



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102247122 A

(43) 申请公布日 2011. 11. 23

(21) 申请号 201010180030. 7

(22) 申请日 2010. 05. 20

(71) 申请人 上海易酷信息技术服务有限公司
地址 201203 上海市浦东新区张江高科技园
区碧波路 456 号 A101-1 室

(72) 发明人 卢斌

(74) 专利代理机构 上海浦一知识产权代理有限
公司 31211

代理人 丁纪铁

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006. 01)

A61B 5/048 (2006. 01)

A61M 21/02 (2006. 01)

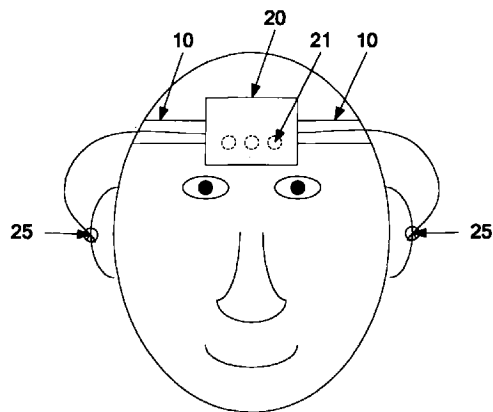
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 3 页

(54) 发明名称

睡眠检测装置及其检测、辅助睡眠的方法

(57) 摘要

本发明公开了一种睡眠检测装置,包括:电极、加速度传感器、CPU 处理器;其中电极直接与人体脑部相接触并采集脑电波信号,加速度传感器固定于人体前额并采集人体运动的加速度信号,所述脑电波信号和加速度信号传递至 CPU 处理器,由 CPU 处理器判断人体的睡眠情况。该装置还可以包括:存储器、耳机;其中存储器中存储有音频文件,由 CPU 处理器控制所述音频文件播放到耳机之中。本发明还公开了该装置检测睡眠情况及辅助睡眠的方法。本发明可以较为精确地对人体的睡眠阶段进行判断,并具有辅助睡眠的效果。



1. 一种睡眠检测装置,其特征是,包括:电极、加速度传感器、CPU 处理器;其中电极直接与人体脑部相接触并采集脑电波信号,加速度传感器固定于人体前额并采集人体运动的加速度信号,所述脑电波信号和加速度信号传递至 CPU 处理器,由 CPU 处理器判断人体的睡眠情况。

2. 根据权利要求 1 所述的睡眠检测装置,其特征是,还包括:存储器、耳机;其中存储器中存储有音频文件,由 CPU 处理器控制所述音频文件播放到耳机之中。

3. 根据权利要求 1 所述的睡眠检测装置,其特征是,所述电极为并排的三个,中间的一个电极作为参考电平,两边的两个电极作为一对差分输入信号,所述三个电极采集一路脑电波信号。

4. 根据权利要求 1 所述的睡眠检测装置,其特征是,所述加速度传感器为三轴重力加速度传感器,其测量的加速度信号为三轴方向上的加速度信号的矢量和,即三轴方向上的加速度信号值的平方和再开平方根的值。

5. 如权利要求 1 所述的睡眠检测装置检测睡眠的方法,其特征是,CPU 处理器根据接收的脑电波信号和加速度信号,判断人体的睡眠情况,具体包括如下规则:

规则 1:每个测量周期中加速度信号的波动均在第一阈值以上,则 CPU 处理器仅根据脑电波信号判断人体的睡眠情况,而不考虑加速度信号;

规则 2:当脑电波信号在各个频段的能量分布均匀,则 CPU 处理器仅根据加速度信号判断人体的睡眠情况,而不考虑脑电波信号;

规则 3:在一个测量周期内,脑电波信号在 8~25Hz 的能量占总能量的 80%以上,并且脑电波信号在 8~9Hz 的能量占总能量的 4%以下,并且脑电波信号的平均幅度在 30 μ V 以下,并且加速度信号的波动在第一阈值以上,则判断人体处于清醒阶段;

规则 4:在连续的四个测量周期内,脑电波信号在 6~8Hz 的能量占总能量的 80%以上,并且脑电波信号的平均幅度在 30 μ V 以下,并且未检测到睡眠纺锤形波和 K 形杂波,则判断人体处于模糊入睡阶段;

规则 5:在连续的四个测量周期内,脑电波信号在 4~7Hz 的能量占总能量的 80%以上,并且至少出现一次睡眠纺锤形波和 / 或 K 形杂波,并且脑电波信号的平均幅度均大于 30 μ V 且在 75 μ V 以下,并且至少一个测量周期内的加速度信号的波动小于第一阈值,则判断人体处于浅睡阶段;

规则 6:在连续的四个测量周期内,脑电波信号在 0.5~3Hz 的能量占总能量的 20%以上且小于 50%,并且脑电波信号的平均幅度大于 75 μ V,则判断人体处于深度睡眠阶段的前期;

规则 7:在连续的四个测量周期内,脑电波信号在 0.5~3Hz 的能量占总能量的 50%以上,并且脑电波信号的平均幅度大于 75 μ V,则判断人体处于深度睡眠阶段的后期;

规则 8:在连续的四个测量周期内,脑电波信号在 1~4Hz 的能量占总能量的 50%以上,并且脑电波信号的平均幅度大于 75 μ V,并且加速度信号的波动在 0.05g 以上,则判断人体处于深度睡眠阶段的后期且待测人员处于梦游状态;

