



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 118509782 A

(43) 申请公布日 2024.08.16

(21) 申请号 202410972482.0

(22) 申请日 2024.07.19

(71) 申请人 杭州惠耳听力技术设备有限公司

地址 310000 浙江省杭州市拱墅区东新路
533号蔚蓝国际大厦1号楼16层

(72) 发明人 史文迪 周善晨 俞静 王远
涂磊

(74) 专利代理机构 杭州航璞专利代理有限公司
33498

专利代理师 宋宇晴

(51) Int. Cl.

H04R 25/00 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

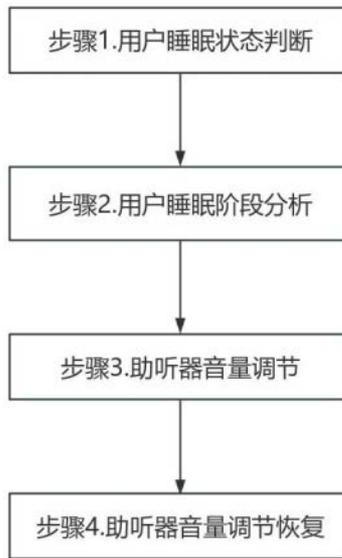
权利要求书3页 说明书9页 附图2页

(54) 发明名称

一种助听器睡眠监测方法和系统

(57) 摘要

本发明公开了一种助听器睡眠监测方法和系统,涉及睡眠监测技术领域,本发明包括:步骤1.用户睡眠状态判断、步骤2.用户睡眠阶段分析、步骤3.助听器音量调节和步骤4.助听器音量调节恢复,本发明通过分析用户的各项生命体征数据,用于判断用户是否处于睡眠状态和处于何种睡眠阶段,并根据外界环境的噪音分贝值,动态下调用户的助听器的扩音增益系数,并且在用户睡眠过程中,通过监测是否有打呼噜的声音,判断用户是否有呼吸暂停的风险,若有风险则将用户唤醒,通过识别外界的语音信息,判断是否需要恢复助听器的扩音增益系数,在保护用户的听觉系统的同时,防止用户无法及时接收到外界声音信息。



1. 一种助听器睡眠监测方法,其特征在于,包括:

步骤1. 用户睡眠状态判断:获取在监测时间段内用户在各监测时间点的头部体位特征,并获取在监测时间段内用户在各监测时间点的心率、血氧饱和度、体温、血压和呼吸频率,判断用户是否处于睡眠状态;

步骤2. 用户睡眠阶段分析:若用户处于睡眠状态,则获取在监测时间段内用户的头部体位变更次数,并分析用户所处的睡眠阶段;

步骤3. 助听器音量调节:获取在当前噪声监测时间点的用户所处环境的噪声及其分贝值,判断是否有打呼噜的声音,若有打呼噜的声音,则分析用户的阻塞性睡眠呼吸的严重程度,若用户的阻塞性睡眠呼吸的严重程度为中度或重度,则通过助听器将用户唤醒,若无打呼噜的声音,则判断是否需要降低用户的助听器的扩音增益系数,若需要调节,则计算用户的助听器的扩音增益系数下调值;

步骤4. 助听器音量调节恢复:获取在目标时间段内用户所处环境的各语音信息及其分贝值,判断是否需要恢复用户的助听器的扩音增益系数,若需要恢复,则分析用户的助听器的扩音增益系数恢复速率。

2. 根据权利要求1所述的一种助听器睡眠监测方法,其特征在于,所述判断用户是否处于睡眠状态,其具体判断方法为:

从本地数据库获取各睡眠头部体位特征、睡眠体征评估系数阈值;

将用户在各监测时间点的头部体位特征与各睡眠头部体位特征进行比对,若用户在某监测时间点的头部体位特征与某睡眠头部体位特征一致,则判断用户在该监测时间点处于睡眠姿势,若用户在各监测时间点都处于睡眠姿势,则计算用户在监测时间段内的睡眠体征评估系数;

将用户的睡眠体征评估系数与睡眠体征评估系数阈值进行比对,若用户的睡眠体征评估系数大于睡眠体征评估系数阈值,则判断用户处于睡眠状态。

3. 根据权利要求2所述的一种助听器睡眠监测方法,其特征在于,所述计算用户在监测时间段内的睡眠体征评估系数,其具体计算方法为:

从本地数据库获取用户在清醒状态下的心率A、血氧饱和度B、体温C、血压D;

依据在监测时间段内用户在各监测时间点的心率 a_n 、血氧饱和度 b_n 、体温 c_n 、血压 d_n ,其中n表示为各监测时间点, $n=1,2,\dots,m$,m为大于2的正整数,计算用户在监测时间段内的

$$\text{睡眠体征评估系数 } \beta = \sum_{n=1}^m \left(\frac{A-a_n}{A} + \frac{B-b_n}{B} + \frac{C-c_n}{C} + \frac{D-d_n}{D} \right)。$$

4. 根据权利要求3所述的一种助听器睡眠监测方法,其特征在于,所述分析用户所处的睡眠阶段,其具体分析方法为:

从本地数据库获取各睡眠阶段对应的睡眠深度评估系数;

计算用户在监测时间段内的睡眠深度评估系数,并映射得到用户所处的睡眠阶段。

5. 根据权利要求4所述的一种助听器睡眠监测方法,其特征在于,所述计算用户在监测时间段内的睡眠深度评估系数,其具体计算方法为:

从本地数据库获取深度睡眠时的适宜头部体位变更次数G、用户在清醒时的呼吸频率F;

