

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103263260 A

(43) 申请公布日 2013. 08. 28

(21) 申请号 201310157508. 8

A61B 5/00 (2006. 01)

(22) 申请日 2013. 05. 02

(71) 申请人 北京博实联创科技有限公司
地址 100193 北京市海淀区东北旺北京中关村软件园孵化器 2 号楼 2344 室

申请人 宋军
栗原阳介
渡边嘉二郎

(72) 发明人 宋军 栗原阳介 渡边嘉二郎

(74) 专利代理机构 北京庆峰财智知识产权代理
事务所 (普通合伙) 11417

代理人 刘元霞

(51) Int. Cl.

A61B 5/024 (2006. 01)

A61B 5/08 (2006. 01)

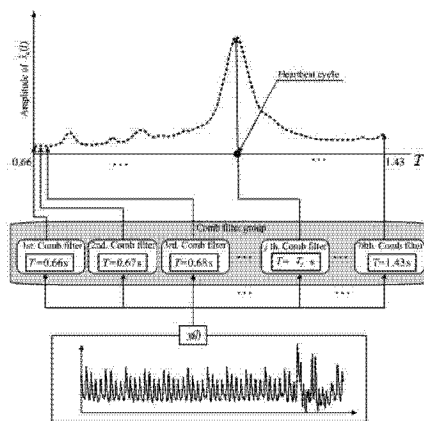
权利要求书1页 说明书11页 附图10页

(54) 发明名称

使用梳状滤波器的生理参数检测系统和睡眠深度监测系统

(57) 摘要

本发明是使用梳状滤波器的生理参数监测系统和睡眠深度监测系统。提供一种检测系统,为了提高测量精度,采用了独有的技术消除从地板传到床上的外部干扰信号。设置的传感器采集人体生理信号,使用梳状滤波器进行数据处理,从获得心率数、呼吸数和翻身频率的信号波形,连续地提取睡眠阶段的数据,根据高精度的脉搏和体动数据推定睡眠的状态。推测睡眠深度的睡眠阶段算法,采用睡眠阶段分类技术和独有的睡眠推定技术,提高睡眠阶段推定的准确率,从而提供一种高精度地检测睡眠指标的测定系统。



1. 一种检测系统,使用设置在测试对象的床上,至少一个以上的无约束、无接触的传感器,检测出在床上就寝时的所述测试对象的与睡眠质量有关的体动、呼吸、心脏跳动之类的多个人体生理信号,其特征在于,使用梳状滤波器对所述生理信号进行数据处理,提取伴随着睡眠状态的脉搏信号和体动信号。

2. 如权利要求1所述的检测系统,其特征在于,所述检测系统包括设置在床的支柱上,消除通过床传入外部信号的结构。

3. 如权利要求2所述的检测系统,其特征在于,在床上使用空气垫时,所述检测系统设有检测该空气垫的内部空压力,由压力传感器构成的体动检测装置。

4. 如权利要求2所述的检测系统,其特征在于,所述检测系统设有检测床体振动的,由加速度传感器构成的体动检测装置。

5. 如权利要求2所述的检测系统,其特征在于,所述检测系统设有检测伴随床上就寝时测试对象的体动、呼吸、心脏跳动的体动,由位置传感器构成的检测装置。

6. 一种检测系统,使用设置在测试对象的床上,至少一个以上的无约束、无接触的传感器,检测与所述测试对象在床上就寝时的睡眠质量有关的体动、呼吸、心脏跳动等的多个人体生理信号,其特征在于,使用梳状滤波器对所述生理信号进行数据处理,提取伴随睡眠状态的的心脏跳动和体动。

7. 如权利要求6所述的检测系统,其特征在于,所述检测系统具有设置在床的支柱和床主体的连接部,具有防振动传递特性的弹性体,防止来自地板振动的传递。

8. 如权利要求7所述的检测系统,其特征在于,所述设置于支柱和床主体的连接部的防振动传递弹性体,由金属或塑胶的弹簧构成,支承作用在支柱和床主体的连接部的负荷,同时,吸收从地板通过支柱而传递的振动,防止振动向床主体的传递。

9. 如权利要求7所述的检测系统,其特征在于,所述设置于支柱和床主体的连接部的防振动传递弹性体,由密封有气体的防振动传递材料构成,支承作用在支柱和床主体的连接部的负荷,同时,吸收从地板通过支柱而传递的振动,防止振动向床主体的传递。

10. 如权利要求7所述的检测系统,其特征在于,所述设置于支柱和床主体的连接部的防振动传递弹性体,通过橡胶本身或在橡胶中用气泡膨胀成的弹性橡胶,支承作用在所述连接部的负荷,同时,吸收从地板传递的振动,防止振动向床主体的传递。

11. 如权利要求7所述的检测系统,进行不对测试对象的睡眠产生影响的传感器的设定,采用用于监视生理参数及环境参数的多个所述传感器。

12. 一种睡眠深度监测系统,其包括权利要求1或6所述的检测系统,还包括根据由所述信号提取装置提取的心脏跳动、呼吸和翻身体动的各频率信号波形,连续地推定并输出所述测试对象的睡眠阶段的推定装置,根据由所述推定装置输出的睡眠阶段的变动图形判定睡眠深度。

13. 如权利要求12所述的睡眠深度监测系统,其特征在于,在测试对象的身体和床之间配置内装有传感器的弹性体褥垫,从检测测试对象的体动的体动检测装置的输出信号提取心脏跳动、呼吸和翻身体动频率的信号,根据睡眠阶段的变动方式判定睡眠深度。

14. 如权利要求12所述的睡眠深度监测系统,其特征在于,在测试对象就寝在由空气垫构成的弹性体床上时,睡眠深度监测系统设有检测该空气垫的内部压力的压力传感器所构成的体动检测装置。

使用梳状滤波器的生理参数检测系统和睡眠深度监测系统

技术领域

[0001] 本发明涉及生理检测信号检测装置及对检测信号进行统计处理,且根据提取的生理信号推测睡眠状态的睡眠测定系统。

背景技术

[0002] 睡眠具有从疲劳恢复脑力和体力的重要作用,通过确保高质量的睡眠能够促进健康的维持和强化。

[0003] 对于为了进行睡眠质量测量而在无约束、无接触的情况下测定脉搏的技术,已经由本发明者进行了论文发表及日本专利申请。例如,已提出的一种睡眠深度判定方法及判定装置,其利用封入了空气的空气垫检测人体生理信息,能够判定测试对象的睡眠阶段的变化,或者计算各睡眠阶段的时间。

[0004] 根据所述方法,从改善测试对象的睡眠质量的观点考虑,为了监视并分析睡眠信息,可用于在测试对象睡眠期间检测人体生理信号,使用梳状滤波器进行数据处理,使该信息与有关测试对象起床期间测定的客观的及主观的睡眠参数相关联。本发明提出一种系统,其从改善测试对象的睡眠质量的观点出发,高精度地测量测试对象的睡眠状态。

[0005] 在现有的床主体中利用空气垫检测身体信息,按测试对象的睡眠阶段的变化检测睡眠阶段的睡眠深度判定方法及判定装置中,有时因外部环境方面的因素,大量测量数据被损毁,从而影响推定。由于身体信息信号微小,使用超高灵敏度传感器,因此,也会捡拾测试对象发出的信号以外的信号,主要通过地面或地板传入。

[0006] 另外,最近的测定环境,因难以确保环境一致等理由,有时设置为 2 层或 2 层以上床,有时床的振动级别也高。因此,存在如何排除被测试者的人体生理信息以外的杂乱信号的问题。

[0007] 在振动传递防止系统中,近年来也开发了装入有用于检测装置的振动传感器和强制性地控制振动的振幅的能动式控制装置的系统。

[0008] 但是,由于装置大型化和成本非常高等原因而没有达到实用化。另外,在目前利用的直接安装于支柱上的兼有橡胶材料的防滑缓冲作用的橡胶材料小轱辘,难以作为可高效地防止床振动的传递的系统发挥作用。需要开发以低成本且实现防止地板振动向本装置上传递为目的,虽然没有如所述测定装置那样强制地抑制从装置本身发生的振动的效果,但能够防止地板振动向床主体传递,使测定装置本身发生的振动高效地衰减的防振系统。

发明内容

[0009] 本发明是鉴于上述问题点而设立的,其目的在于,提供一种检测系统,其在无约束、非接触下测定与就寝于床上的测试对象的睡眠质量相关的多个客观的参数,防止通过床的支柱从地板传入的外部振动,由此,消除了人体生理信号以外的信号,与目前使用的床相比,能够高精度地检测人体信号。另外,依靠本发明的传感器结构,并和垫子组合在一起的睡眠测定装置,能够对 REM 睡眠和非 REM 睡眠的周期、对应的睡眠深度等级的出现率、剔

除中途觉醒的实际睡眠时间、睡眠效率、无呼吸状态之类的各种信息进行高精度判定。作为本发明的一个实施例,以减轻所设置的场所的地板振动的影响为目的,如图 13 所示,能够在从地板向床的振动传递路径中沿垂直方向和水平方向配置空气弹簧,将垂直分量和水平分量的振动传递抑制得较低。

[0010] 在本发明中,使用高灵敏度压力传感器测量睡眠中的脉搏信号,从脉搏信号高精度地分离脉搏分量和体动分量的方法,采用梳状滤波器。根据分离出来的脉搏和体动,对表示 REM 睡眠状态的指标和表示睡眠的深度的指标做了定义。另外,设计了按照年龄区分的各睡眠阶段平均出现率和标准偏差的计算函数。提案有关这两个睡眠的指标和使用函数推定睡眠阶段的算法。对 10 名男性测试对象(平均年龄 22.2 岁)的 20 个夜晚的睡眠,用本提案的方法算出的睡眠阶段和 R-K 法的睡眠阶段的结果相比较,在睡眠等级分为 6 阶段(觉醒、REM、Non-REM1、2、3、4)、分为 5 阶段(觉醒、REM、Non-REM1、2、3/4)、分为 3 阶段(觉醒、REM、Non-REM)时,各自的一致率的平均值为 51.6%,56.2%,77.5%。另外,k 统计量的平均值为 0.29,0.39,0.48。