规则 9:在连续的四个测量周期内,脑电波信号在 10Hz 以上的能量占能量的 80%以上,并且脑电波信号的平均幅度在 30 μ V 以下,并且至少一个测量周期内加速度信号的波动小于 0.05g,则判断人体处于快速眼球转动阶段;

规则 10 :在每个测量周期中,加速度信号的波动均大于第三阈值且小于第四阈值,并且加速度信号的峰值每分钟出现 10 ~ 20 次,则 CPU 处理器仍按上述规则 3 ~ 9 判断人体的睡眠情况,但将第一阈值改为第二阈值。

6. 根据权利要求 5 所述的睡眠检测装置检测睡眠的方法,其特征是,所述规则 1 中“仅根据脑电波信号判断人体的睡眠情况”是指:

规则 1.1 :在一个测量周期内,脑电波信号在 8 ~ 25Hz 的能量占总能量的 80% 以上,并且脑电波信号的平均幅度在 30 μ V 以下,则判断人体处于清醒阶段;

规则 1.2 :在一个测量周期内,脑电波信号在 6 ~ 8Hz 的能量占总能量的 80% 以上,并且脑电波信号的平均幅度在 30 μ V 以下,则判断人体处于模糊入睡阶段;

规则 1.3 :在连续的四个测量周期内,脑电波信号在 4 ~ 7Hz 的能量占总能量的 80% 以上,并且至少出现一次睡眠纺锤形波和 / 或 K 形杂波,并且脑电波信号的平均幅度大于 30 μ V 且在 75 μ V 以下,则判断人体处于浅睡阶段;

规则 1.4 :在连续的四个测量周期内,脑电波信号在 0.5 ~ 3Hz 的能量在总能量的 20% 以上且小于总能量的 50%,并且脑电波信号的平均幅度大于 75 μ V,则判断人体处于深度睡眠阶段的前期;

规则 1.5 :在连续的四个测量周期内,脑电波信号在 0.5 ~ 3Hz 的能量占总能量的 50% 以上,并且脑电波信号的平均幅度大于 75 μ V,则判断人体处于深度睡眠阶段的后期;

规则 1.6 :在一个测量周期内,脑电波信号在 10Hz 以上的能量占总能量的 80% 以上,并且脑电波信号的平均幅度在 30 μ V 以下,则判断人体处于快速眼球转动阶段。

7. 根据权利要求 5 所述的睡眠检测装置检测睡眠的方法,其特征是,所述规则 2 中的各个频段为以下五个频段:8 ~ 25Hz、6 ~ 8Hz、4 ~ 7Hz、0.5 ~ 3Hz、10Hz 以上;

所述“脑电波信号在各个频段的能量分布均匀”是指各个频段的最大能量与最小能量的差值小于 10%;

所述“仅根据加速度信号判断人体的睡眠情况”是指:

规则 2.1 :在连续的四个测量周期内,至少一个测量周期内加速度信号的波动在第二阈值以上,则判断人体处于清醒状态;

规则 2.2 :在连续的四个测量周期内,至少一个测量周期内加速度信号的波动在第一阈值以上且小于第二阈值,则判断人体处于浅睡阶段或快速眼球转动阶段;

规则 2.3 :在连续的三个测量周期内,加速度信号的波动小于第一阈值,则判断人体处于深睡阶段。

8. 根据权利要求 5 所述的睡眠检测装置检测睡眠的方法,其特征是,所述测量周期为 20 ~ 60 秒。

9. 根据权利要求 5 所述的睡眠检测装置检测睡眠的方法,其特征是,所述第一阈值为 0.05g,第二阈值为 0.1g,第三阈值为 0.02g,第四阈值为 0.08g。

10. 如权利要求 2 所述的睡眠检测装置辅助睡眠的方法,其特征是,待测人员戴上睡眠检测装置,其中电极和加速度传感器固定于人体前额,耳机佩带于人体耳部;

当 CPU 处理器判断人体处于清醒阶段,则在耳机中播放音频;

当 CPU 处理器判断人体处于模糊入睡阶段,则在耳机中降低音量;

当 CPU 处理器判断人体处于浅睡阶段,则立即在耳机中停止播放音频。

睡眠检测装置及其检测、辅助睡眠的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种对人体睡眠情况进行检测的装置,以及利用这种装置检测人体睡眠情况、辅助人体睡眠的方法。

背景技术

[0002] 1968年, Rechtschaffen A 和 Kales A 发表了《人类睡眠阶段的标准化术语、技术和判读工作手册》(A manual for standard terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects), 其中提出人体的睡眠情况大体分三种状态: 清醒状态、眼球不动的睡眠状态、眼球转动的睡眠状态。

[0003] 美国睡眠医学会 (AASM, American Academy of Sleep Medicine) 以上述论文为基础, 提出了人体睡眠可分为如下四个阶段:

[0004] 阶段一: 模糊入睡阶段。人体清醒时的脑电波频率为 8 ~ 13Hz (赫兹), 此时则变为 4 ~ 7Hz。该阶段的脑电波幅度 (电压) 低, 一般在 30 μ V (微伏) 以下。该阶段中有人有时会手脚抽动。