依据在监测时间段内用户在各监测时间点的呼吸频率 f_n , 计算用户在监测时间段内的

呼吸平稳系数
$$\delta = \frac{1}{\sum_{n=1}^m \frac{\left| f_n - \frac{1}{m} \sum_{n=1}^m f_n \right|}{\frac{1}{m} \sum_{n=1}^m f_n}}$$
, 其中 m 为监测时间点的数量, e 为自然常数;

依据在监测时间段内用户的头部体位变更次数 g , 并依据用户在监测时间段内的睡眠体征评估系数 β , 计算用户在监测时间段内的睡眠深度评估系数

$$\varepsilon = \delta + e^{\frac{G-g}{G}} + \frac{1}{m} * \sum_{n=1}^m \left(\frac{F-f_n}{F} \right) + \ln(1 + \beta)。$$

6. 根据权利要求1所述的一种助听器睡眠监测方法, 其特征在于, 所述判断是否需要降低用户的助听器的扩音增益系数, 其具体判断方法为:

从本地数据库获取用户设置的助听器的允许扩音增益系数、各允许扩音增益系数在各睡眠阶段的最大允许环境噪声分贝值, 映射得到用户在各睡眠阶段的最大允许环境噪声分贝值;

依据用户所处的睡眠阶段, 映射得到用户在所处的睡眠阶段的最大允许环境噪声分贝值;

将用户所处环境的噪声分贝值与在所处的睡眠阶段的最大允许环境噪声分贝值进行比对, 若用户所处环境的噪声分贝值大于在所处的睡眠阶段的最大允许环境噪声分贝值, 则判断需要降低用户的助听器的扩音增益系数。

7. 根据权利要求6所述的一种助听器睡眠监测方法, 其特征在于, 所述计算用户的助听器的扩音增益系数下调值, 其具体计算方法为:

从本地数据库获取各外部噪声危害系数区间对应的扩音增益系数下调值;

依据用户所处环境的噪声分贝值 h , 并依据用户在所处的睡眠阶段的最大允许环境噪声分贝值 p , 计算用户的助听器的外部噪声危害系数 $\varphi = e^{\frac{h-p}{p}}$, 并映射得到用户的助听器的扩音增益系数下调值。

8. 根据权利要求7所述的一种助听器睡眠监测方法, 其特征在于, 所述判断是否需要恢复用户的助听器的扩音增益系数, 其具体判断方法为:

从本地数据库获取各目标语音关键词;

依据在目标时间段内用户所处环境的各语音信息, 提取在目标时间段内用户所处环境的各语音信息的文本;

将在目标时间段内用户所处环境的各语音信息的文本与各目标语音关键词进行比对, 若在目标时间段内用户所处环境的某语音信息的文本包含某目标语音关键词, 则判断需要恢复用户的助听器的扩音增益系数。

9. 根据权利要求8所述的一种助听器睡眠监测方法, 其特征在于, 所述分析用户的助听器的扩音增益系数恢复速率, 其具体分析方法为:

从本地数据库获取各最大允许扩音增益系数对应的默认扩音增益系数恢复速率, 依据用户设置的助听器的允许扩音增益系数, 提取用户的助听器的默认扩音增益系数恢复速率

T;

将在目标时间段内用户所处环境的各语音信息的文本与各目标语音关键词进行比对,若在目标时间段内用户所处环境的某语音信息的文本包含某目标语音关键词,则统计该语音信息的文本出现目标语音关键词的总数量,从而统计在目标时间段内用户所处环境的各语音信息的文本出现目标语音关键词的总数量 p_u ,其中u表示为各语音信息, $u=1,2,\dots,w$,w为大于2的正整数;

依据用户所处环境的各语音信息的分贝值r,并依据用户所处环境的噪声分贝值h,分析用户所处环境的语音紧急系数 $\lambda = \sum_{u=1}^w (p_u) * e^{\frac{r}{h}}$;

从本地数据库获取各语音紧急系数区间对应的扩音增益系数恢复速率调节值,并映射得到用户的助听器的扩音增益系数恢复速率调节值t;

分析用户的助听器的扩音增益系数恢复速率 $\omega = T + t$ 。

10.一种执行权利要求1-9任一项所述的一种助听器睡眠监测方法的助听器睡眠监测方法系统,其特征在于,包括:

用户睡眠状态判断模块,用于获取在监测时间段内用户在各监测时间点的头部体位特征,并获取在监测时间段内用户在各监测时间点的心率、血氧饱和度、体温、血压和呼吸频率,判断用户是否处于睡眠状态;

用户睡眠阶段分析模块,用于若用户处于睡眠状态,则获取在监测时间段内用户的头部体位变更次数,并分析用户所处的睡眠阶段;

助听器音量调节模块,用于获取在当前噪声监测时间点的用户所处环境的噪声及其分贝值,判断是否有打呼噜的声音,若有打呼噜的声音,则分析用户的阻塞性睡眠呼吸的严重程度,若用户的阻塞性睡眠呼吸的严重程度为中度或重度,则通过助听器将用户唤醒,若无打呼噜的声音,则判断是否需要降低用户的助听器的扩音增益系数,若需要调节,则计算用户的助听器的扩音增益系数下调值;

助听器音量调节恢复模块,用于获取在目标时间段内用户所处环境的各语音信息及其分贝值,判断是否需要恢复用户的助听器的扩音增益系数,若需要恢复,则分析用户的助听器的扩音增益系数恢复速率。

一种助听器睡眠监测方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及睡眠监测技术领域,具体涉及一种助听器睡眠监测方法和系统。

背景技术

[0002] 助听器能够协助听力障碍病人听到外界声音,而部分听力障碍病人需求在睡眠时依旧能够听到外界声音,以此保证自己不会由于听不见而错过外界信息,但是听力障碍病人在睡眠状态下的听觉系统更为脆弱,如果在睡眠状态下,助听器依旧使用常规的扩音增益系数,则会导致听力障碍病人的听觉系统受到进一步损伤,因此,研究在听力障碍病人睡眠时的助听器调节方法是很有必要的。