[0011] 当前,作为用于把握睡眠的状态的国际标准使用 R-K 法。

[0012] 该方法以脑波、眼球运动、颞筋电为基础,将睡眠的状态分类为觉醒、REM 睡眠、Non-REM 睡眠 1、2、3、4 等 6 阶段。但是,该方法需要将用于测量脑波、眼球运动、颞筋电的电极粘贴于头部、脸、及颞,因此,约束性高。另外,装置为大规模且价格高,因此,个人每天在家里使用困难。用于在家里无约束地监视睡眠状态的基础研究至今有多个报告。这些报告均根据由设置于床上的无约束型的传感器所测量的脉搏及体动等而推定睡眠状态。

[0013] 在一方面,本发明提供一种检测系统,在测试对象的床上,设置至少一个以上的无约束、无接触的传感器,检测出上述测试对象在床上就寝时与睡眠质量有关的体动、呼吸、心跳之类的多个人体生理信号,然后使用梳状滤波器对所述生理信号进行数据处理,提取伴随着睡眠状态的脉搏信号和体动信号。

[0014] 在另一方面,本发明提供一种检测系统,在测试对象的床上,设置至少一个以上的无约束、无接触的传感器,检测出上述测试对象在床上就寝时的睡眠质量有关的体动、呼吸、心跳等的多个人体生理信号,然后使用梳状滤波器对所述生理信号进行数据处理,提取伴随睡眠状态的心脏跳动和体动。

[0015] 在另一方面,本发明提供一种睡眠深度监测系统,其包括前述的检测系统,还包括根据由所述信号提取装置提取的心跳、呼吸和翻身体动的各频率信号波形,连续地推定并输出所述测试对象的睡眠阶段的推定装置,根据此推定装置输出的睡眠阶段的变动图形判定睡眠深度。

附图说明

[0016] 图 1 空气压力方式测量脉搏的原理;

[0017] 图 2 以空气压力方式测量出的人体信号;

[0018] 图 3 梳状滤波器的频率-增益特性;

[0019] 图 4 使用梳状滤波器群的心率推定;

[0020] 图 5 每个年龄的各睡眠阶段的平均出现率和标准偏差;

[0021] 图 6 REM 睡眠阶段的分布;

- [0022] 图 7 觉醒阶段, Non — REM 睡眠阶段的分布;
- [0023] 图 8 测量系统;
- [0024] 图 9 梳状滤波器 /FFT 算出的心率数分别和 ECG 的心率数的比较;
- [0025] 图 10 REM 睡眠指标和 δ 波、纺锤波、急速眼球运动的比较;
- [0026] 图 11 睡眠深度指标和 δ 波的比较;
- [0027] 图 12 睡眠阶段的比较;
- [0028] 图 13 床腿部的防振型传感器信号接受机构的例子。

具体实施方式

[0029] 2. 气动方式的实施例

[0030] 2.1 气动方式

[0031] 图 1 表示发明者提案的气动方式的原理。在家庭用床的床垫下面(或褥子下面), 铺设厚度 5mm 左右的乙烯制的充气床垫。充气床垫的内压为与大气压相同的压力, 人躺在床垫上时, 脉搏及翻身等形成的体动通过床垫传播给充气床垫中的空气。

[0032] 用超高灵敏度压力传感器(株式会社 PRIMO 制 S11 — M2)测量该空气的压力变化。

[0033] 压力传感器可测量 0.2Pa — 2Pa 的压力变动, 以 0.1 — 3kHz 具有平坦的频率特性 [13], 由压力传感器测量的信号被输入人体信号分离电路。

[0034] 在人体信号分离电路中通过 5 — 10Hz 的带通滤波器后, 实施全波整流、包络处理并输出。睡眠中的人的心率数约为 0.8Hz ~ 1.5Hz, 但在由压力传感器测量的波形中存在谐波分量, 以 S/N 比相对较高的 5 ~ 10Hz 进行滤波。

[0035] 2.2 问题记录

[0036] 在本发明中, 使用以图 1 的气动方式测量信号的提案如下。

[0037] (P1) 根据输出信号, 高精度地分离脉搏分量和体动分量的方法。

[0038] (P2) 定义表示 REM 睡眠的指标。

[0039] (P3) 定义表示睡眠深度的指标。

[0040] (P4) 按照健康人群的年龄段定义的算出各睡眠阶段的平均出现率、标准偏差的函数。

[0041] (P5) 提出推定 R — K 法顺次睡眠阶段的算法。

[0042] 3. 梳状滤波器

[0043] 对问题(P1)进行研究, 发明者们对传感器输出数据, 实施 FFT 处理, 根据脉搏的基本波、谐波分量和其它的分量, 将脉搏分量和体动分量分离 [9 — 12]。但是, 在伴随翻身的体动中多含有心率数附近的低频分量, 因此, 有时根据 FFT 的峰值频谱求取的心率数含有误差。

[0044] 在本发明中, 提出有一种方法, 其为了有效地利用脉搏分量的谐波分量, 高精度地分离脉搏和体动, 使用了梳状滤波器。

[0045] 在身体信号分离中输出的信号用 $\Delta t=0.01\text{sec}$ 进行取样, 保存为图 2 所示的时间序列数据。将 1min 间隔的离散时间设为 $k, k=1, 2, \dots, T_{id}$ 。 T_{ib} 是测试对象横躺在床上测量的总时间。将离散时间 k 的 1min 内的每个 Δt 的离散时间设为 $l, l=1, 2, \dots, N (=60/\Delta t)$ 。在将离散时间 k, l 的脉搏分量设为 $x_k(1)$ 、将体动分量设为 $n_k(1)$ 时, 身体信号

分离电路的输出 $y_k(1)$ 如(1)式那样用脉搏分量和体动分量的线性和表示。

$$[0046] \quad y_k(1) = x_k(1) + n_k(1) \quad (1)$$

[0047] 只要根据(1)式可分离脉搏分量和体动分量,就能够高精度地推定心率数。将梳状滤波器的死区时间设为 T 时,在离散时间中 $\tau = T/\Delta t$ 。另外,将梳状滤波器的反馈增益设为 g ($0 \leq g \leq 1$)。

[0048] 这时,离散时间 k, l 的脉搏分量和体动分量作为(2)式、(3)式的梳状滤波器的输出给予。

$$[0049] \quad \hat{x}_k(l) = y_k(l) + y_k(l-\tau) + g \cdot \hat{x}_k(l-\tau) \quad (2)$$

$$[0050] \quad \hat{n}_k(l) = y_k(l) - y_k(l-\tau) + g \cdot \hat{n}_k(l-\tau) \quad (3)$$

[0051] 图 3 (a)、(b) 表示(2)式、(3)式的梳状滤波器的频率—增益特性。

[0052] (2)式的滤波器如图 3 (a) 所示在直流分量和 $1/T$ 的整数倍的频率下具有峰值。反过来,(3)式的滤波器如图 3 (b) 所示在与图 3 (a) 的峰值频率相同的频率下增益为 0。图 3(a)、(b) 的频率特性的峰值的敏锐度根据反馈增益 g 而变化,在接近 1 时变得敏锐。在(2)式、(3)式中,在 T 与真的心率周期接近的情况下,(2)式的滤波器使脉搏分量的振幅增幅,反过来,(3)式的滤波器使脉搏分量衰减,使体动等分量增幅。在此,如图 4 所示,并列排列有 78 个死区时间 T 分别为 0.66s、0.67s、0.68s...、1.43s 的(2)式的梳状滤波器。第 1 个梳状滤波器的死区时间 $T=0.66s$,峰值频率为 1.51Hz 的整数倍,因此,与 90 次/min 的脉搏共振。同样地,第 78 个梳状滤波器的死区时间 $T=1.43s$,峰值频率为 0.7Hz 的整数倍,因此,与 42 次/min 的脉搏共振。以每 1 分钟的心率数计,这些梳状滤波器的死区时间的分解能为 $60 \Delta t/T^2$,在 90 次/min 时为 1.35 次/min,在 42 次/min 时为 0.29 次/min。因此,这 78 个梳状滤波器群在 42 次/min ~ 90 次/min 的范围内可覆盖平均分解能 0.82 次/min 的脉搏。将观测信号 $y_k(1)$ 并联输入该梳状滤波器群,比较来自各个梳状滤波器的输出 $\hat{x}_k(l)$ 的振幅。推定其中输出振幅最大的 $\hat{x}_k(l)$ 的梳状滤波器的死区时间,作为心率周期。接着,对作为该心率周期推定的死区时间 T , (3) 式的输出 $\hat{n}_k(l)$ 使脉搏分量衰减,相反,使体动等分量增幅。由此,能够推定体动的大小。

[0053] 4. 睡眠指标

[0054] 4.1 以 REM 睡眠为特征的指标

[0055] 对问题(P2)进行研究。

[0056] 使用(2)式的梳状滤波器定义关于 REM 睡眠的指标。

[0057] REM 睡眠具有如下的特征 [2、14] :

[0058] (1) 表示与 Non — REM1 及觉醒相似的脑波。

[0059] (2) δ 波、纺锤波的发生频率降低。

[0060] (3) 抗重力筋的紧张完全消失。

[0061] (4) 出现急速眼球运动。

[0062] (5) 脉搏数、呼吸数增加,节奏为不规则。另外,血压上升。

[0063] (6) 在成人的情况下,以平均 90 ~ 100min 的周期出现 REM 睡眠。

[0064] (7) 在 REM 睡眠的前后体动集中。

[0065] 在 R - K 法中, REM 睡眠阶段的判定如特征(1) ~ (4)所示,着重为脑波、颞筋电、眼球运动。在本发明中,按照气动方式的特征(5),着眼于“在 REM 睡眠时心率数的节奏变得不规则”。