[0005] 阶段二: 浅睡眠阶段 (浅睡阶段)。该阶段的脑电波频率仍为 4 ~ 7Hz, 但会有图 1 所示的睡眠纺锤形波 (Sleep Spindle) 和 K 形杂波 (K-complex) 两种短暂的波形出现。睡眠纺锤形波是一种 13 ~ 17Hz 的脑电波信号, 时间一般延续有 0.5 ~ 1.5 秒。K 形杂波是一种幅度较大的先正后负的高压尖脉冲, 总长度约为 900ms (毫秒), 其中正的尖脉冲有 350 ~ 550ms 长。K 形杂波是在阶段二出现, 一般是每 1 ~ 1.7 秒出现一下, 且和睡眠纺锤形波相伴。该阶段中, 人体对环境失去知觉, 且基本不动。一般正常人的睡眠时间中的 45% ~ 55% 是处于这种状态。

[0006] 阶段三: 深度睡眠阶段 (深睡阶段)。该阶段在开始 (前期) 时, 至少有 20% 的脑电波频率是 0.5 ~ 3Hz 且信号幅度大于 75 μ V, 其余的是 3Hz 以上的快速变化信号且信号幅度小于 75 μ V。随后 (后期) 0.5 ~ 3Hz 的脑电波信号增多, 占几乎全部的时间。该阶段中人体不动, 全身肌肉很放松。但该阶段中如果人体做梦, 尤其是做恶梦时, 可能会动。该阶段的后期可能发生梦游 (夜游)。这个阶段时间越长, 睡眠质量就越高, 第二天起床感觉就越好。该阶段在第一个睡眠周期时间较长, 为 30 分钟左右; 在随后的睡眠周期中逐渐减少。

[0007] 上述阶段一、阶段二、阶段三都属于眼球不动的睡眠阶段。

[0008] 阶段四: 快速眼球转动阶段 (眼球转动的睡眠阶段)。绝大多数成年人有 20 ~ 25% 的睡眠时间处于这个阶段。此时, 脑电波从深睡阶段的 0.5 ~ 3Hz 变为 10Hz 以上的快速变化信号且信号幅度小, 脑电波信号呈现间断的锯齿波形状。

[0009] 上述四个阶段的脑电波主能量频率、幅度及人体运动情况如下表所示:

[0010]

阶段		脑电波主能量	人体是否静止
清醒阶段		8~13Hz	可能会动
眼球不动的睡眠阶段	模糊入睡	4~7Hz, 幅度小	可能会动
	浅睡眠	4~7Hz, 幅度中等, 有睡眠纺锤形波和 K 形杂波	基本不动
眼球不动的睡眠阶段		眠纺锤形波和 K 形杂波	
	深度睡眠	0.5~3Hz, 幅度大	不动 (除非夜游, 做恶梦)
眼球转动的睡眠阶段		10Hz 以上, 幅度小	可能会动

[0011]

[0012] 以上四个阶段共计 90 ~ 110 分钟左右, 大体重复进行。请参阅图 2, 第一个睡眠周期包括完整的四个睡眠阶段且依次进行。从第二个睡眠周期开始就不是纯粹的按上述的四个周期依次进行, 而是可能跳过一个或多个睡眠阶段。一个晚上人体大约有 4 ~ 5 个睡眠周期。

[0013] 目前检测人体睡眠有如下方法:

[0014] 第一种方法, 待测人员到医院的睡眠实验室过夜, 专用设备监控待测人员的心电图、脑电波、呼吸状态、手脚是否移动等。医生通过读取整个晚上记录下来的多个信号的波形图, 人工分析判断病人的睡眠阶段、睡眠质量等。

[0015] 第二种方法, 通过测量人体的脑电波判断人体的睡眠阶段。该方法是用十多个探头 (电极) 连接头部的不同的部位 (例如采用国际通用的 10 ~ 20 系统电极铺放法), 来采集十多路的脑电波信号。

[0016] 在该方法基础上有简化方案, 如美国专利授权号 US5154180A 所记载的, 只采用前额的一路脑电波信号, 通过对脑电波信号频率、幅度的分析判断人体的睡眠阶段。

[0017] 又如美国专利授权号 US6272378B1 所记载的, 不仅依据脑电波信号的频率、幅度, 还对脑电波信号进行傅立叶变换后依据不同频率信号的频段分布情况, 综合判断人体的睡眠阶段。这种方法已经生产出了实际的产品, 例如 Zeo 公司生产的“个人睡眠教练” (Personal Sleep Coach), 但是根据客户反馈情况, 有 20% 的消费者反映, 该产品会在客户有知觉、尚未睡眠的时候判断为客户已入睡。

[0018] 第三种方法, 采用活动记录检查原理判断人体的睡眠阶段。该方法是在待测人员手腕上戴上腕动计 (actigraphy), 内有加速度传感器。当待测人员处在不同的睡眠阶段时, 会伴随着身体的运动或静止。加速度传感器检测并记录人体的运动信息, 由此判断人体是处在清醒状态、还是某一个睡眠阶段。

[0019] 上述第一种方法需要到专门的实验室进行,花费高且很不方便。上述第二种方法或者要部署十多个电导电极,不适合于平时家庭的使用;或者对人体睡眠情况判断的准确度有所欠缺。由于在模糊的睡眠阶段、深睡阶段中人体都可能运动,上述第三种方法显然也无法对人体睡眠情况作出准确的判断。

[0020] 现代人生活压力越来越大,失眠现象很普遍。有些人睡眠时间虽然有 6~8 小时,但是睡眠质量差,早晨起来还是觉得头脑不清醒。如果能清楚地告诉人们晚上睡眠的分析情况,如各阶段睡眠时间的多少,人们就会对自己有一个心理的暗示,从而驱使身体往好的方面做调整。