[0003] 现有技术如公告号为:CN117814791A的发明专利申请公开的一种入耳式助听器及其实时监测心率和血氧的方法,其方法包括:红外传感器和红光传感器中的LED发射光穿透耳内皮肤到达血管,被血液吸收、反射后经传感器接收模块接收;传感器芯片将数据信息处理汇总传递给助听器芯片;助听器芯片接收传感器芯片的信息进行计算;通过蓝牙模组输出到实时监控模组;助听器芯片将血氧饱和度数据通过蓝牙传输到所述手机和亲属手机,实时播报功能可以及时有效的提醒患者进行身体情况确认;高测量精度,实时监测人体心率和血氧饱和度的目的,实时预警。

[0004] 现有技术如公告号为:CN117547234A的发明专利申请公开的一种耳后健康监测助听器装置,其具体包括:助听器本体、信号接收装置、健康监测装置、预处理装置、传输装置、处理装置、智能终端,助听器本体外表面设置有红光警报灯,在贴合耳部的表面使用软性材料覆盖并在该表面上设置微凸起用于防滑,并在微凸起上设置多个监测触点,进而计算出体温、血压、心率、血氧等处理数据,智能终端通过对数据的比较进行相关的诊断、建议及报警。

[0005] 针对上述方案可见,目前的助听器调节方法,通常只测量听力障碍病人的各项生命体征数据,并用于预警,一方面,缺乏在听力障碍病人睡眠时,通过获取各项生命体征数据与外界环境影响,动态调节助听器的扩音增益系数,从而导致听力障碍病人的听觉系统进一步受到损害,另一方面,如果在听力障碍病人睡眠时,将助听器的扩音增益系数调节过低,则会导致听力障碍病人无法及时接收到外界声音信息。

发明内容

[0006] 本发明的目的在于提供的一种助听器睡眠监测方法和系统,解决了背景技术中存在的问题。

[0007] 为解决上述技术问题,本发明采用如下技术方案:本发明第一方面提供一种助听器睡眠监测方法,包括:步骤1.用户睡眠状态判断:获取在监测时间段内用户在各监测时间点的头部体位特征,并获取在监测时间段内用户在各监测时间点的心率、血氧饱和度、体温、血压和呼吸频率,判断用户是否处于睡眠状态。

[0008] 步骤2.用户睡眠阶段分析:若用户处于睡眠状态,则获取在监测时间段内用户的

头部体位变更次数,并分析用户所处的睡眠阶段。

[0009] 步骤3.助听器音量调节:获取在当前噪声监测时间点的用户所处环境的噪声及其分贝值,判断是否有打呼噜的声音,若有打呼噜的声音,则分析用户的阻塞性睡眠呼吸的严重程度,若用户的阻塞性睡眠呼吸的严重程度为中度或重度,则通过助听器将用户唤醒,若无打呼噜的声音,则判断是否需要降低用户的助听器的扩音增益系数,若需要调节,则计算用户的助听器的扩音增益系数下调值。

[0010] 步骤4.助听器音量调节恢复:获取在目标时间段内用户所处环境的各语音信息及其分贝值,判断是否需要恢复用户的助听器的扩音增益系数,若需要恢复,则分析用户的助听器的扩音增益系数恢复速率。

[0011] 优选地,所述判断用户是否处于睡眠状态,其具体判断方法为:从本地数据库获取各睡眠头部体位特征、睡眠体征评估系数阈值。

[0012] 将用户在各监测时间点的头部体位特征与各睡眠头部体位特征进行比对,若用户在某监测时间点的头部体位特征与某睡眠头部体位特征一致,则判断用户在该监测时间点处于睡眠姿势,若用户在各监测时间点都处于睡眠姿势,则计算用户在监测时间段内的睡眠体征评估系数。

[0013] 将用户的睡眠体征评估系数与睡眠体征评估系数阈值进行比对,若用户的睡眠体征评估系数大于睡眠体征评估系数阈值,则判断用户处于睡眠状态。

[0014] 优选地,所述计算用户在监测时间段内的睡眠体征评估系数,其具体计算方法为:从本地数据库获取用户在清醒状态下的心率A、血氧饱和度B、体温C、血压D。

[0015] 依据在监测时间段内用户在各监测时间点的心率 a_n 、血氧饱和度 b_n 、体温 c_n 、血压 d_n ,其中n表示为各监测时间点, $n=1,2,\dots,m$,m为大于2的正整数,计算用户在监测时间段内的睡眠体征评估系数 $\beta = \sum_{n=1}^m \left(\frac{A-a_n}{A} + \frac{B-b_n}{B} + \frac{C-c_n}{C} + \frac{D-d_n}{D} \right)$ 。

[0016] 优选地,所述分析用户所处的睡眠阶段,其具体分析方法为:从本地数据库获取各睡眠阶段对应的睡眠深度评估系数。

[0017] 计算用户在监测时间段内的睡眠深度评估系数,并映射得到用户所处的睡眠阶段。

[0018] 计算用户在监测时间段内的睡眠深度评估系数,并映射得到用户所处的睡眠阶段。

[0018] 优选地,所述计算用户在监测时间段内的睡眠深度评估系数,其具体计算方法为:从本地数据库获取深度睡眠时的适宜头部体位变更次数G、用户在清醒时的呼吸频率F。

[0019] 依据在监测时间段内用户在各监测时间点的呼吸频率 f_n ,计算用户在监测时间段

内的呼吸平稳系数 $\delta = \frac{1}{e^{\sum_{n=1}^m \left| \frac{f_n - \frac{1}{m} \sum_{n=1}^m f_n}{\frac{1}{m} \sum_{n=1}^m f_n} \right|}}$,其中m为监测时间点的数量,e为自然常数。