[0066] 将离散时间 k 的 1min 数据的前半 30s 的数据 $y_k(1), y_k(2), y_k(3) \cdots, y_k(N/2)$ 输入图 4 的梳状滤波器群。这时的输出 $\hat{x}_k(I)$ 的振幅为最大,将推定为心率周期的死区时间设为 T_k^1 。同样地,对离散时间 k 的后半 30s 的数据 $y_k(N/2+1), y_k(N/2+2), y_k(N/2+3) \cdots, y_k(N)$, 将振幅 $\hat{x}_k(I)$ 成为最大的死区时间设为 T_k^2 。由此,该离散时间 k 的 1min 中的前半和后半的心率数的变化用 $60(1/T_k^1 - 1/T_k^2)$ 表示。用 $k = 1, 2, \cdots, T_{ib}$ 进行同样的处理,用前后 q 个数据进行移动平均,求取表示 REM 睡眠的状态的指标。

$$[0067] \quad R_{SDI}(k) = \frac{1}{2q+1} \sum_{i=-q}^q 60 \left| 1/T_{k+i}^1 - 1/T_{k+i}^2 \right| \quad (4)$$

[0068] 从 REM 睡眠的特征(5)可知,该指标在 REM 睡眠时保持大的值。

[0069] 4.2 以觉醒、Non - REM 睡眠为特征的指标

[0070] 对问题(P3)进行研究。使用(2)式、(3)式的梳状滤波器,

[0071] 定义关于睡眠的深度的指标。

[0072] Non - REM 睡眠

[0073] (1) 与睡眠的深度成比例, δ 波的发生频率变高。

[0074] (2) 在睡眠阶段 Non - REM2 中,发生纺锤波。

[0075] (3) 随着睡眠从觉醒状态逐渐变深,体动的大小变小,发生频率变少。

[0076] (4) 脉搏数随着睡眠变深而变低。

[0077] (5) Non - REM1 有时在 Non - REM3、4 或 REM 睡眠发生后,随着大的体动而出现。

[0078] 与 REM 睡眠的情况同样地根据气动方式的特质,由特征(3)的特征“随着睡眠变深,体动的大小变小,发生频率变少”,定义睡眠的深度指标。

[0079] 与心率周期接近的死区时间 T 的(3)式的梳状滤波器的输出 $\hat{n}_k(I)$,使脉搏分量衰减,使体动等分量增幅。在离散时间 k 中将该输出的平均振幅设为 P_k^n 。在浅睡眠中体动的发生频率多, P_k^n 成为较大的值,在深度睡眠中成为较小的值。

[0080] 传感器输出信号水平因寝具及测试对象或睡姿而不同。为了将该不同基准化,将离散时间 k 的传感器输出 $y_k(1)$ 的平均振幅设为 P_k^y 。用 P_k^y 除 P_k^n 而求出 P_k^n / P_k^y 。另外, P_k^n 在有体动的情况下和没有体动的情况下大幅变化,即使在几乎没有体动的状态下也有微小的变化。为了控制住该体动导致的大的变化,并将微小的变化放大,求出 P_k^n / P_k^y 的对数,作为表示睡眠深度的指标。

$$[0081] \quad SDI(k) = \frac{1}{2} \log_2 \left(\frac{P_k^n}{P_k^y} \right) \quad (5)$$

[0082] 该指标在深睡眠时成为小的值,随着变浅而成为大的值。

[0083] 5. 睡眠阶段的推定

[0084] 5.1 年龄不同的睡眠阶段的出现率

[0085] 对于问题(P4)进行研究,决定输入测试对象的实际年龄时其年龄的各睡眠阶段的平均的出现率、和输出标准偏差的函数。该函数对在参考文献 [15 - 18] 的 3 岁~ 92 岁的 306 人的各睡眠阶段的出现率,用 4 次曲线近似决定。

[0086] 各睡眠阶段的出现率用(6)式表示,标准偏差用(7)式表示。(6)式、(7)式对各睡眠阶段分别表示。表 1 表示系数 $c_0 \sim c_4$ 及决定系数 R^2 。

[0087] $f_x = c_4 a^4 + c_3 a^3 + c_2 a^2 + c_1 a + c_0$ (6)

[0088] $\delta f_x = c_4 a^4 + c_3 a^3 + c_2 a^2 + c_1 a + c_0$ (7)

[0089] 表 1(6)式,(7)式的系数及决定系数

[0090]

方程	睡眠阶段	系数					决定系数
		c_4	c_3	c_2	c_1	c_0	R^2
Eq.(6)	Wake	-3.07×10^{-6}	6.02×10^{-4}	-3.23×10^{-2}	5.99×10^{-1}	-1.70×10^0	0.93
	REM	3.36×10^{-6}	-6.89×10^{-4}	4.55×10^{-2}	-1.19×10^0	3.50×10^0	0.88
	NR1	-4.20×10^{-7}	1.17×10^{-4}	-8.61×10^{-3}	3.12×10^{-1}	5.82×10^{-1}	0.82
	NR2	2.82×10^{-6}	-6.00×10^{-4}	3.46×10^{-2}	-4.06×10^{-1}	4.77×10^0	0.65
	NR3	4.37×10^{-8}	2.15×10^{-5}	-5.92×10^{-3}	3.27×10^{-1}	1.57×10^0	0.51
	NR4	-2.74×10^{-6}	5.49×10^{-4}	-3.33×10^{-2}	3.58×10^{-1}	1.68×10^0	0.96
Eq.(7)	Wake	-1.26×10^{-6}	2.45×10^{-4}	-1.24×10^{-2}	2.41×10^{-1}	-1.41×10^{-2}	0.72
	REM	1.14×10^{-6}	-1.60×10^{-4}	6.63×10^{-3}	-6.02×10^{-2}	3.49×10^0	0.52
	NR1	1.02×10^{-6}	-1.58×10^{-4}	7.83×10^{-3}	-8.71×10^{-2}	1.52×10^0	0.65
	NR2	1.66×10^{-6}	-2.49×10^{-4}	1.14×10^{-2}	-7.75×10^{-2}	4.78×10^0	0.56
	NR3	-4.94×10^{-7}	8.00×10^{-5}	-4.69×10^{-3}	1.54×10^{-1}	4.77×10^{-1}	0.56
	NR4	1.66×10^{-6}	-2.60×10^{-4}	1.07×10^{-2}	-5.30×10^{-2}	3.36×10^0	0.50

[0091] x 表示各睡眠阶段。 a 的定义域设定为成为制作该函数的数据基础的 306 人的年龄幅度 3 ~ 92。(6)式、(7)式即使将次数设定为 5 次以上,决定系数也几乎不变,因此,设定为 4 次。图 5 (a) 表示用(6)式表示的各睡眠阶段的平均的出现率。

[0092] 另外,图 5 (b) 表示用(7)式表示的各睡眠阶段平均出现率的标准偏差。

[0093] 如图 5 (a) 所示, $f_{Wake} + f_{REM} + f_{NR1} + f_{NR2} + f_{NR3} + f_{NR4} = 100[\%]$ 成立。

[0094] 睡眠的出现率随着年龄增高而觉醒的出现率上升,相反深睡眠的出现率减少。

[0095] 5.2 睡眠阶段的推定

[0096] 对问题(P5)进行研究。

[0097] 由 REM 睡眠指标 $RSI(k)$ 、(6)式、(7)式推定 REM 睡眠的时间。

[0098] 将测试对象的实际年龄代入(6)式、(7)式的 a ,求 f_{REM} , δf_{REM} 。

[0099] 这时 REM 睡眠的出现率设定在 $f_{REM} \pm \delta f_{REM}$ 范围内。

[0100] 如图 6 所示,将 REM 睡眠指标 $RSI(k)$ 按下降的顺序排序,在 $f_{REM} \pm \delta f_{REM}$ 的范围中,将发生最大的体动时保持以上的 $RSI(k)$ 的时间带作为 REM 睡眠时间进行分配。这是利用了 REM 睡眠的特征(7)。

[0101] 其次,根据 $SDI(k)$ 、(6)式、(7)式分配觉醒、Non-REM 睡眠 1、2、3、4 的时间。

[0102] 将除了 REM 睡眠的时间带的睡眠深度指标 $SDI(k)$ 按图 7 所示的下降的顺序排序。

[0103] 与 REM 睡眠的情况同样地将测试对象的实际年龄代入(6)式、(7)式,

[0104] 求出觉醒、Non — REM1、2、3、4 各睡眠阶段的出现率。

[0105] 这时各睡眠阶段的出现率分别设定在如下范围内：

[0106] 觉醒： $[f_{\text{wake}} - \delta f_{\text{NR1}}, f_{\text{wake}} + \delta f_{\text{wake}}]$

[0107] Non — REM1： $[f_{\text{NR1}} - \delta f_{\text{NR2}}, f_{\text{NR1}} + \delta f_{\text{NR1}}]$

[0108] Non — REM2： $[f_{\text{NR2}} - \delta f_{\text{NR3}}, f_{\text{NR2}} + \delta f_{\text{NR2}}]$

[0109] Non — REM3： $[f_{\text{NR3}} - \delta f_{\text{NR4}}, f_{\text{NR3}} + \delta f_{\text{NR3}}]$

[0110] Non — REM4： $[f_{\text{NR4}} - \delta f_{\text{NR3}}, f_{\text{NR4}} + \delta f_{\text{NR4}}]$

[0111] 觉醒和 Non — REM1 的出现率与 REM 睡眠同样，将在各自的范围中体动大的部位设定为其出现率。Non — REM2、3、4 的出现率，将 SDI (k) 按下降的顺序排序，倾斜大的地方设定为其出现率，如此来分配觉醒、Non — REM1、2、3、4 的睡眠阶段。

