

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200610049196.9

[51] Int. Cl.  
A61B 5/00 (2006.01)  
A61B 5/08 (2006.01)  
G06F 19/00 (2006.01)

[45] 授权公告日 2008年9月17日

[11] 授权公告号 CN 100418468C

[22] 申请日 2006.1.20

[21] 申请号 200610049196.9

[73] 专利权人 浙江工业大学

地址 310014 浙江省杭州市下城区朝晖六区

[72] 发明人 汤一平 郑智茵 孙冀杰 尤思思  
李雯

[56] 参考文献

CN2032445U 1989.2.15

US20050211247A1 2005.9.29

US20030066529A1 2003.4.10

睡眠呼吸暂停综合征及检测方法. 杨跃平, 高建武, 邵雪辉. 张家口医学院学报, 第20卷第3期. 2003

睡眠呼吸障碍(SAS)与相关诊疗仪器. 王鸿庆, 黄席珍. 中国医疗器械信息, 第7卷第5期. 2001

审查员 徐可

[74] 专利代理机构 杭州天正专利事务所有限公司  
代理人 王兵 袁木棋

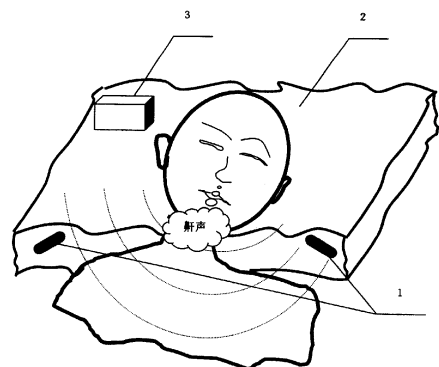
权利要求书3页 说明书20页 附图4页

[54] 发明名称

无拘束、非察觉性的睡眠障碍测量装置

[57] 摘要

一种无拘束、非察觉性的睡眠障碍测量装置及其方法, 将拾音器和微处理器等安置在枕头中, 被检测者在入睡时与平时一样头部由枕头垫着, 枕头的两侧安置着面向被检测者口鼻部的麦克风, 麦克风分别接入到微处理器的语音接口中; 当被检测者在入眠后发出鼾声, 麦克风检测到声音信号经放大给微处理器; 在微处理器中进行声音信号的滤波和各种无拘束、非察觉性测量睡眠障碍的智能化判断, 根据睡眠障碍的监测指标判断睡眠障碍者的睡眠呼吸以及睡眠呼吸暂停等症状, 然后根据判断结果通过接口输出以便专家以及执行装置治疗和改善被检测者的睡眠障碍。本发明提供一种使用成本低、可靠性好、适用性好的无拘束、非察觉性的睡眠障碍测量装置及其方法。



1、一种无拘束、非察觉性的睡眠障碍测量装置，其特征在于：所述的测量装置包括安装于枕部的拾音器、用于根据接收的睡眠声音信号进行智能判断的微处理器，所述的拾音器的输出连接微处理器的语音接口，所述的微处理器包括：

数字低通滤波模块，用于将拾音器获取的睡眠声音信号去除背景噪音；

声音数据存储模块，用于将拾音器获取的睡眠声音信号存储到数据存储单元中；

诊断标准数据存储模块，用于存储判断各种睡眠障碍的诊断标准和范围，包括鼾声诊断标准、呼吸暂停事件的时间阈值、睡眠呼吸暂停综合症的判断标准，所述的睡眠呼吸暂停综合症的判断标准为每小时的睡眠中有 5 次或以上超过时间阈值的呼吸暂停事件，或者晚上睡眠中有 30 次呼吸暂停事件；

鼾声周期判断模块，用于定义  $T_{\text{snore}}$  为鼾声持续时间，定义  $T_{\text{no-snore}}$  为鼾声间隔时间，声音信号要判断为鼾声必须符合鼾声诊断标准中的四个条件：1)、声音信号  $T_{\text{snore}}$  符合一般鼾声维持时间的范围；2)、声音信号  $T_{\text{no-snore}}$  符合一般鼾声间隔时间的范围；3)、 $T_{\text{snore}}+T_{\text{no-snore}}$  符合一般一个呼吸周期范围；4)、符合上述特征的声音信号要重复出现，如符合上述四个条件，判断为打鼾声音；

浅睡眠判断模块，用于根据所述的声音数据，统计鼾声的次数，判断鼾声数是否大于阈值  $K_{\text{snore}}$ ，如大于阈值  $K_{\text{snore}}$ ，判断为浅睡眠；