[0020] 依据在监测时间段内用户的头部体位变更次数g,并依据用户在监测时间段内的睡眠体征评估系数 β ,计算用户在监测时间段内的睡眠深度评估系数

$$\varepsilon = \delta + e^{\frac{G-g}{G}} + \frac{1}{m} * \sum_{n=1}^m \left(\frac{F-f_n}{F} \right) + \ln(1 + \beta)。$$

[0021] 优选地,所述判断是否需要降低用户的助听器的扩音增益系数,其具体判断方法为:从本地数据库获取用户设置的助听器的允许扩音增益系数、各允许扩音增益系数在各睡眠阶段的最大允许环境噪声分贝值,映射得到用户在各睡眠阶段的最大允许环境噪声分贝值。

[0022] 依据用户所处的睡眠阶段,映射得到用户在所处的睡眠阶段的最大允许环境噪声分贝值。

[0023] 将用户所处环境的噪声分贝值与在所处的睡眠阶段的最大允许环境噪声分贝值进行比对,若用户所处环境的噪声分贝值大于在所处的睡眠阶段的最大允许环境噪声分贝值,则判断需要降低用户的助听器的扩音增益系数。

[0024] 优选地,所述计算用户的助听器的扩音增益系数下调值,其具体计算方法为:从本地数据库获取各外部噪声危害系数区间对应的扩音增益系数下调值。

[0025] 依据用户所处环境的噪声分贝值h,并依据用户在所处的睡眠阶段的最大允许环境噪声分贝值p,计算用户的助听器的外部噪声危害系数 $\varphi = e^{\frac{h-p}{p}}$,并映射得到用户的助听器的扩音增益系数下调值。

[0026] 优选地,所述判断是否需要恢复用户的助听器的扩音增益系数,其具体判断方法为:从本地数据库获取各目标语音关键词。

[0027] 依据在目标时间段内用户所处环境的各语音信息,提取在目标时间段内用户所处环境的各语音信息的文本。

[0028] 将在目标时间段内用户所处环境的各语音信息的文本与各目标语音关键词进行比对,若在目标时间段内用户所处环境的某语音信息的文本包含某目标语音关键词,则判断需要恢复用户的助听器的扩音增益系数。

[0029] 优选地,所述分析用户的助听器的扩音增益系数恢复速率,其具体分析方法为:从本地数据库获取各最大允许扩音增益系数对应的默认扩音增益系数恢复速率,依据用户设置的助听器的允许扩音增益系数,提取用户的助听器的默认扩音增益系数恢复速率T。

[0030] 将在目标时间段内用户所处环境的各语音信息的文本与各目标语音关键词进行比对,若在目标时间段内用户所处环境的某语音信息的文本包含某目标语音关键词,则统计该语音信息的文本出现目标语音关键词的总数量,从而统计在目标时间段内用户所处环境的各语音信息的文本出现目标语音关键词的总数量 P_u ,其中u表示为各语音信息, $u = 1, 2, \dots, w$, w为大于2的正整数。

[0031] 依据用户所处环境的各语音信息的分贝值r,并依据用户所处环境的噪声分贝值h,分析用户所处环境的语音紧急系数 $\lambda = \sum_{u=1}^w (p_u) * e^{\frac{r}{h}}$ 。

[0032] 从本地数据库获取各语音紧急系数区间对应的扩音增益系数恢复速率调节值,并映射得到用户的助听器的扩音增益系数恢复速率调节值t。

[0033] 分析用户的助听器的扩音增益系数恢复速率 $\omega = T + t$ 。

[0034] 本发明第二方面提供一种所述的一种助听器睡眠监测方法的助听器睡眠监测方法系统,其特征在于,包括:用户睡眠状态判断模块,用于获取在监测时间段内用户在各监测时间点的头部体位特征,并获取在监测时间段内用户在各监测时间点的心率、血氧饱和度、体温、血压和呼吸频率,判断用户是否处于睡眠状态。

[0035] 用户睡眠阶段分析模块,用于若用户处于睡眠状态,则获取在监测时间段内用户的头部体位变更次数,并分析用户所处的睡眠阶段。

[0036] 助听器音量调节模块,用于获取在当前噪声监测时间点的用户所处环境的噪声及其分贝值,判断是否有打呼噜的声音,若有打呼噜的声音,则分析用户的阻塞性睡眠呼吸的严重程度,若用户的阻塞性睡眠呼吸的严重程度为中度或重度,则通过助听器将用户唤醒,若无打呼噜的声音,则判断是否需要降低用户的助听器的扩音增益系数,若需要调节,则计算用户的助听器的扩音增益系数下调值。

[0037] 助听器音量调节恢复模块,用于获取在目标时间段内用户所处环境的各语音信息及其分贝值,判断是否需要恢复用户的助听器的扩音增益系数,若需要恢复,则分析用户的助听器的扩音增益系数恢复速率。

[0038] 本发明的有益效果在于:(1)本发明的步骤1.用户睡眠状态判断,用于判断用户是否入睡,方便后续对入睡的用户进行助听器调节。

[0039] (2)本发明的步骤2.用户睡眠阶段分析,分析用户进入的睡眠阶段,方便后续根据睡眠阶段对助听器的扩音增益系数进行动态调节。

[0040] (3)本发明的步骤3.助听器音量调节,通过用户打呼噜的声音判断用户是否有呼吸暂停的风险,从而将用户唤醒,防止用户出现危险,并通过外部的环境噪音和用户所处的睡眠阶段,计算用户的助听器的扩音增益系数下调值,从而防止用户在睡眠过程中,被外部环境噪音进一步损害听觉系统。