[0112] 分配了各睡眠阶段后，返回到原来的时间序列，作为 R — K 法顺次睡眠阶段。

[0113] 6. 测试验证

[0114] 6.1 测试对象和测试环境

[0115] 测试对象以健康成人男性 10 名 (A ~ J)、平均年龄 22.2 岁为对象，取得知情同意后，测量 20 个晚上。

[0116] 图 8 表示测量状况。

[0117] 采用气动方式脉搏及体动测量。作为脉搏、睡眠阶段的比较用，通过多种波动描记器 (SANYOFIT2500NEC 三荣)，同时测量了 ECG、脑波及眼球运动。

[0118] 6.2 梳状滤波器的有效性的验证

[0119] 关于问题 (P1) 的有效性，对使用梳状滤波器推定的心率数和由 FFT 推定的心率数进行比较验证。

[0120] 将测试对象 J 的第 2 晚 (以后设为 J — 2) 的数据输入图 4 的梳状滤波器群而推定心率数。该梳状滤波器群的反馈增益为 $g=0.95$ 。

[0121] 另外，用 FFT 求 J — 2 的每 1 分钟的心率数。作为心率数的参照从 ECG 的数据读取 R — R 间隔，求每 1min 的平均心率数。图 9 (a) 表示由梳状滤波器推定的心率数和由 ECG 求取的心率数，图 9 (b) 表示由 FFT 推定的心率数和由 ECG 求取的心率数。在 10min ~ 100min 内，由梳状滤波器进行的心率数推定结果这一方与 FFT 的推定结果相比，与 ECG 的心率数的误差小。由于该时间带有呼吸分量及体动等低频杂音的混入，因此认为用具有增幅到谐波的特性的梳状滤波器的推定结果正确。对全部测试对象的数据，用梳状滤波器、FFT、ECG 推定了心率数。表 2 表示通过梳状滤波器的 FFT 推定的心率数和通过 ECG 求取的心率数的平方平均误差。

[0122] 梳状滤波器的推定结果中，在 20 种情况中有 17 种情况误差小。在梳状滤波器的推定结果中，误差的平均值也比 FFT 结果的误差小。

[0123] 表 2 梳状滤波器的心率数的误差和 FFT 的心率数误差的比较

[0124]

对象	年龄	测试	误差 [bpm]	
			梳状滤波器	FFT
A	22	1 st	5.17	5.51
		2 nd	3.97	4.30
B	21	1 st	10.72	13.00
		2 nd	22.67	22.96
C	23	1 st	2.78	2.91
		2 nd	2.64	2.75
		3 rd	2.55	10.29
D	22	1 st	2.54	2.76
		2 nd	5.47	5.89
		3 rd	3.03	3.57
		4 th	3.18	3.35
E	18	1 st	2.88	3.68
		2 nd	2.59	2.69
F	22	1 st	4.99	4.57
		2 nd	5.74	5.40
G	23	1 st	4.92	4.62
H	23	1 st	4.24	5.42
I	22	1 st	7.72	8.97
J	25	1 st	5.49	5.72
		2 nd	4.74	7.16
Mean	22.1	-	5.40	6.28
S.D.	1.8	-	4.54	4.77

[0125] 6. 3REM 睡眠指标的妥当性的验证

[0126] 验证问题(P2) 的有效性。

[0127] 图 10 表示用 C-3 的 RSI(k) 及多种波动描记器测量的脑波的 δ 波、纺锤波及急速眼球运动的发生率。[0128] (4) 式的 RSI(k) 的移动平均次数为 $q = 10$ 。在 RSI(k) 保持大的值时, 心率数的变动大, 因此, 与 REM 睡眠的特征(5) 相比, REM 睡眠的可能性高。[0129] 图 10 的灰色的时间带表示 δ 波、纺锤波的发生率小, 急速眼球运动的出现次数变高, REM 睡眠的特征为(2)、(4) 特征。

[0130] 在相同的时间带中 REM 睡眠指标 RSI(k) 表示大的值。

[0131] 另外, RSI(k) 的值大的部位以约 100 分钟周期出现, 出现 REM 睡眠的(6) 的特征。这是表示在 REM 睡眠中, 其特征(2)、(4) 及(5) 的状态同时发生, 因此, 由指标 RSI(k) 可推定 REM 睡眠的发生。

[0132] 6. 4 睡眠深度指标的妥当性的验证

[0133] 对于问题(P3) 验证有效性。

[0134] (3) 式设为 $g=0.8$ 的(5) 式的平均振幅 P_k^y 、 P_k^r 由 10 个数据的移动平均求出。[0135] 图 11 表示 C-3 的 SDI(k) 和 δ 波。[0136] 图 11 的灰色的时间带中, δ 波的出现率高, 从 Non-REM 睡眠特征(1) 可知, 位于

深的睡眠状态。在该时间带中 SDI(k) 表示小的值。

[0137] 这是表示由于 Non-REM 睡眠的特征(1)、(3)的状态同时发生,因此,根据睡眠的深度指标 SDI(k) 可推定睡眠的深度。

[0138] 6.5 睡眠阶段的推定

[0139] 对于(P5)的有效性,使用在第5章中叙述的算法而判定睡眠阶段,与通过 R-K 法判定的睡眠阶段进行比较。图 12 表示 C-3 的数据的 RSI(k)、SDI(k)、推定的睡眠阶段及用 R-K 法决定的睡眠阶段。

[0140] 比较由 SDI(k) 推定的睡眠阶段和用 R-K 法推定的睡眠阶段时,如处于 REM 睡眠特征(6)的那样的约 100 分钟周期的节奏的发生部位、或朝向黎明方向睡眠阶段变浅的样子等整体的形状相似。然而,在 100 分钟、280 分钟附近,相对于提出的方法判定为 Non-REM4 的情况,在 R-K 法中判定为 Non-REM2。

[0141] 另外,在 470min 附近,提出的方法中判定为 Wake,但在 R-K 法中判定为 REM。对用提出的方法判定的睡眠阶段、用 R-K 法判定的睡眠阶段分别以 6 阶段(觉醒、REM、Non-REM1、2、3、4)、将 Non-REM3、4 合二为一的 5 阶段(觉醒、REM、Non-REM1、2、3/4) [19]、3 阶段(觉醒、REM、Non-REM) 中进行比较。

[0142] 比较方法使用对 T_{ib} 的两种方法的判定结果一致的数的比例(一致数/ T_{ib})*100[%]的一致率、k 统计量。表 3 表示将全测试对象的睡眠阶段分为 6 阶段、5 阶段、3 阶段时的一致率 k 统计量、各自平均值和标准偏差。

[0143] 表 3 提案的方式和 R-K 法的睡眠阶段的一致率及 κ 统计量

[0144]

对象	测试	T_{ib} [min]	觉醒, REM, Non-REM1, 2, 3, 4		觉醒, REM, Non-REM1, 2, 3/4		觉醒, REM, Non-REM	
			一致率[%]	Kappa	一致率[%]	Kappa	一致率[%]	Kappa
A	1 st	466	49.4	0.30	53.7	0.39	75.1	0.46
	2 nd	425	57.2	0.33	63.8	0.51	87.5	0.67
B	1 st	551	49.4	0.20	54.8	0.32	78.0	0.43
	2 nd	569	47.5	0.32	53.4	0.35	71.0	0.51
C	1 st	437	54.2	0.29	60.4	0.41	77.6	0.47
	2 nd	358	48.3	0.23	54.8	0.39	71.5	0.49
	3 rd	537	52.1	0.25	58.7	0.38	79.5	0.46
D	1 st	545	51.9	0.23	60.2	0.37	74.9	0.42
	2 nd	434	55.5	0.29	61.8	0.44	81.8	0.48
	3 rd	402	64.7	0.37	66.9	0.39	85.1	0.57
	4 th	509	50.5	0.32	54.4	0.37	80.8	0.45
E	1 st	377	53.3	0.33	64.2	0.41	80.9	0.56
	2 nd	247	41.3	0.27	47.0	0.34	77.3	0.40
F	1 st	483	50.7	0.29	54.7	0.38	70.4	0.44
	2 nd	448	50.0	0.20	56.5	0.28	78.6	0.42
G	1 st	441	52.2	0.22	37.6	0.34	59.9	0.37
H	1 st	464	46.6	0.36	52.2	0.39	77.6	0.48
I	1 st	496	48.8	0.27	54.2	0.37	74.6	0.42
J	1 st	404	54.7	0.35	57.9	0.46	80.0	0.51
	2 nd	387	54.5	0.37	57.9	0.47	87.1	0.60
Mean		449	51.6	0.29	56.2	0.39	77.5	0.48
S.D.		75	4.6	0.05	6.3	0.05	6.2	0.07

[0145] 图 12 的一晚的睡眠 =537min 的睡眠阶段为 6 阶段时的一致率为 52.1%, k 统计量

为 0.25,睡眠阶段为 5 阶段时的一致率为 58.7%, k 统计量为 0.38,睡眠阶段为 3 阶段时的一致率为 79.5%, k 统计量为 0.46。

[0146] 7. 与 C-3 的测试对象同样,表 3 的测试对象的各睡眠阶段数的一致率和 k 统计量随着阶段数变少而上升。

[0147] 在睡眠阶段为 6 阶段的情况下,相对于文献 [12] 的一致率的平均 36.4%,一致率的平均值上升为 51.6%。

[0148] 这时的 k 统计量的平均值为 0.29,也包括偶然的一致导致的误差。

[0149] 另外,在睡眠阶段为 5 阶段时,一致率的平均值为 56.2%时上升 4.6%,相对于此,在 3 阶段中为 77.5%。

[0150] 这是因为 Non-REM1、Non-REM2、Non-REM3/4 之间的不一致率比 Non-REM3 和 Non-REM4 之间的判定的不一致率多。

[0151] k 统计量在 5 阶段时为 0.39,在 3 阶段时为 0.48,能够把握睡眠的大局的图形及 REM 睡眠、Non-REM 睡眠的节奏。

[0152] 根据如上所述的方法,可用于在测试对象约束、无侵袭睡眠期间,检测与测试对象的睡眠质量相关的体动、呼吸、心脏跳动之类的身体生物信号,使用梳状滤波器进行数据处理,使该信息与有关测试对象起床期间测定的客观的及主观的睡眠的参数相关联。

