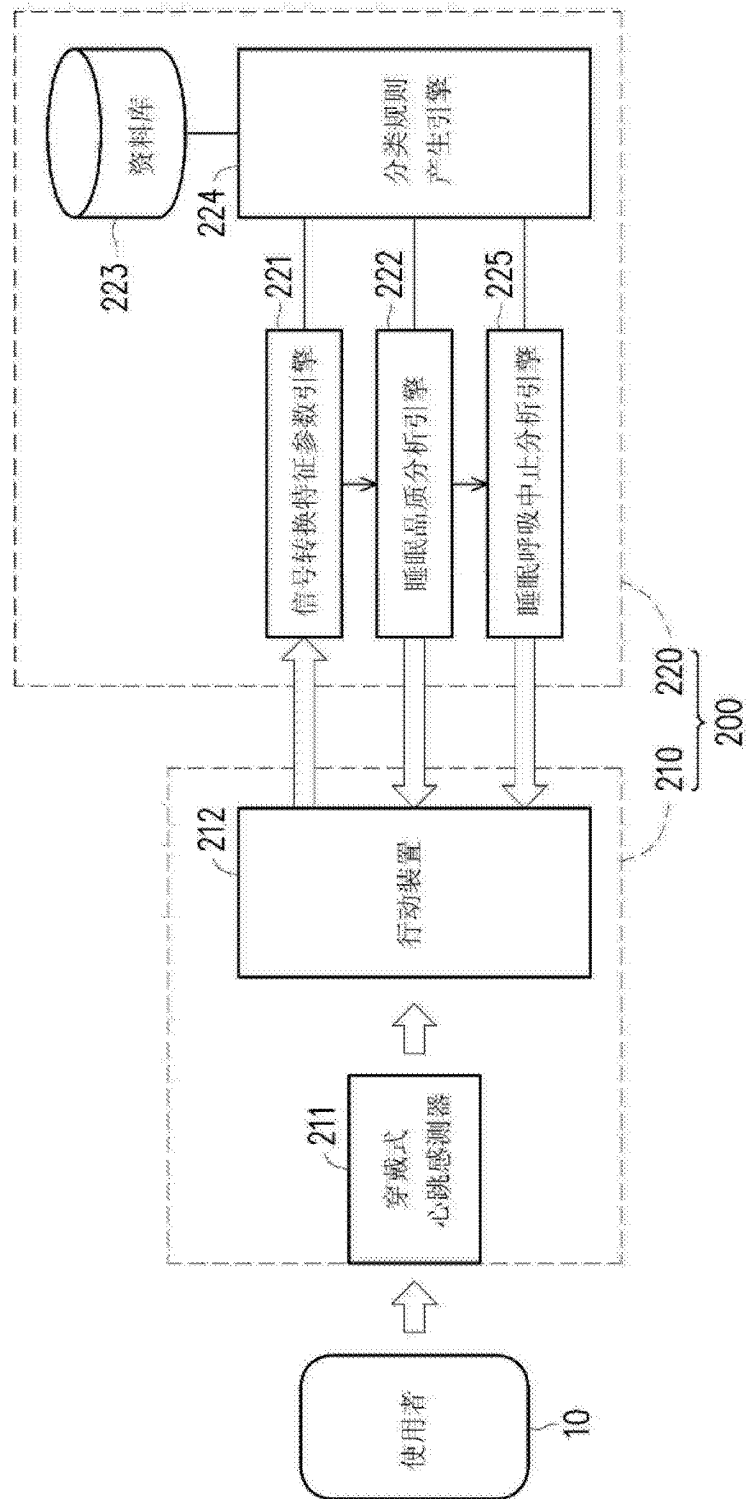


图 11

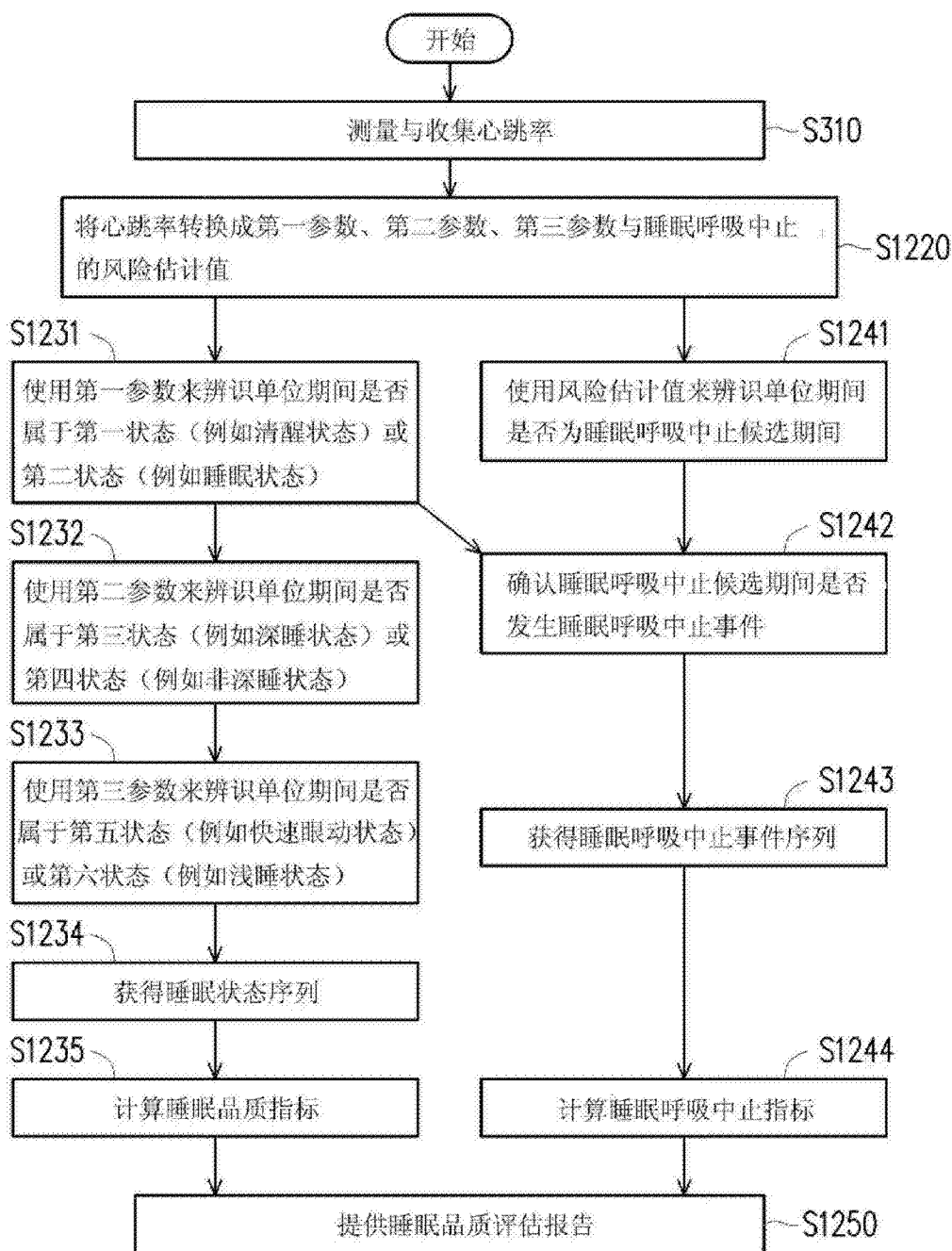


图 12

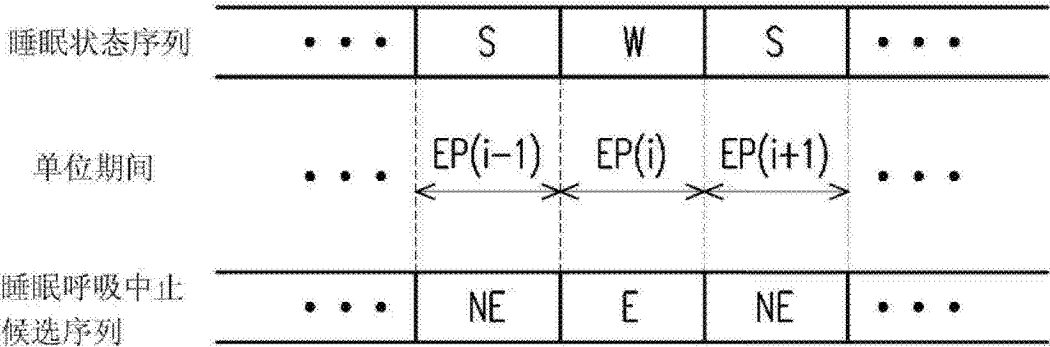


图 13

专利名称(译)	睡眠事件检测方法与系统		
公开(公告)号	CN105982643A	公开(公告)日	2016-10-05
申请号	CN201510065050.2	申请日	2015-02-09
[标]申请(专利权)人(译)	财团法人工业技术研究院		
申请(专利权)人(译)	财团法人工业技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	财团法人工业技术研究院		
[标]发明人	黄清煜 高嘉宏 蔡明杰 陈君萍		
发明人	黄清煜 高嘉宏 蔡明杰 陈君萍		
IPC分类号	A61B5/00		
优先权	103144751 2014-12-22 TW		
其他公开文献	CN105982643B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种睡眠事件检测方法与系统。睡眠事件检测系统包括生理测量装置以及运算处理装置。生理测量装置可以在不同时间测量多个心跳率。运算处理装置耦接生理测量装置以收集这些心跳率。运算处理装置可以将心跳率转换成第一参数与第二参数。通过使用第一参数，运算处理装置可以辨识心跳率在单位期间是否属于第一状态或第二状态。通过使用第二参数，运算处理装置可以辨识心跳率在单位期间是否属于第三状态或第四状态。