[0041] (4)本发明的步骤4.助听器音量调节恢复,用于获取外部的语音信息,并通过语音信息判断是否需要将扩音增益系数恢复至常规,防止出现由于扩音增益系数下调,导致用户无法及时听到外界声音信息的情况,并且分析用户的助听器的扩音增益系数恢复速率,防止由于扩音增益系数恢复过快,而出现用于被惊醒的情况。

附图说明

[0042] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0043] 图1为本发明的方法流程示意图。

[0044] 图2为本发明的系统模块示意图。

具体实施方式

[0045] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他

实施例,都属于本发明保护的范围。

[0046] 参照图1所示,本发明第一方面提供一种助听器睡眠监测方法,包括:步骤1.用户睡眠状态判断:获取在监测时间段内用户在各监测时间点的头部体位特征,并获取在监测时间段内用户在各监测时间点的的核心率、血氧饱和度、体温、血压和呼吸频率,判断用户是否处于睡眠状态。

[0047] 在一个具体实施例中,所述获取在监测时间段内用户在各监测时间点的头部体位特征,其具体获取方法为:现有的获取头部体位特征的方法已经相对成熟,通过安置在助听器内部的陀螺仪和加速度计,并根据现有的获取头部体位特征的方法,即可获取在监测时间段内用户在各监测时间点的头部体位特征。

[0048] 需要说明的是,所述头部体位特征包括:头部竖着、头部仰躺 90° 、头部侧躺等头部体位特征。

[0049] 在一个具体实施例中,所述获取在监测时间段内用户在各监测时间点的核心率、血氧饱和度、体温、血压和呼吸频率,其具体获取方法为:通过光学心率检测仪获取在监测时间段内用户在各监测时间点的核心率,通过微型血氧饱和度传感器获取在监测时间段内用户在各监测时间点的血氧饱和度,通过微型温度传感器获取在监测时间段内用户在各监测时间点的体温,通过血压计传感器获取在监测时间段内用户在各监测时间点的血压,通过微型呼吸频率传感器获取在监测时间段内用户在各监测时间点的呼吸频率。

[0050] 在本发明的具体实施例,所述判断用户是否处于睡眠状态,其具体判断方法为:从本地数据库获取各睡眠头部体位特征、睡眠体征评估系数阈值。

[0051] 将用户在各监测时间点的头部体位特征与各睡眠头部体位特征进行比对,若用户在某监测时间点的头部体位特征与某睡眠头部体位特征一致,则判断用户在该监测时间点处于睡眠姿势,若用户在各监测时间点都处于睡眠姿势,则计算用户在监测时间段内的睡眠体征评估系数。

[0052] 将用户的睡眠体征评估系数与睡眠体征评估系数阈值进行比对,若用户的睡眠体征评估系数大于睡眠体征评估系数阈值,则判断用户处于睡眠状态。

[0053] 需要说明的是,所述本地数据库,用于存储各睡眠头部体位特征、睡眠体征评估系数阈值、用户在清醒状态下的心率、血氧饱和度、体温、血压、各睡眠阶段对应的睡眠深度评估系数、深度睡眠时的适宜头部体位变更次数、用户在清醒时的呼吸频率、打呼噜分贝值阈值、打呼噜间隔时长阈值、用户设置的助听器的允许扩音增益系数、各允许扩音增益系数在各睡眠阶段的最大允许环境噪声分贝值、各外部噪声危害系数区间对应的扩音增益系数下调值、各目标语音信息、各最大允许扩音增益系数对应的默认扩音增益系数恢复速率、各语音紧急系数区间对应的扩音增益系数恢复速率调节值。

[0054] 在本发明的具体实施例,所述计算用户在监测时间段内的睡眠体征评估系数,其具体计算方法为:从本地数据库获取用户在清醒状态下的心率A、血氧饱和度B、体温C、血压D。

[0055] 依据在监测时间段内用户在各监测时间点的核心率 a_n 、血氧饱和度 b_n 、体温 c_n 、血压 d_n ,其中n表示为各监测时间点, $n=1,2,\dots,m$,m为大于2的正整数,计算用户在监测时间

段内的睡眠体征评估系数 $\beta = \sum_{n=1}^m \left(\frac{A-a_n}{A} + \frac{B-b_n}{B} + \frac{C-c_n}{C} + \frac{D-d_n}{D} \right)$ 。

[0056] 本发明的步骤1. 用户睡眠状态判断, 用于判断用户是否入睡, 方便后续对入睡的用户进行助听器调节。

[0057] 步骤2. 用户睡眠阶段分析: 若用户处于睡眠状态, 则获取在监测时间段内用户的头部体位变更次数, 并分析用户所处的睡眠阶段。

[0058] 在一个具体实施例中, 所述获取在监测时间段内用户的头部体位变更次数, 其具体获取方法为: 现有的获取头部体位变更次数的方法已经相对成熟, 通过安置在助听器内部的陀螺仪和加速度计, 并根据现有的获取头部体位变更次数的方法, 即可获取在监测时间段内用户的头部体位变更次数。

[0059] 在本发明的具体实施例, 所述分析用户所处的睡眠阶段, 其具体分析方法为: 从本地数据库获取各睡眠阶段对应的睡眠深度评估系数。

[0060] 计算用户在监测时间段内的睡眠深度评估系数, 并映射得到用户所处的睡眠阶段。

[0061] 在本发明的具体实施例, 所述计算用户在监测时间段内的睡眠深度评估系数, 其具体计算方法为: 从本地数据库获取深度睡眠时的适宜头部体位变更次数G、用户在清醒时的呼吸频率F。