[0021] 另外有许多人在失眠时采取听收音机或听音乐的方式辅助睡眠,但是这些声音在人体入睡后仍然存在,反而对睡眠不利。虽然收音机或音频播放器可以设定定时关机的功能,但是很难确定定时关机的时间。

发明内容

[0022] 本发明所要解决的技术问题是提供一种睡眠检测装置。为此,本发明还要提供所述睡眠检测装置检测人体睡眠情况的方法、以及所述睡眠检测装置辅助人体睡眠的方法。

[0023] 为解决上述技术问题,本发明睡眠检测装置包括电极、加速度传感器、CPU 处理器;其中电极直接与人体脑部相接触并采集脑电波信号,加速度传感器固定于人体前额并采集人体运动的加速度信号,所述脑电波信号和加速度信号传递至 CPU 处理器,由 CPU 处理器判断人体睡眠情况。

[0024] 进一步地,本发明睡眠检测装置还包括存储器、耳机;其中存储器中存储有音频文件,由 CPU 处理器控制所述音频文件播放到耳机之中。

[0025] 上述睡眠检测装置检测睡眠的方法为:CPU 处理器根据接收的脑电波信号和加速度信号,判断人体的睡眠情况,具体包括如下规则:

[0026] 规则 1:每个测量周期中加速度信号的波动均在第一阈值以上,则 CPU 处理器仅根据脑电波信号判断人体的睡眠情况,而不考虑加速度信号;

[0027] 规则 2:当脑电波信号在各个频段的能量分布均匀,则 CPU 处理器仅根据加速度信号判断人体的睡眠情况,而不考虑脑电波信号;

[0028] 规则 3:在一个测量周期内,脑电波信号在 8~25Hz 的能量占总能量的 80%以上,并且脑电波信号在 8~9Hz 的能量占总能量的 4%以上,并且脑电波信号的平均幅度在 30 μ V 以下,并且加速度信号的波动在第一阈值以上,则判断人体处于清醒阶段;

[0029] 规则 4:在连续的四个测量周期内,脑电波信号在 6~8Hz 的能量占总能量的 80%以上,并且脑电波信号的平均幅度在 30 μ V 以下,并且未检测到睡眠纺锤形波和 K 形杂波,则判断人体处于模糊入睡阶段;

[0030] 规则 5:在连续的四个测量周期内,脑电波信号在 4~7Hz 的能量占总能量的 80%以上,并且至少出现一次睡眠纺锤形波和/或 K 形杂波,并且脑电波信号的平均幅度均大于 30 μ V 且在 75 μ V 以下,并且至少一个测量周期内的加速度信号的波动小于第一阈值,则判断人体处于浅睡阶段;

[0031] 规则 6:在连续的四个测量周期内,脑电波信号在 0.5~3Hz 的能量占总能量的 20%以上且小于 50%,并且脑电波信号的平均幅度大于 75 μ V,则判断人体处于深度睡眠

阶段的前期；

[0032] 规则 7 :在连续的四个测量周期内,脑电波信号在 0.5 ~ 3Hz 的能量占总能量的 50%以上,并且脑电波信号的平均幅度大于 75 μ V,则判断人体处于深度睡眠阶段的后期；

[0033] 规则 8 :在连续的四个测量周期内,脑电波信号在 1 ~ 4Hz 的能量占总能量的 50%以上,并且脑电波信号的平均幅度大于 75 μ V,并且加速度信号的波动在 0.05g 以上,则判断人体处于深度睡眠阶段的后期且待测人员处于梦游状态；

[0034] 规则 9 :在连续的四个测量周期内,脑电波信号在 10Hz 以上的能量占能量的 80%以上,并且脑电波信号的平均幅度在 30 μ V 以下,并且至少一个测量周期内加速度信号的波动小于 0.05g,则判断人体处于快速眼球转动阶段；

[0035] 规则 10 :在每个测量周期中,加速度信号的波动均大于第三阈值且小于第四阈值,并且加速度信号的峰值每分钟出现 10 ~ 20 次,则 CPU 处理器仍按上述规则 3 ~ 9 判断人体的睡眠情况,但将第一阈值改为第二阈值。

[0036] 上述睡眠检测装置辅助睡眠的方法为 :待测人员戴上睡眠检测装置,其中电极和加速度传感器固定于人体前额,耳机佩带于人体耳部；

[0037] 当 CPU 处理器判断人体处于清醒阶段,则在耳机中播放音频；

[0038] 当 CPU 处理器判断人体处于模糊入睡阶段,则在耳机中降低音量；

[0039] 当 CPU 处理器判断人体处于浅睡阶段,则立即在耳机中停止播放音频。

[0040] 本发明睡眠检测装置及其检测、辅助睡眠的方法,可以较为精确地对人体的睡眠情况进行判断,并具有辅助睡眠的效果。

附图说明

[0041] 图 1 是人体处于浅睡阶段时,脑电波呈现睡眠纺锤形波和 K 形杂波的示意图；

[0042] 图 2 是人体在一个晚上多个睡眠周期以及睡眠阶段之间切换的示意图；

[0043] 图 3 是本发明睡眠检测装置的结构示意图一；

[0044] 图 4 是本发明睡眠检测装置的结构示意图二；

[0045] 图 5 是本发明睡眠检测装置的一个实施例的外观示意图；

[0046] 图 6 是本发明睡眠检测装置的一个实施例的结构示意图；

[0047] 图中附图标记说明：

[0048] 10- 佩带 ;20- 电子模块 ;21- 电极 ;211- 前置信号放大器 ;212- 滤波器 ;213- 模数转换器 ;22- 加速度传感器 ;23-CPU 处理器 ;24- 存储器 ;25- 耳机。