睡眠障碍智能判断模块，用于判断为浅睡眠后，在睡眠期间内，判断每个鼾声间隔时间  $T_{\text{no-snore}}$  是否超过呼吸暂停时间阈值；

睡眠障碍次数统计模块，用于统计每小时内和睡眠期间内，所发生的呼吸暂停事件的次数；

睡眠障碍异常报告模块，用于判断所述每小时内和睡眠期间内所发生的呼吸暂停事件的次数是否符合睡眠呼吸暂停综合症的判断标准，如符合判断标准，确

定为睡眠呼吸暂停综合症。

2、如权利要求 1 所述的无拘束、非察觉性的睡眠障碍测量装置，其特征在于：

所述的拾音器为两个麦克风，所述的两个麦克风配置在枕的两边，方向是朝着仰躺时口部的位置。

3、如权利要求 1 或 2 所述的无拘束、非察觉性的睡眠障碍测量装置，其特征在于：所述的数字低通滤波模块的截止频率在 200Hz，其递推公式为式 (1)；

$$V_{\text{noise}}(i) = (1 - \lambda)V_{\text{noise}}(i-1) + \lambda V_{\text{noise-cn}}(i) \quad (1)$$

式中： $V_{\text{noise-cn}}(i)$  为所测量到的声音电压信号， $V_{\text{noise}}(i-1)$  为上次数字滤波器的输出， $V_{\text{noise}}(i)$  为这次数字滤波器的输出， $\lambda$  为更新的速度，取值在 0~1 之间， $\lambda$  的大小与低通滤波器的截止频率有关， $\lambda$  越接近 1 低通滤波器的截止频率就越高。

4、如权利要求 3 所述的无拘束、非察觉性的睡眠障碍测量装置，其特征在于：

所述滤波模块的输出  $V_{\text{noise}}(i)$  的值连续递增 6 次作为鼾声的起始点，滤波模块的输出  $V_{\text{noise}}(i)$  的值连续递减 8 次作为鼾声的结束点，鼾声持续时间  $T_{\text{snore}}$  为鼾声的起始点的时间到鼾声的结束点所花费的时间， $T_{\text{no-snore}}$  为鼾声的结束点到下一个鼾声的起始点所花费的时间，根据上述计算得到的一系列  $T_{\text{snore}}$  和  $T_{\text{no-snore}}$  值进行统计。

5、如权利要求 4 所述的无拘束、非察觉性的睡眠障碍测量装置，其特征在于：

在鼾声数等于阈值  $K_{\text{snore}}$  时，进行如下计算，如式 (2) 所示：

$$\begin{aligned} \bar{T}_{\text{snore}} &= \sum_{i=1}^{K_{\text{snore}}} T_{\text{snore}}(i) / K_{\text{snore}} \\ \bar{T}_{\text{no-snore}} &= \sum_{i=1}^{K_{\text{snore}}} T_{\text{no-snore}}(i) / K_{\text{snore}} \\ \bar{T}_{\text{breath cycle}} &= \bar{T}_{\text{snore}} + \bar{T}_{\text{no-snore}} \\ \sigma_{\text{snore}} &= \sqrt{\sum_{i=1}^{K_{\text{snore}}} (\bar{T}_{\text{snore}} - T_{\text{snore}}(i))^2 / (K_{\text{snore}} - 1)} \\ \sigma_{\text{no-snore}} &= \sqrt{\sum_{i=1}^{K_{\text{snore}}} (\bar{T}_{\text{no-snore}} - T_{\text{no-snore}}(i))^2 / (K_{\text{snore}} - 1)} \\ \sigma_{\text{breath cycle}} &= \sqrt{\sum_{i=1}^{K_{\text{snore}}} (\bar{T}_{\text{breath cycle}} - T_{\text{breath cycle}}(i))^2 / (K_{\text{snore}} - 1)} \end{aligned} \quad (2)$$

式中： $T_{\text{snore}}(i)$  为所测量到的鼾声持续时间， $T_{\text{no-snore}}(i)$  为所测量到的鼾声间隔时间， $\bar{T}_{\text{snore}}$  和  $\sigma_{\text{snore}}$  分别为鼾声持续时间的均值和方差， $\bar{T}_{\text{no-snore}}$  和  $\sigma_{\text{no-snore}}$  分别为鼾声间隔时间的均值和方差， $\bar{T}_{\text{breath cycle}}$  和  $\sigma_{\text{breath cycle}}$  分别为一个呼吸周期的均值和方差

将鼾声持续时间分布区间  $(\bar{T}_{\text{snore}} - 3\sigma_{\text{snore}}, \bar{T}_{\text{snore}} + 3\sigma_{\text{snore}})$ 、鼾声间隔时间分布区间  $(\bar{T}_{\text{no-snore}} - 3\sigma_{\text{no-snore}}, \bar{T}_{\text{no-snore}} + 3\sigma_{\text{no-snore}})$ 、呼吸周期分布区间  $(\bar{T}_{\text{breath cycle}} - 3\sigma_{\text{breath cycle}}, \bar{T}_{\text{breath cycle}} + 3\sigma_{\text{breath cycle}})$  作为新的判断标准，并将该标准输出到诊断标准数据存储模块，更新所述的鼾声诊断标准。