[0153] 从改善测试对象的睡眠质量的观点考虑,需要高精度地测量测试对象的睡眠。但是,尤其是在实施了防音、防振的用于上述数据取得的测量室中可进行,但在一般的社会中经济上是比较困难的。因此,在设置场所为一般的病房、家庭的寝室时,在目前被利用的、直接安装于支柱上的橡胶材料的防滑缓冲器、移动轮椅的橡胶咕噜等防振动传递中,对于来自地板的振动,防止振动传递并进行优质地测量非常难。

[0154] 本发明鉴于上述课题,将形成防止从地板传入床的支柱的外部振动进行传递的结构的防振动传递装置,设定为如下构成。

[0155] 例如,提案有一种防振动传递装置,其在使用设置于无睡眠中的测试对象的床上的多个传感器,检测在床上就寝时的人体生理信号,使用梳状滤波器进行数据处理,提取伴随着睡眠状态的脉搏和体动的检测系统中,在从地板向床的振动传递路径中沿垂直方向和水平方向配置防振动传递部件,切断垂直分量和水平分量的振动传递。

[0156] 图 13 表示防振动传递装置的第 1 个方案的的实施例子。在实际的装置中,使用多个(一般为 4 个)缓冲单元,但本图为其一个侧面图。

[0157] 在本构成例中,为了防止在设置部位的地板振动的传递,通常具备:用于弹性支承装置 1 的 Z 方向(上下方向)的空气弹簧 304、用于支承该垂直方向的防振机构并固定于床支柱上的连接轴 302、固定空气弹簧 304 且在缓冲器移动范围内保持水平方向的移动的外筒 303、而且为了改善空气弹簧 304 的 Z 方向的缓冲特性而并设的缓冲器 305。该缓冲器 305 被固定于装置的下部,且在用于进行 Z 方向的缓冲的高防振性时,将外筒 303 固定在地板 300 上。

[0158] 测试对象上下床时,由于一端施加使用状况以上的负荷,因此,成为连接轴 302 的一端 302a 与外筒 303 抵接,空气弹簧 304 不会施加必要以上的负荷。另一方面,在床支柱未接地的情况下,连接轴 302 的槽的另一端 302b 和外筒 303 仍然抵接且不会扩大到所需范围以外,这就使空气弹簧 304 保持原样。

[0159] 空气弹簧 304 的空压 P_0 kg/cm² 为测试对象的体重 W_1 kg 和床整体的重量 W_2 kg 相加, 为 W_0 kg, 如果是 4 根支承的床, 即使偏负荷, 平均也为 $1/4$, 在设定 $W_0/4$ kg 空气弹簧 304 的接地面积 S cm² 时, 可用空压 $P=W_0/4S$ kg/cm² 进行计算。作为该计算的附近在振动传递路径中伸缩的伸缩缓冲器, 设定为沿垂直方向和水平方向配置, 能够将垂直分量和水平分量的振动传递抑制为较低的伸缩缓冲器, 一般情况下是有效的。

[0160] 第 2 个方案, 其特征在于, 实施防振动传递部件, 因弹簧保持了床支柱的伸缩自如, 经由安装于床支柱的滑轮并用绳索从床主体吊挂, 且可垂直地上下振动, 垂直分量的振动在安装于绳索上的拉伸弹簧的伸缩中被吸收, 水平分量的振动在通过吊挂的绳索如摆那样的移动中被吸收。通过加长用于悬垂的部件, 也能够将水平方向的固有振动数抑制为相当低。

[0161] 第三方面的防振动传递装置, 其特征在于, 防振动传递部件使用磁铁, 其在从地板向床的振动传递路径上以非接触方式沿垂直方向和水平方向配置相反的磁铁或电磁铁, 防止垂直分量和水平分量的振动传递。

[0162] 第四方面的防振动传递装置, 其特征在于, 防振动传递部件使安装有漂浮材料的床主体浮在床支柱或直接设置在地板上的加入有液体的水槽中, 以水槽和所述床主体不相接的方式安装保持部件, 使液体介于床主体和水槽之间而吸收振动。

[0163] 第五方面的防振动传递装置, 其特征在于, 从地面的振动经过床腿传导至床体, 在床腿下安装一个有滑动孔的导向轴作为减震器, 当受到来自床体的压力时, 床体会在导向轴内滑动, 导向轴里装有弹性体(空气垫圈), 床体的水平方向和垂直方向的位置移动都加压在弹性体(空气垫圈)上, 弹性体(空气垫圈)相当于起支撑作用的垂直伸缩的压缩弹簧, 导向轴和弹性体之间加有润滑材料。

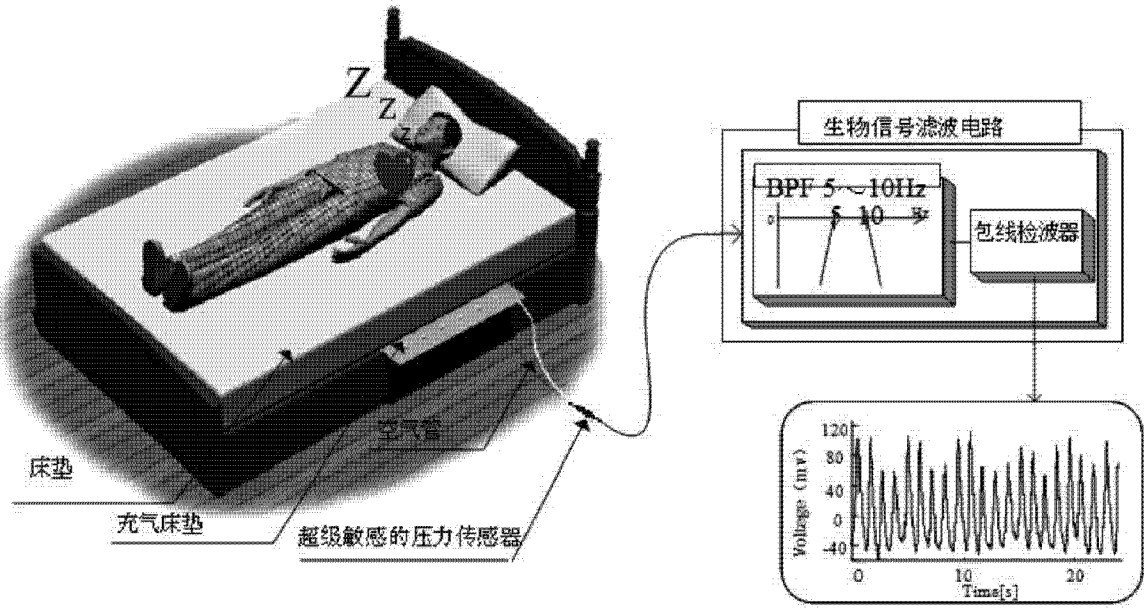


图 1

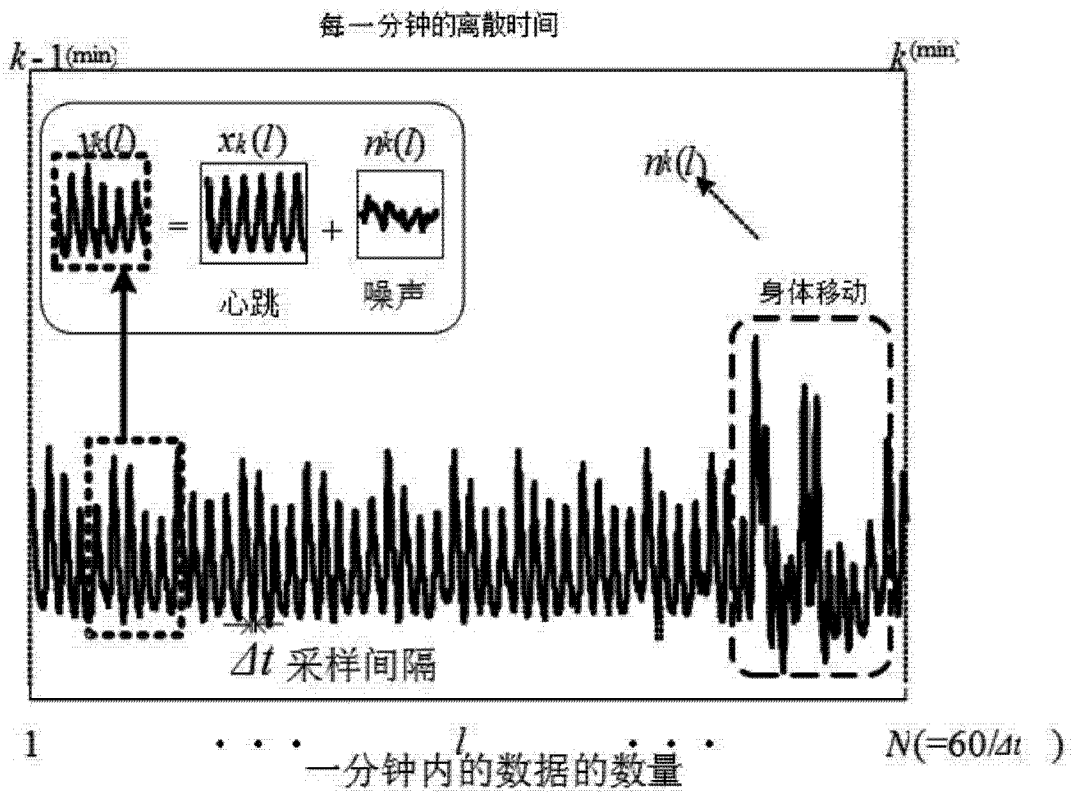
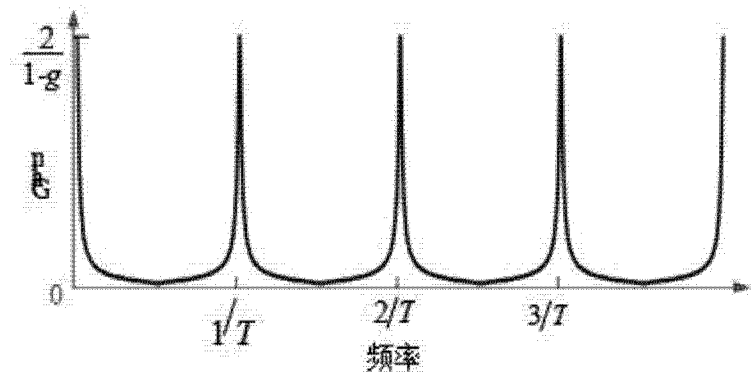
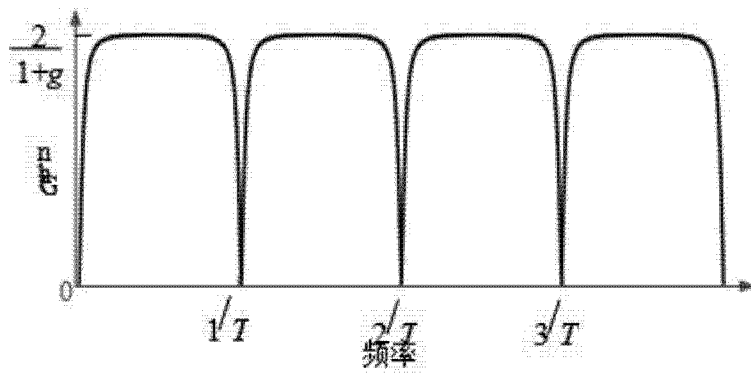