具体实施方式

[0049] 请参阅图 3,本发明睡眠检测装置至少包括：

[0050] 电极 21,直接与人体脑部接触并采集脑电波信号；

[0051] 加速度传感器 22,固定于人体前额并采集人体脑部运动（如转动、抽动、挪动等）的加速度信号；

[0052] CPU 处理器 23,接收所述脑电波信号和加速度信号,并判断人体的睡眠情况。

[0053] 请参阅图 4,本发明睡眠检测装置还可在图 3 基础上进一步包括：

[0054] 存储器 24,其中存储有音频文件,例如催眠音乐、催眠语音等；

- [0055] 耳机 25, 佩戴到人体的耳朵之中或之外, 受 CPU 处理器 23 的控制而播放音频文件。
- [0056] 进一步地, CPU 处理器 23 还可将接收的脑电波信号、加速度信号、和 / 或判断的人体睡眠情况的详细数据存储在存储器 24 中, 从而可以导出进行详细分析。
- [0057] 请参阅图 5, 这是本发明睡眠检测装置的一个实施例的外观示意图。在人体的脑袋上部环绕着一根佩带 10, 佩带 10 上固定有一个电子模块 20。电子模块 20 紧贴人体的前额部位。在电子模块 20 上具有一个或多个电极 21、以及加速度传感器、CPU 处理器、存储器等模块 (均未图示)。电子模块 20 通过两根数据线连接两个耳机 25, 耳机 25 置于人体的耳朵之中或覆盖在耳朵之外。
- [0058] 图 5 所示的睡眠检测装置是一个可佩带的形式。由于该装置是整晚戴在前额, 因此电极 21 不宜采用普通医疗用的脑电图探头, 因为这容易造成皮肤过敏, 且会在前额上留下红色的印记。本发明中优选地采用内嵌金属丝的软性纺织品作为电极。
- [0059] 进一步地, 在图 5 所示的电子模块 20 中还可以包括控制整个装置开启或关闭的按键、显示人体是处于清醒阶段或睡眠阶段信息的显示屏、对外进行数据传输的接口等 (均未图示)。
- [0060] 请参阅图 6, 这是本发明睡眠检测装置的一个实施例的结构示意图。其中包括依次相连的电极 21、前置信号放大器 211、滤波器 212、模数转换器 213、CPU 处理器 23、信号放大器 232 和耳机 25; 还包括与 CPU 处理器 23 相连接的加速度传感器 22、显示屏 231、USB 接口 233、存储器 24。当然还应包括电源 (如电池) 为以上各模块提供电力, 图 6 中未图示。
- [0061] 其中电极 21 例如可以采用普通的人体电导测量用电极, 优选则采用加银丝的软布电极。电极 21 采集到的人体脑电波信号幅度一般为 $10 \sim 100 \mu\text{V}$ 。电极 21 例如可以设置为三个 (如图 5 所示), 中间的电极作为参考电平, 主要用来更好地去除系统的共模噪声。两边的两个电极作为一对差分输入信号送入前置信号放大器 211 的差分输入端。这三个电极总共只采集一路脑电波信号。电极 21 的数量不作严格限制, 也可以采用更少或更多的电极。
- [0062] 电极 21 采集的一路脑电波信号经过前置信号放大器 211 放大几十倍后, 先经过一个隔直电容 (未图示), 电容可以去除电极在人体皮肤上积聚电荷后的固定电平差, 以防后级放大器饱和。再经过一个滤波器 212。滤波器 212 将高频噪声和工频噪声 (例如 50Hz) 滤除掉。滤波器 212 的截止频率例如为 48Hz。
- [0063] 滤波后的信号再送入模数转换器 213 转换为数字信号。模数转换器 213 例如是 12 位以上的模拟数字转换电路, 对模拟信号采样后变为数字信号。采样的频率要 100 赫兹以上, 例如可选择 200 赫兹。
- [0064] 模数转换后的数字信号进入 CPU 处理器 23, CPU 处理器 23 一方面将模数转换后的脑电波信号存储在存储器 24 之中, 另一方面则对该信号进行傅立叶变换, 把时域的脑电波信号 (横坐标为时间, 纵坐标为幅值) 转换为频域的脑电波信号 (横坐标为频率, 纵坐标为幅值)。
- [0065] 加速度传感器 22 例如是三轴重力加速度传感器, 其采集的人体运动的加速度信号传递给 CPU 处理器 23。该加速度传感器固定于人体的前额部位, 检测人体头部的运动 (挪动、转动等) 情况。所述加速度信号指三轴重力加速度传感器在三轴方向上的加速度信号的矢量总和, 即直角坐标系三轴方向的加速度值的平方相加后再开平方根的值。

[0066] 所述加速度信号传递给 CPU 处理器 23 之前经过信号放大、滤波、模数转换等环节，图 6 中未详细表示。CPU 处理器 23 对该加速度信号一方面存储到存储器 24 中，另一方面结合时域和频域的脑电波信号，综合判断人体的睡眠情况。