[0062] 依据在监测时间段内用户在各监测时间点的呼吸频率 f_n , 计算用户在监测时间段

内的呼吸平稳系数 $\delta = \frac{1}{\sum_{n=1}^m \frac{f_n - \frac{1}{m} \sum_{n=1}^m f_n}{\frac{1}{m} \sum_{n=1}^m f_n}}$, 其中m为监测时间点的数量, e为自然常数。

[0063] 依据在监测时间段内用户的头部体位变更次数g, 并依据用户在监测时间段内的睡眠体征评估系数 β , 计算用户在监测时间段内的睡眠深度评估系数

$$\varepsilon = \delta + e^{\frac{G-g}{G}} + \frac{1}{m} * \sum_{n=1}^m \left(\frac{F-f_n}{F} \right) + \ln(1 + \beta)。$$

[0064] 本发明的步骤2. 用户睡眠阶段分析, 分析用户进入的睡眠阶段, 方便后续根据睡眠阶段对助听器的扩音增益系数进行动态调节。

[0065] 步骤3. 助听器音量调节: 获取在当前噪声监测时间点的用户所处环境的噪声及其分贝值, 判断是否有打呼噜的声音, 若有打呼噜的声音, 则分析用户的阻塞性睡眠呼吸的严重程度, 若用户的阻塞性睡眠呼吸的严重程度为中度或重度, 则通过助听器将用户唤醒, 若无打呼噜的声音, 则判断是否需要降低用户的助听器的扩音增益系数, 若需要调节, 则计算用户的助听器的扩音增益系数下调值。

[0066] 在一个具体实施例中, 所述获取在当前噪声监测时间点的用户所处环境的噪声及其分贝值, 其具体获取方法为: 通过微型分贝计获取在当前噪声监测时间点的用户所处环境的噪声分贝值。

[0067] 在一个具体实施例中, 所述判断是否有打呼噜的声音, 其具体判断方法为: 现有的

打呼噜的音频特征分析与识别技术已经相对成熟,依据在当前噪声监测时间点的用户所处环境的噪声,并通过现有的打呼噜的音频特征分析与识别技术,从而判断是否有打呼噜的声音。

[0068] 需要说明的是,根据现有的AHI>5/15/30的标准,可将阻塞性睡眠呼吸暂的严重程度分为:轻度、中度和重度。

[0069] 在一个具体实施例中,所述分析用户的阻塞性睡眠呼吸的严重程度,其具体分析方法为:依据在当前噪声监测时间点的用户所处环境的噪声,提取在当前噪声监测时间点的用户的打呼噜的声音,并通过现有的OSAS预测模型,将在当前噪声监测时间点的用户的打呼噜的声音放入OSAS预测模型,即可分析用户的阻塞性睡眠呼吸的严重程度。

[0070] 在本发明的具体实施例,所述判断是否需要降低用户的助听器的扩音增益系数,其具体判断方法为:从本地数据库获取用户设置的助听器的允许扩音增益系数、各允许扩音增益系数在各睡眠阶段的最大允许环境噪声分贝值,映射得到用户在各睡眠阶段的最大允许环境噪声分贝值。

[0071] 依据用户所处的睡眠阶段,映射得到用户在所处的睡眠阶段的最大允许环境噪声分贝值。

[0072] 将用户所处环境的噪声分贝值与在所处的睡眠阶段的最大允许环境噪声分贝值进行比对,若用户所处环境的噪声分贝值大于在所处的睡眠阶段的最大允许环境噪声分贝值,则判断需要降低用户的助听器的扩音增益系数。

[0073] 在本发明的具体实施例,所述计算用户的助听器的扩音增益系数下调值,其具体计算方法为:从本地数据库获取各外部噪声危害系数区间对应的扩音增益系数下调值。

[0074] 依据用户所处环境的噪声分贝值 h ,并依据用户在所处的睡眠阶段的最大允许环境噪声分贝值 p ,计算用户的助听器的外部噪声危害系数 $\varphi = e^{\frac{h-p}{p}}$,并映射得到用户的助听器的扩音增益系数下调值。

[0075] 本发明的步骤3.助听器音量调节,通过用户打呼噜的声音判断用户是否有呼吸暂停的风险,从而将用户唤醒,防止用户出现危险,并通过外部的环境噪音和用户所处的睡眠阶段,计算用户的助听器的扩音增益系数下调值,从而防止用户在睡眠过程中,被外部环境噪音进一步损害听觉系统。

[0076] 步骤4.助听器音量调节恢复:获取在目标时间段内用户所处环境的各语音信息及其分贝值,判断是否需要恢复用户的助听器的扩音增益系数,若需要恢复,则分析用户的助听器的扩音增益系数恢复速率。

[0077] 在一个具体实施例中,所述获取在目标时间段内用户所处环境的各语音信息及其分贝值,其具体获取方法为:通过微型录音器获取在目标时间段内用户所处环境的各语音信息及其分贝值。

[0078] 在本发明的具体实施例,所述判断是否需要恢复用户的助听器的扩音增益系数,其具体判断方法为:从本地数据库获取各目标语音关键词。

[0079] 依据在目标时间段内用户所处环境的各语音信息,提取在目标时间段内用户所处环境的各语音信息的文本。

[0080] 将在目标时间段内用户所处环境的各语音信息的文本与各目标语音关键词进行

比对,若在目标时间段内用户所处环境的某语音信息的文本包含某目标语音关键词,则判断需要恢复用户的助听器的扩音增益系数。

[0081] 在本发明的具体实施例,所述分析用户的助听器的扩音增益系数恢复速率,其具体分析方法为:从本地数据库获取各最大允许扩音增益系数对应的默认扩音增益系数恢复速率,依据用户设置的助听器的允许扩音增益系数,提取用户的助听器的默认扩音增益系数恢复速率T。