图 2



(a) $\hat{x}_s(l) = y_s(l) + y_s(l-\tau) + g \cdot \hat{x}_s(l-1)$



(b) $\hat{n}_s(l) = y_s(l) - y_s(l-\tau) + g \cdot \hat{n}_s(l-1)$

图 3

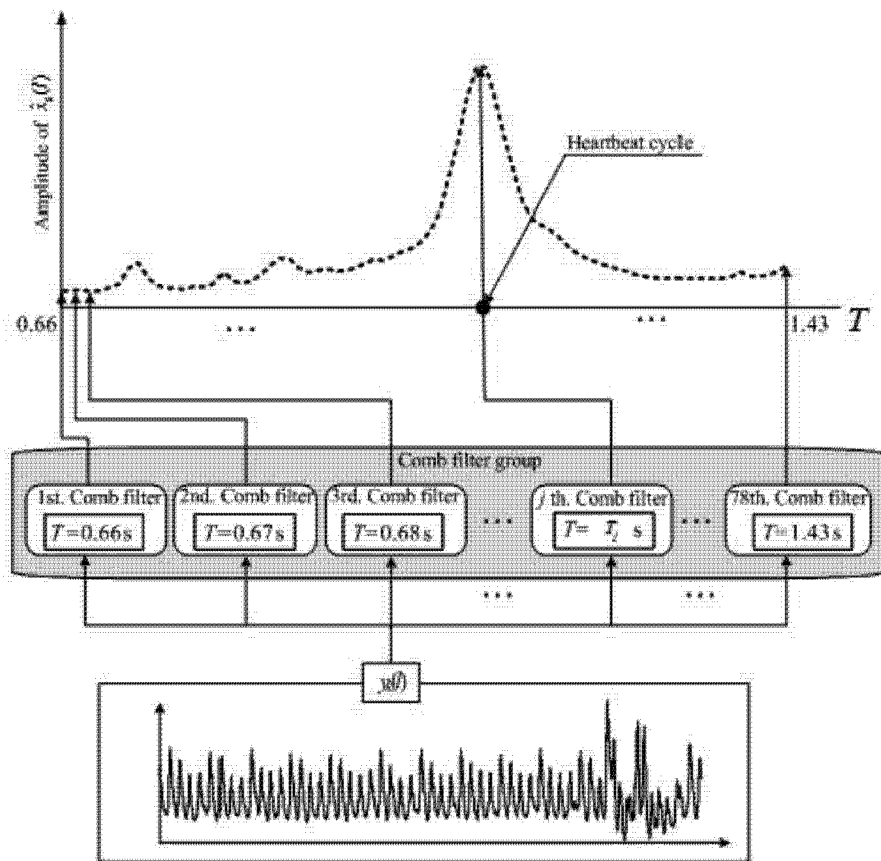
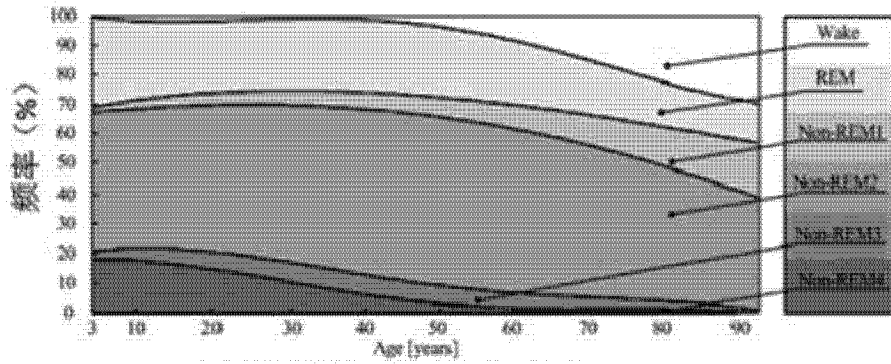
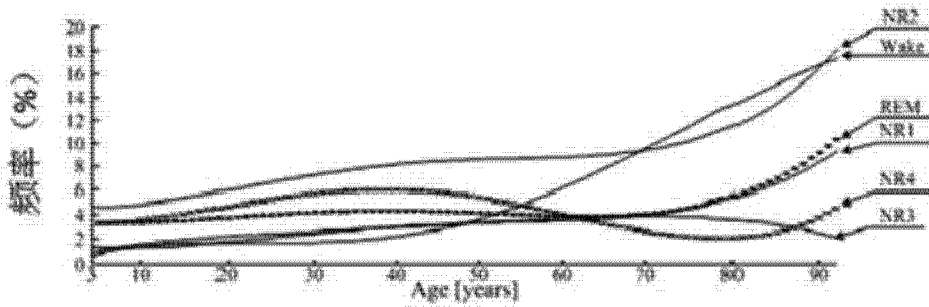