[0067] 显示屏 231 例如是 LCD 显示屏，可以实时地显示脑电波信号、加速度信号的信息，也可以实时地显示 CPU 处理器 23 判断出的人体的清醒或睡眠状态信息。为节省电源，显示屏 231 可以设置为默认关闭，根据用户按键才开启。

[0068] 存储器 24 例如是 flash 存储器等，要求存储器 24 在掉电后仍可保存数据。存储器 24 中既保存有所采集的人体脑电波信号（时域）、加速度信号，也保存有 CPU 处理器 23 处理后的人体脑电波信号（频域），以及 CPU 处理器 23 判断出的人体的睡眠情况信息。进一步地，存储器 24 中还可以保存有可以帮助睡眠的催眠音乐、催眠语音等。

[0069] CPU 处理器 23 还通过信号放大器 232 连接耳机 25。CPU 处理器 23 可以控制存储器 24 中的音频文件输出到信号放大器 232，经放大后在耳机 25 中播放。

[0070] USB 接口 233 也可以是任何其他通用的数据接口，本发明睡眠检测装置可以通过该 USB 接口 233 连接到计算机上，将存储器 24 中存储的人体的脑电波信号、加速度信号的详细信息、以及 CPU 处理器 23 判断出的人体的睡眠情况的详细信息导出到计算机上，用于进一步地详细分析。各种音频文件也可以通过该 USB 接口 233 传输到存储器 24 之中。

[0071] 本发明睡眠检测装置检测人体的方法，是由 CPU 处理器根据人体前额的脑电波信号的时域特性和 / 或频域特性、和 / 或加速度信号综合判断的，具体包括如下规则：

[0072] 规则 1：每个测量周期中加速度信号的波动均在第一阈值以上，则 CPU 处理器仅根据脑电波信号判断人体的睡眠情况，而不考虑加速度信号；

[0073] 本申请文件中，所述“加速度信号的波动”是指加速度信号的最大值与最小值之间的差值。

[0074] 所述“仅根据脑电波信号判断人体的睡眠情况”是指：

[0075] 规则 1.1：在一个测量周期内，脑电波信号在 8 ~ 25Hz 的能量占总能量的 80% 以上，并且脑电波信号在 8 ~ 9Hz 的能量占总能量的 4% 以上，并且脑电波信号的平均幅度在 30 μ V 以下，则判断人体处于清醒阶段；

[0076] 本申请文件中，脑电波信号的总能量是指其频域曲线（横坐标为频率、纵坐标为幅值）下所覆盖的总面积，脑电波信号在某一频段内的能量是指其频域曲线在该频段内所覆盖的面积。

[0077] 在规则 1.1 中，对脑电波信号在 8 ~ 9Hz 的能量占比的规定，是为了区别情形阶段和眼球转动的睡眠阶段。

[0078] 规则 1.2：在一个测量周期内，脑电波信号在 6 ~ 8Hz 的能量占总能量的 80% 以上，并且脑电波信号的平均幅度在 30 μ V 以下，则判断人体处于模糊入睡阶段；

[0079] 规则 1.3：在连续的四个测量周期内，脑电波信号在 4 ~ 7Hz 的能量占总能量的 80% 以上，并且至少出现一次睡眠纺锤形波和 / 或 K 形杂波，并且脑电波信号的平均幅度大于 30 μ V 且在 75 μ V 以下，则判断人体处于浅睡阶段；

[0080] 规则 1.4：在连续的四个测量周期内，脑电波信号在 0.5 ~ 3Hz 的能量在总能量的 20% 以上且小于总能量的 50%，并且脑电波信号的平均幅度大于 75 μ V，则判断人体处于深度睡眠阶段的前期；

[0081] 规则 1.5 :在连续四个测量周期内,脑电波信号在 0.5 ~ 3Hz 的能量占总能量的 50% 以上,并且脑电波信号的平均幅度大于 75 μ V,则判断人体处于深度睡眠阶段的后期;

[0082] 规则 1.6 :在一个测量周期内,脑电波信号在 10Hz 以上的能量占总能量的 80% 以上,并且脑电波信号的平均幅度在 30 μ V 以下,则判断人体处于快速眼球转动阶段。

[0083] 规则 2 :当脑电波信号在各个频段的能量分布均匀,则 CPU 处理器仅根据加速度信号判断人体的睡眠情况,而不考虑脑电波信号;

[0084] 所述各个频段为以下五个频段:8 ~ 25Hz、6 ~ 8Hz、4 ~ 7Hz、0.5 ~ 3Hz、10Hz 以上。所述“脑电波信号在各个频段的能量分布均匀”是指各个频段的最大能量与最小能量的差值小于 10%。

[0085] 所述“仅根据加速度信号判断人体的睡眠情况”是指:

[0086] 规则 2.1 :在连续四个测量周期内,至少一个测量周期内加速度信号的波动在第二阈值以上,则判断人体处于清醒状态;

[0087] 规则 2.2 :在连续四个测量周期内,至少一个测量周期内加速度信号的波动在第一阈值以上且小于第二阈值,则判断人体处于浅睡阶段或快速眼球转动阶段;

[0088] 规则 2.3 :在连续三个测量周期内,加速度信号的波动小于第一阈值,则判断人体处于深睡阶段。

[0089] 规则 3 :在一个测量周期内,脑电波信号在 8 ~ 25Hz 的能量占总能量的 80% 以上,并且脑电波信号在 8 ~ 9Hz 的能量占总能量的 4% 以上,并且脑电波信号的平均幅度在 30 μ V 以下,并且加速度信号的波动在第一阈值以上,则判断人体处于清醒阶段;