[0082] 将在目标时间段内用户所处环境的各语音信息的文本与各目标语音关键词进行比对,若在目标时间段内用户所处环境的某语音信息的文本包含某目标语音关键词,则统计该语音信息的文本出现目标语音关键词的总数量,从而统计在目标时间段内用户所处环境的各语音信息的文本出现目标语音关键词的总数量 P_u ,其中u表示为各语音信息, $u = 1, 2, \dots, w$, w为大于2的正整数。

[0083] 依据用户所处环境的各语音信息的分贝值r,并依据用户所处环境的噪声分贝值h,分析用户所处环境的语音紧急系数 $\lambda = \sum_{u=1}^w (P_u) * e^{\frac{r}{h}}$ 。

[0084] 从本地数据库获取各语音紧急系数区间对应的扩音增益系数恢复速率调节值,并映射得到用户的助听器的扩音增益系数恢复速率调节值t。

[0085] 分析用户的助听器的扩音增益系数恢复速率 $\omega = T + t$ 。

[0086] 本发明的步骤4.助听器音量调节恢复,用于获取外部的语音信息,并通过语音信息判断是否需要将扩音增益系数恢复至常规,防止出现由于扩音增益系数下调,导致用户无法及时听到外界声音信息的情况,并且分析用户的助听器的扩音增益系数恢复速率,防止由于扩音增益系数恢复过快,而出现用于被惊醒的情况。

[0087] 参照图2所示,本发明第二方面提供一种所述的一种助听器睡眠监测方法的助听器睡眠监测方法系统,其特征在于,包括:用户睡眠状态判断模块、用户睡眠阶段分析模块、助听器音量调节模块、助听器音量调节恢复模块和本地数据库。

[0088] 需要说明的是,所述用户睡眠状态判断模块与用户睡眠阶段分析模块相连接,用户睡眠阶段分析模块与助听器音量调节模块相连接,助听器音量调节模块与助听器音量调节恢复模块相连接,本地数据库与用户睡眠状态判断模块、用户睡眠阶段分析模块、助听器音量调节模块、助听器音量调节恢复模块相连接。

[0089] 所述用户睡眠状态判断模块,用于获取在监测时间段内用户在各监测时间点的头部体位特征,并获取在监测时间段内用户在各监测时间点的心率、血氧饱和度、体温、血压和呼吸频率,判断用户是否处于睡眠状态。

[0090] 所述用户睡眠阶段分析模块,用于若用户处于睡眠状态,则获取在监测时间段内用户的头部体位变更次数,并分析用户所处的睡眠阶段。

[0091] 所述助听器音量调节模块,用于获取在当前噪声监测时间点的用户所处环境的噪声及其分贝值,判断是否有打呼噜的声音,若有打呼噜的声音,则分析用户的阻塞性睡眠呼吸的严重程度,若用户的阻塞性睡眠呼吸的严重程度为中度或重度,则通过助听器将用户唤醒,若无打呼噜的声音,则判断是否需要降低用户的助听器的扩音增益系数,若需要调节,则计算用户的助听器的扩音增益系数下调值。

[0092] 所述助听器音量调节恢复模块,用于获取在目标时间段内用户所处环境的各语音信息及其分贝值,判断是否需要恢复用户的助听器的扩音增益系数,若需要恢复,则分析用户的助听器的扩音增益系数恢复速率。

[0093] 以上内容仅仅是对本发明的构思所作的举例和说明,所属本技术领域的技术人员对所描述的具体实施例做各种各样的修改或补充或采用类似的方式替代,只要不偏离发明的构思或者超越本发明所定义的范围,均应属于本发明的保护范围。