图 4



(a) 每个年龄组的各睡眠阶段的平均出现率



(b) 每个年龄组的各睡眠阶段的平均出现率的标准偏差

图 5

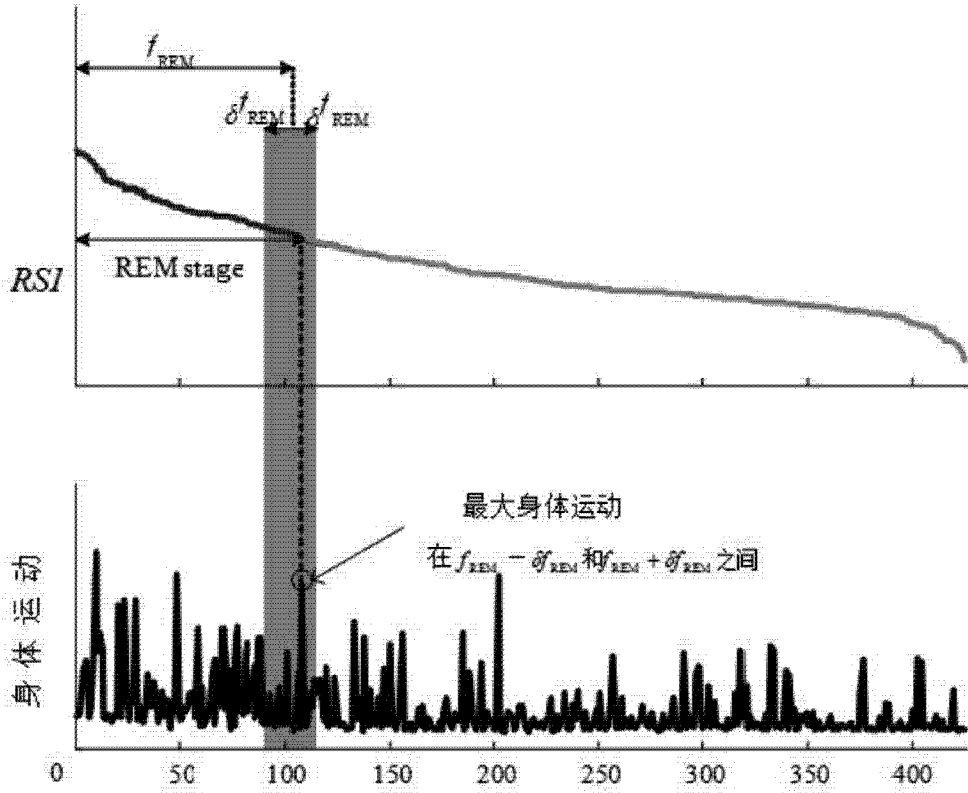


图 6

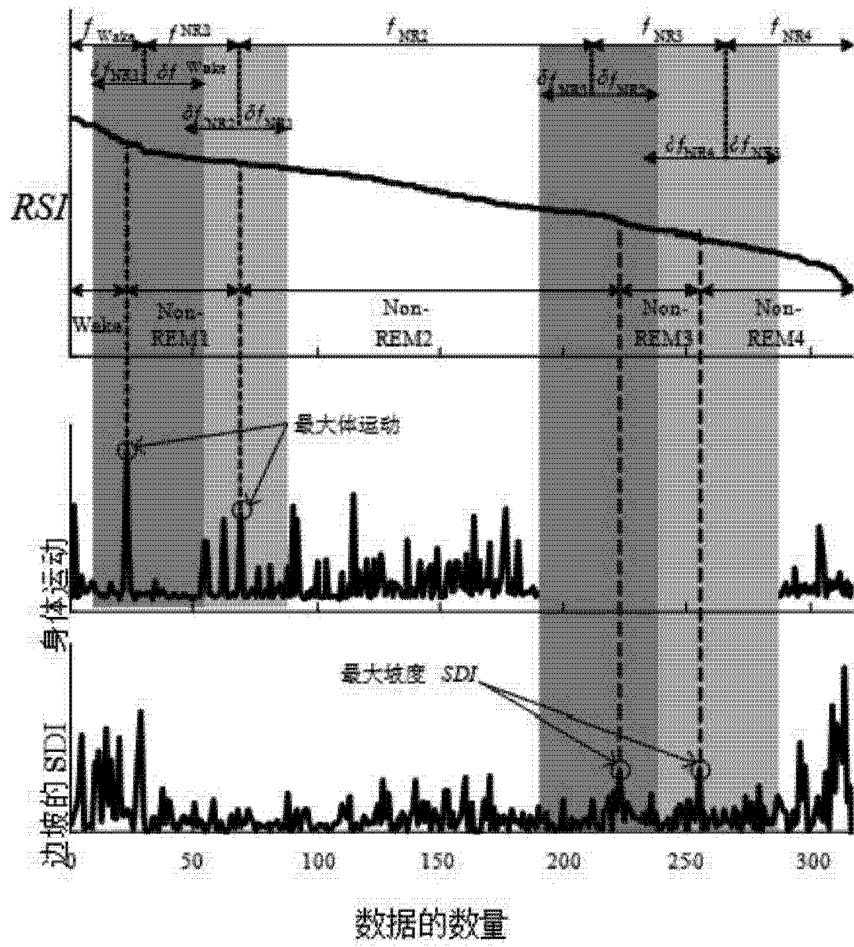


图 7

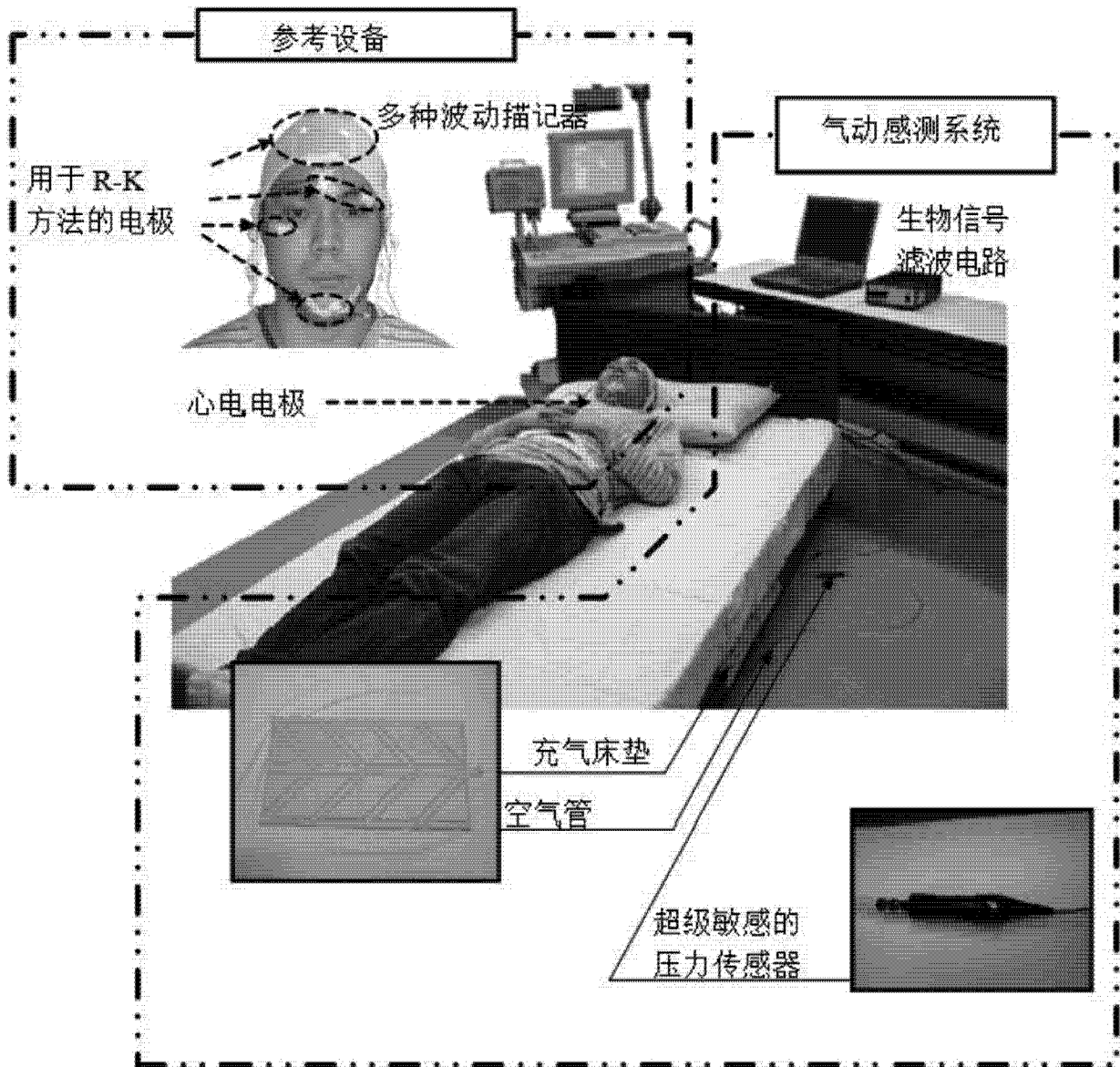
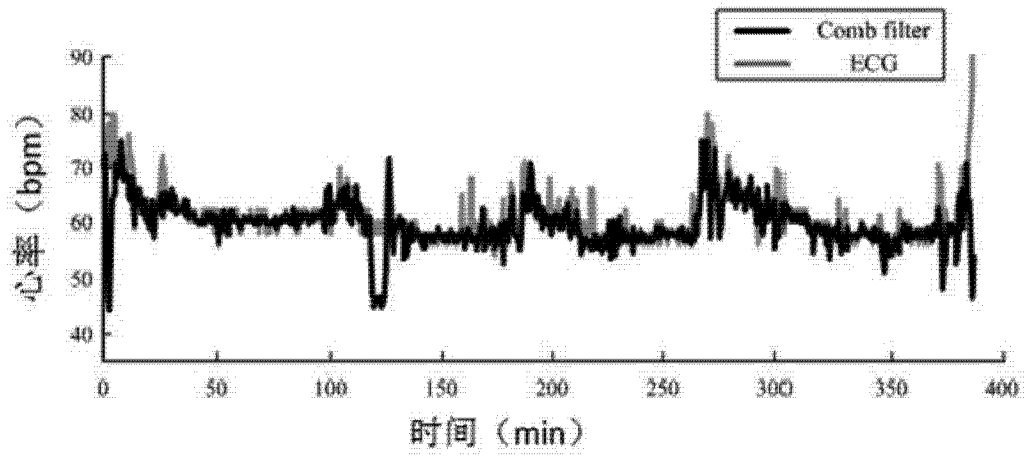
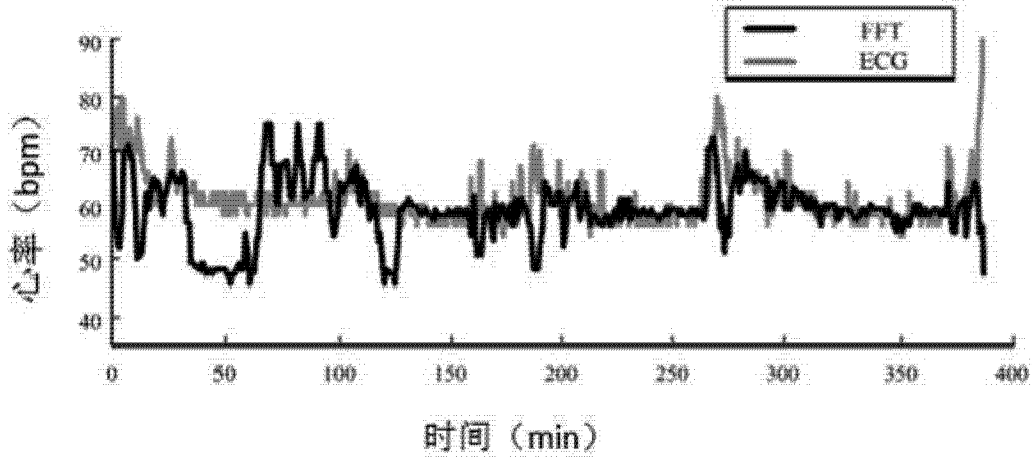