[0090] 规则 4 :在连续四个测量周期内,脑电波信号在 6 ~ 8Hz 的能量占总能量的 80% 以上,并且脑电波信号的平均幅度在 30 μ V 以下,并且未检测到睡眠纺锤形波和 K 形杂波,则判断人体处于模糊入睡阶段;

[0091] 规则 5 :在连续四个测量周期内,脑电波信号在 4 ~ 7Hz 的能量占总能量的 80% 以上,并且至少出现一次睡眠纺锤形波和 / 或 K 形杂波,并且脑电波信号的平均幅度均大于 30 μ V 且在 75 μ V 以下,并且至少一个测量周期内的加速度信号的波动小于第一阈值,则判断人体处于浅睡阶段;

[0092] 规则 6 :在连续四个测量周期内,脑电波信号在 0.5 ~ 3Hz 的能量占总能量的 20% 以上且小于 50%,并且脑电波信号的平均幅度大于 75 μ V,则判断人体处于深度睡眠阶段的前期;

[0093] 规则 7 :在连续四个测量周期内,脑电波信号在 0.5 ~ 3Hz 的能量占总能量的 50% 以上,并且脑电波信号的平均幅度大于 75 μ V,则判断人体处于深度睡眠阶段的后期;

[0094] 规则 8 :在连续四个测量周期内,脑电波信号在 1 ~ 4Hz 的能量占总能量的 50% 以上,并且脑电波信号的平均幅度大于 75 μ V,并且加速度信号的波动在 0.05g 以上,则判断人体处于深度睡眠阶段的后期且待测人员处于梦游状态;

[0095] 规则 9 :在连续四个测量周期内,脑电波信号在 10Hz 以上的能量占能量的 80% 以上,并且脑电波信号的平均幅度在 30 μ V 以下,并且至少一个测量周期内加速度信号的波动小于 0.05g,则判断人体处于快速眼球转动阶段;

[0096] 规则 10 :在每个测量周期中,加速度信号的波动均大于第三阈值且小于第四阈值,并且加速度信号的峰值每分钟出现 10 ~ 20 次,则 CPU 处理器仍按上述规则 3 ~ 9 判断

人体的睡眠情况,但将第一阈值改为第二阈值。

[0097] 所述测量周期可以是 20 ~ 60 秒,优选为 30 秒。

[0098] 所述第一阈值为 0.05g,第二阈值为 0.1g,第三阈值为 0.02g,第四阈值为 0.08g。

[0099] 实际上,上述规则 3、4、5、6、7、9 属于基本规则,已经可以在大多数情形下得到准确的睡眠状态。可是考虑到某些复杂的情况,例如前面所述的电极与皮肤接触不良时、或者周围环境有很强的电磁噪声造成干扰时、或者被测人员具有脑功能紊乱造成脑电波异常时,又增加了其余各项规则。

[0100] 本申请文件中,对于的脑电波信号的频域特性,优选地只考虑其在 0 ~ 50Hz 范围内的能量分布情况,这也是脑电波的信号的主要频率分布范围。

[0101] 本申请文件中,在检测睡眠纺锤形波和 K 形杂波时,对于时域采样的脑电波信号进一步经截止频率为 40Hz 的低通滤波器,以便进一步去除 50Hz 的工频噪声,滤波后的信号和预先采集的典型的睡眠纺锤形波和 K 形杂波的数字信号序列进行相关计算。当相关系数达到可接受的值,即判断脑电波信号中有睡眠纺锤形波或 K 形杂波的存在。所述相关系数的可接受的值(判决值)可以选择 0.6 以上的一个值。

[0102] 当本发明所述睡眠检测装置判断出人体的睡眠阶段后,还可进一步地辅助人体睡眠。具体而言,人体开始睡眠时,CPU 处理器控制耳机中播放催眠音乐或催眠语音等音频;当 CPU 处理器判断人体处于模糊入睡阶段,则降低耳机中的音量,例如每分钟降低 6 分贝,直至耳机的输出音量小于 5 分贝;当 CPU 处理器判断人体进入浅睡阶段,则关闭音频播放。该方法既能帮助人体睡眠,又不会影响待测人员的睡眠。

[0103] 综上所述,本发明睡眠检测装置内置电极和加速度传感器,通过 CPU 处理器判断人体的睡眠情况。该装置在检测人体睡眠时,综合考虑脑电波信号和加速度信号,从而可以得到即便在各种复杂情况下仍然较为精确的人体睡眠阶段。该装置还可进一步地辅助人体睡眠。