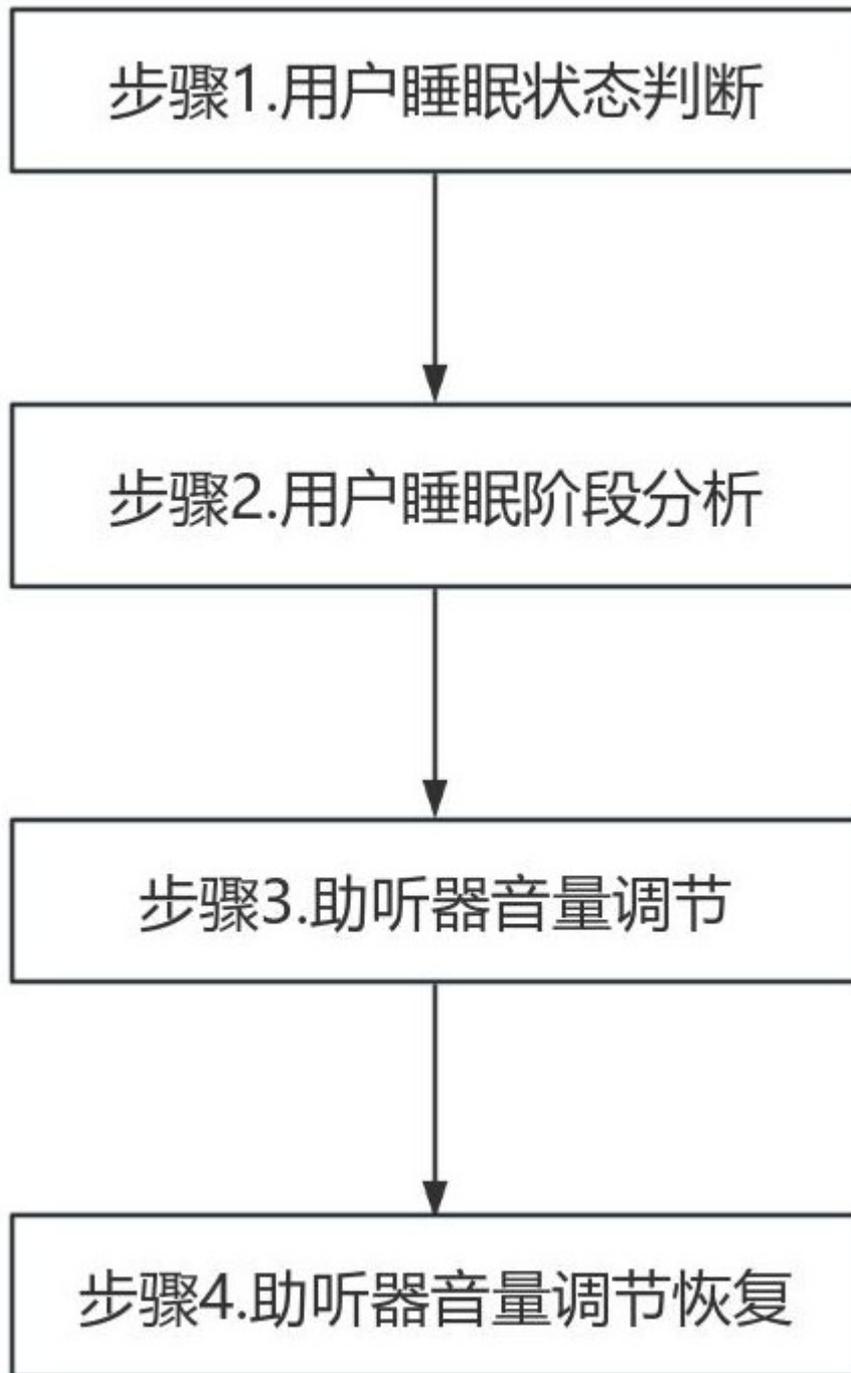


图 1

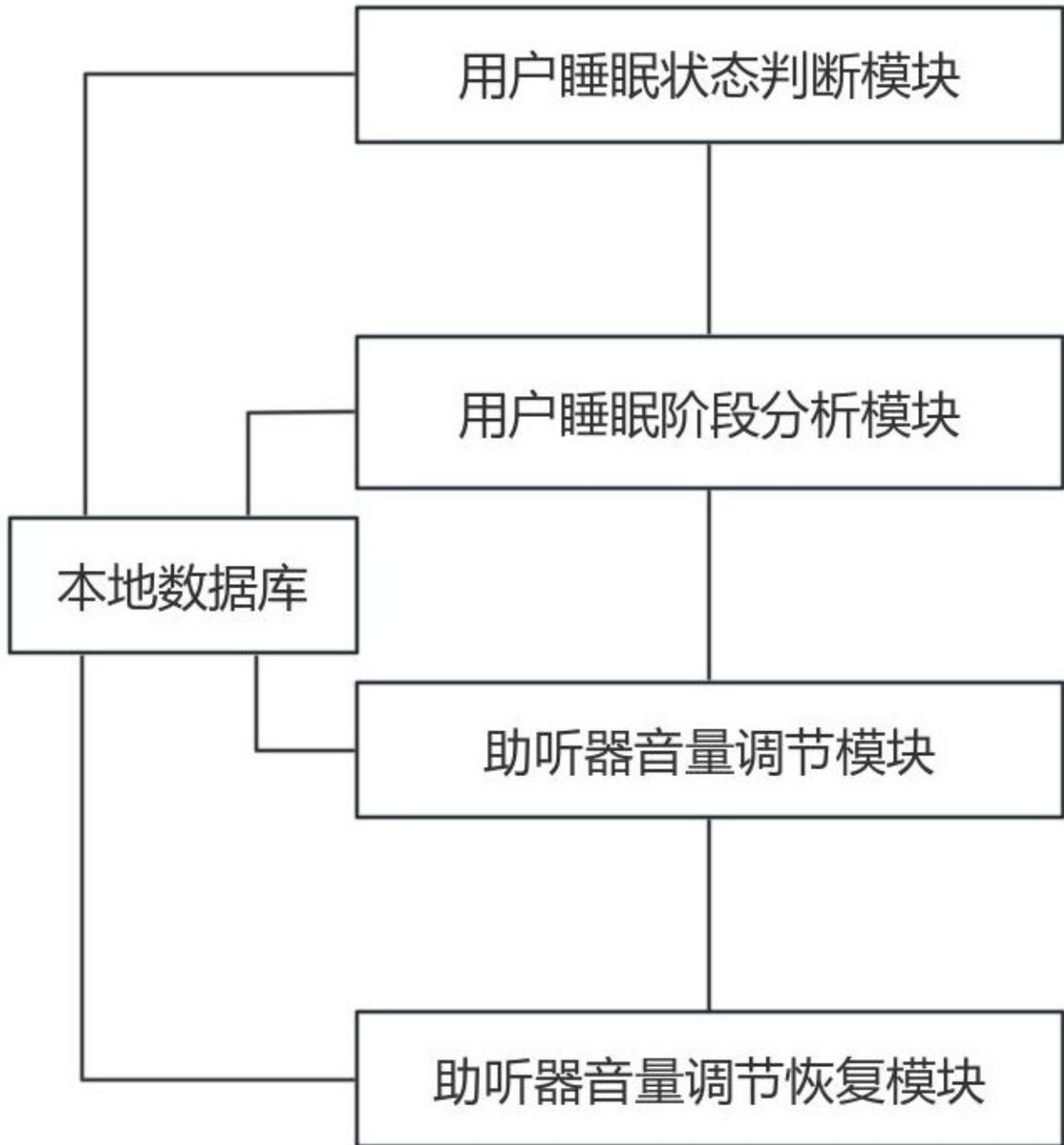


图 2