图 8



(a) 梳状滤波器和心电图比较



(b) FFT 和心电图比较

图 9

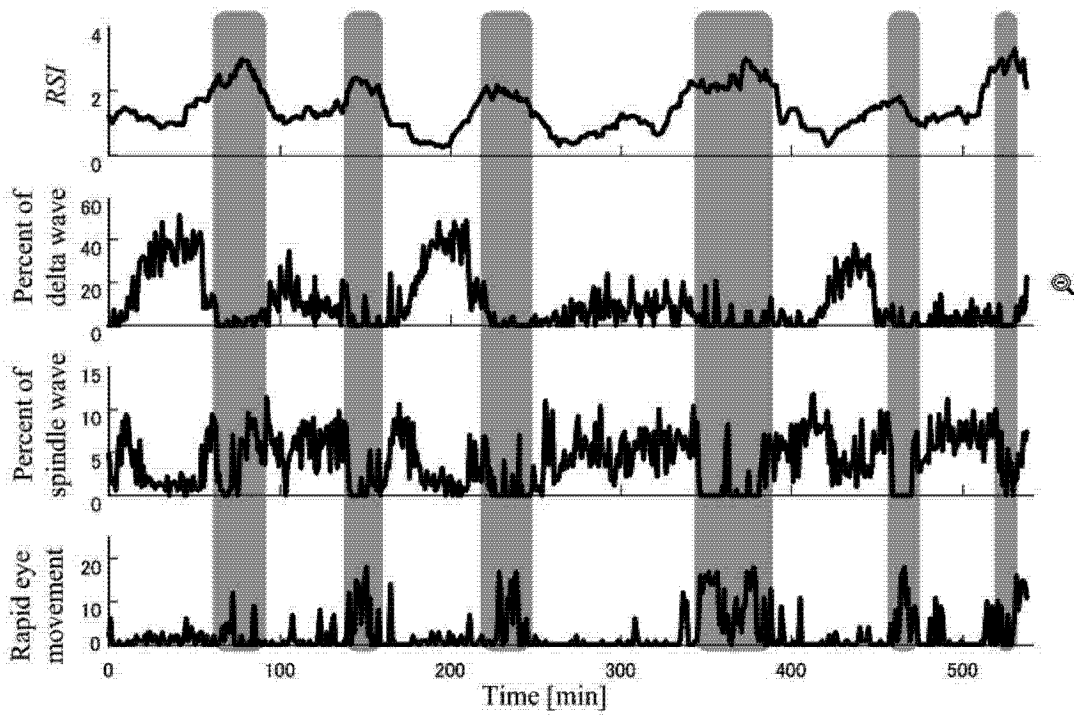


图 10

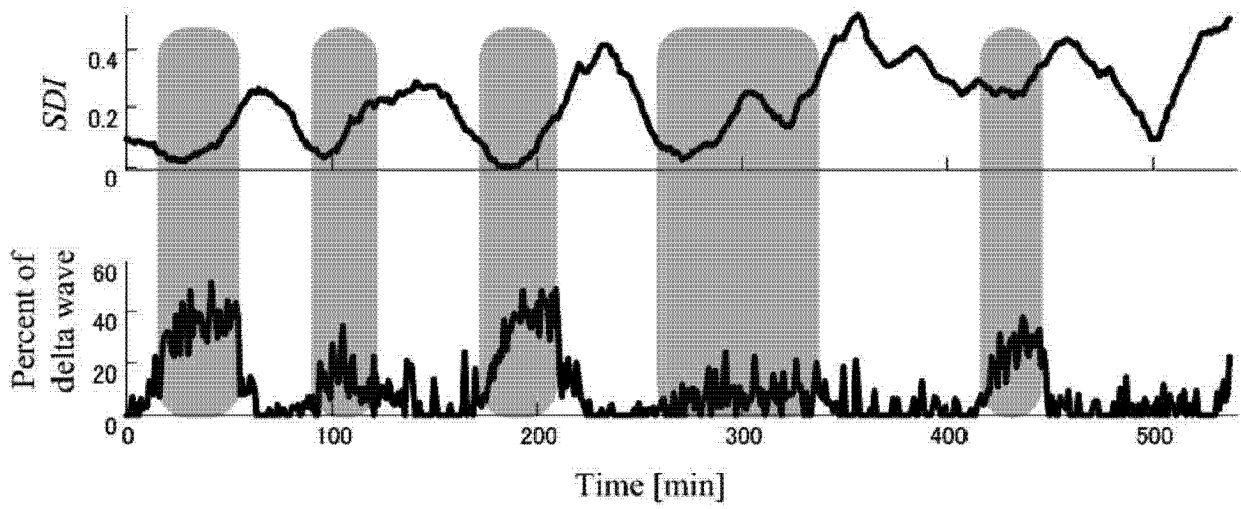


图 11

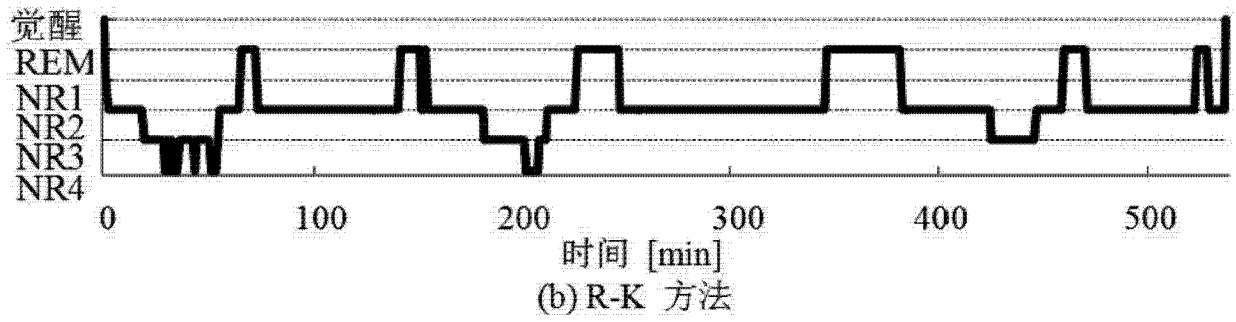
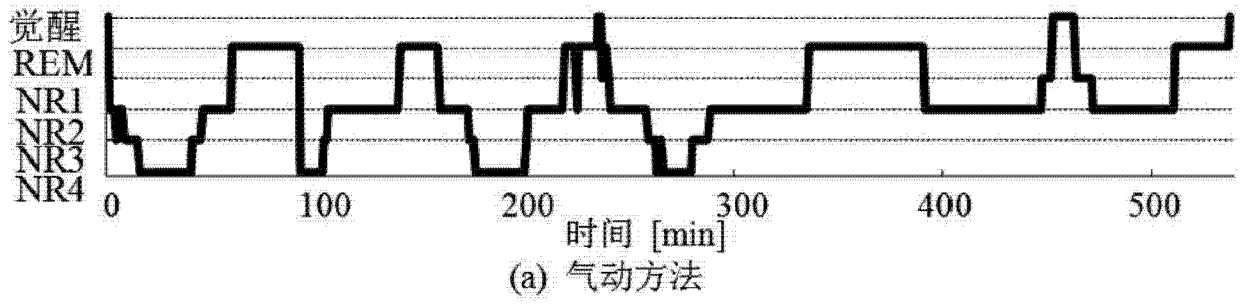


图 12

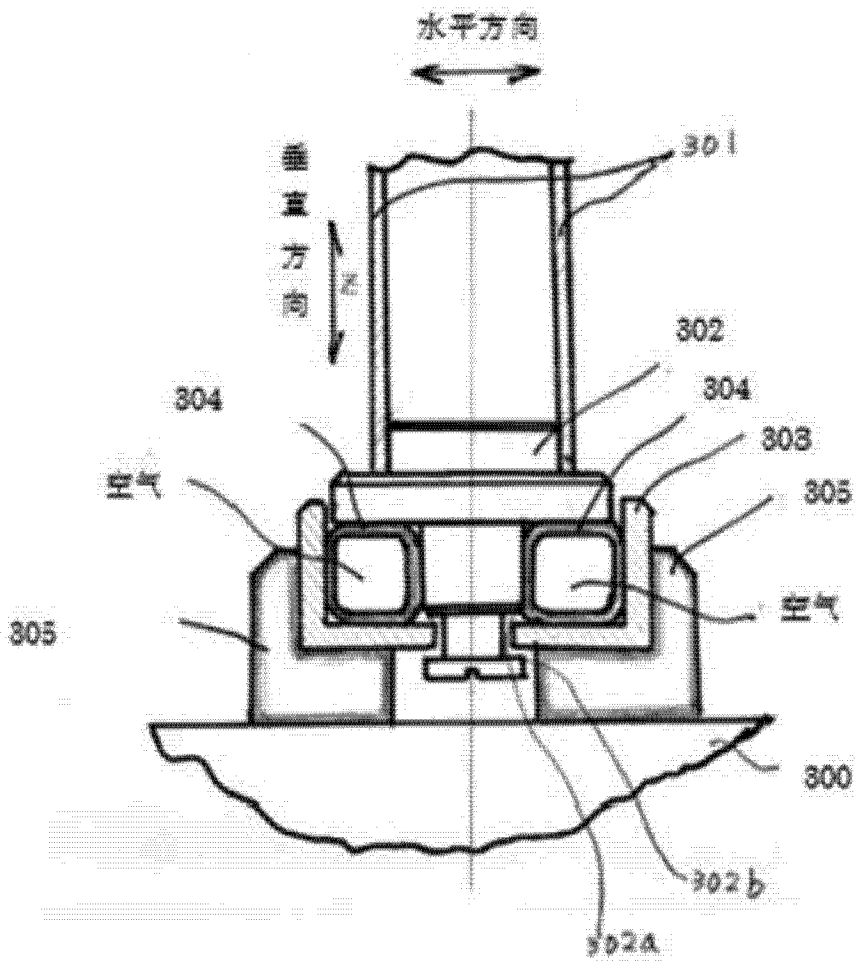


图 13

专利名称(译)	使用梳状滤波器的生理参数检测系统和睡眠深度监测系统		
公开(公告)号	CN103263260A	公开(公告)日	2013-08-28
申请号	CN201310157508.8	申请日	2013-05-02
[标]申请(专利权)人(译)	北京博实联创科技有限公司 宋军 栗原阳介 渡边嘉二郎		
申请(专利权)人(译)	北京博实联创科技有限公司 宋军 栗原阳介 渡边嘉二郎		
当前申请(专利权)人(译)	宋军		
[标]发明人	宋军 栗原阳介 渡边嘉二郎		
发明人	宋军 栗原阳介 渡边嘉二郎		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/08 A61B5/00		
代理人(译)	刘元霞		
其他公开文献	CN103263260B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明是使用梳状滤波器的生理参数监测系统和睡眠深度监测系统。提供一种检测系统，为了提高测量精度，采用了独有的技术消除从地板传到床上的外部干扰信号。设置的传感器采集人体生理信号，使用梳状滤波器进行数据处理，从获得心率数、呼吸数和翻身频率的信号波形，连续地提取睡眠阶段的数据，根据高精度的脉搏和体动数据推定睡眠的状态。推测睡眠深度的睡眠阶段算法，采用睡眠阶段分类技术和独有的睡眠推定技术，提高睡眠阶段推定的准确率，从而提供一种高精度地检测睡眠指标的测定系统。