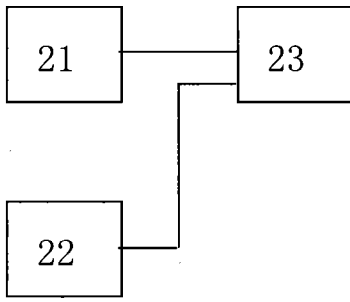


图 3

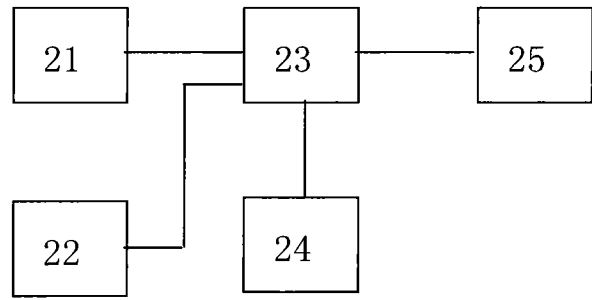


图 4

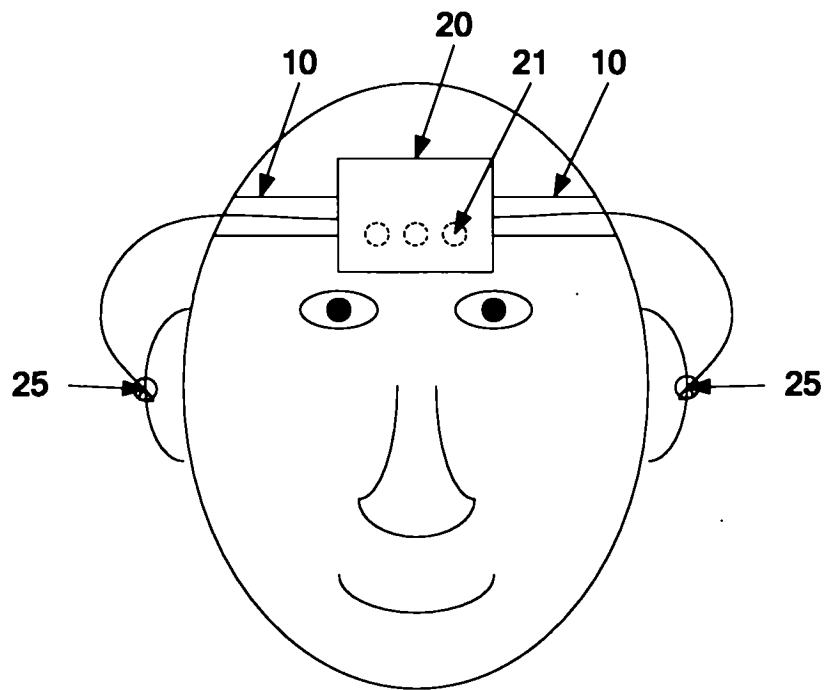


图 5

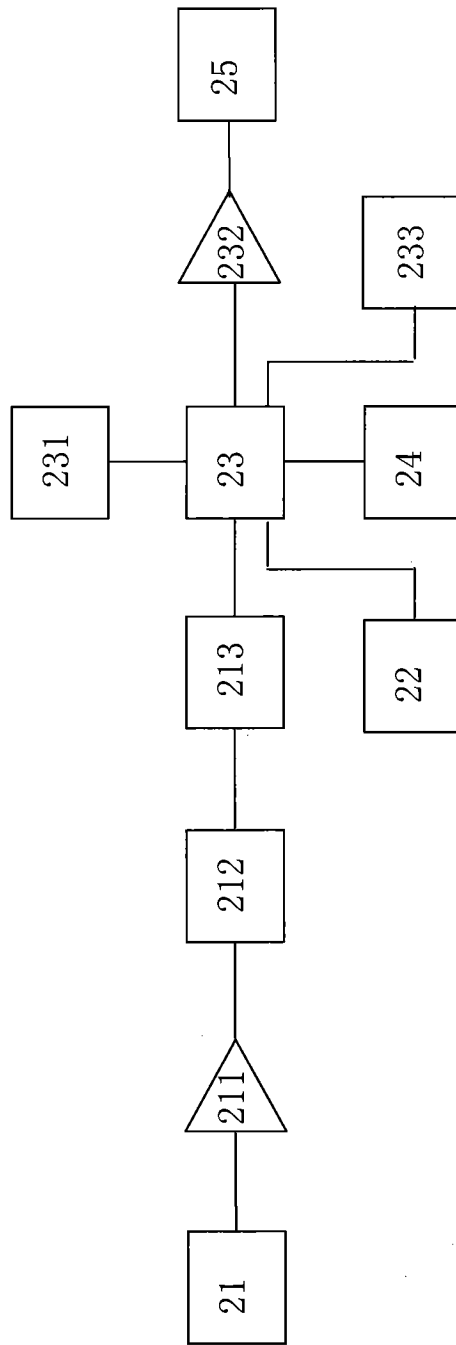


图 6

专利名称(译)	睡眠检测装置及其检测、辅助睡眠的方法		
公开(公告)号	CN102247122A	公开(公告)日	2011-11-23
申请号	CN201010180030.7	申请日	2010-05-20
[标]申请(专利权)人(译)	上海易酷信息技术服务有限公司		
申请(专利权)人(译)	上海易酷信息技术服务有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	上海易酷信息技术服务有限公司		
[标]发明人	卢斌		
发明人	卢斌		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/048 A61M21/02		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种睡眠检测装置，包括：电极、加速度传感器、CPU处理器；其中电极直接与人体脑部相接触并采集脑电波信号，加速度传感器固定于人体前额并采集人体运动的加速度信号，所述脑电波信号和加速度信号传递至CPU处理器，由CPU处理器判断人体的睡眠情况。该装置还可以包括：存储器、耳机；其中存储器中存储有音频文件，由CPU处理器控制所述音频文件播放到耳机之中。本发明还公开了该装置检测睡眠情况及辅助睡眠的方法。本发明可以较为精确地对人体的睡眠阶段进行判断，并具有辅助睡眠的效果。