6、如权利要求 5 所述的无拘束、非察觉性的睡眠障碍测量装置，其特征在于：

所述的呼吸暂停时间阈值等于  $\bar{T}_{\text{breath cycle}} + 3\sigma_{\text{breath cycle}} + 10$ 。

7、如权利要求 1 所述的无拘束、非察觉性的睡眠障碍测量装置，其特征在于：

所述的睡眠障碍异常报告模块中，将睡眠呼吸暂停综合症的可能性判定为“不象是”、“可能是”与“确认是”三种等级，判定标准是：

不象是：每小时 5 次以内且整夜睡眠在 30 次以内的呼吸暂停事件；

可能是：每小时 5~10 次之间或整夜睡眠在 30~50 次之间的呼吸暂停事件；

确认是：每小时 10 次以上且整夜睡眠在 50 次之上的呼吸暂停事件。

## 无拘束、非察觉性的睡眠障碍测量装置

### （一）技术领域

本发明属于计算机测量技术在睡眠障碍测量方面的应用，涉及一种睡眠障碍测量装置。

### （二）背景技术

睡眠障碍是常见疾病，临床表现复杂多样。随着现代化进程的不断推进，社会竞争不断激烈，人们的工作和生活节奏加快，睡眠障碍的发病率不断升高。世界各国都面临睡眠障碍难题。据2002年的有关调查显示，我国人群中有45.4%左右的人存在着不同程度的睡眠问题。上海6家大医院的睡眠专家联合对上海各社区近1万名市民进行调查，发现晚间打鼾的发生率高达40%以上，约4%的人发生睡眠呼吸中止症。我国四十岁以上的人口至少有10~50%会打鼾，其中约有5%的人（通常是过胖及中年男性）是每晚鼾声如雷并且潜藏着危及生命的睡眠呼吸暂停综合症(OSAS)，是健康上的一个隐患。因此睡眠障碍既是科学问题，也是社会问题。

睡眠障碍包括，睡眠打鼾，张口呼吸，甚至出现呼吸暂时停止。睡眠中反复憋醒，睡眠不宁。经常发生夜间心绞痛及心律失常。醒后头痛，头晕，晨起后血压高。白天疲乏无力，困倦、嗜睡甚至在工作开会或者驾驶时睡着，发生车祸和工作意外的比例也远高于一般正常人，根据美国睡眠协会的调查显示，美国每年45%的车祸以及55%的工伤事故都是由于睡眠疾病造成的，因瞌睡而发生工伤事故的经济损失高达640亿美元，瞌睡更是导致每年20-40万交通事故的主要原因，其中一半交通事故是致死性的。而睡眠呼吸中止症更花费每年3亿美元的检查费用，而打鼾瞌睡所引发的车祸，更是造成了120亿美元的损失。睡眠障碍最突出的表现是打鼾、打呼噜。

打呼噜的病人以前认为是睡得香，但现在人们已经逐渐认识它是一种病态。打鼾的人时常被别人抱怨，和同室或者配偶的关系变得异常紧张，令打鼾者烦恼。然而打鼾更大的危害是引起呼吸暂停。打鼾者的气道比正常人狭窄，严重时气道

可以完全阻塞，发生呼吸暂停，呼吸暂停时气体不能进入肺部，造成体内缺氧和二氧化碳滞留。严重者可导致高血压，心脏病，心律失常，脑血管意外，糖尿病，肾病，甲状腺机能减退等等，甚至发生睡眠中猝死。

打鼾者的气道通常比正常人狭窄，白天清醒时咽喉部肌肉代偿性收缩使气道保持开放，不发生堵塞。但在夜间睡眠时神经兴奋性下降，肌肉松弛，咽部组织堵塞，使上气道塌陷，当气流通过狭窄部位时，产生涡流并引起振动，从而出现鼾声，严重时呼吸可以暂时停止，从而影响人的身体健康。另外还有很少一部分人是因为中枢性的原因，但这部分人群不到10%。

世界上将呼吸暂停(Apnea)定义为大于等于10秒的鼻口气流完全停止，伴有4%血氧下降。低通气(Hypopnea)定义为大于等于10秒的鼻口气流降低50%，伴有4%的血氧下降。呼吸紊乱指数(Respiratory disturbance index, RDI)指每小时呼吸暂停及低通气的次数，睡眠呼吸暂停综合症(Sleep apnea syndrome, SAS)定义为一夜7小时睡眠中至少有30次呼吸暂停或低通气，或者呼吸紊乱指数每小时RDI>5次，该类患者大都具有以下共同特点：

- 响亮而不均匀的打鼾声；
- 睡眠过程中出现呼吸停止现象；
- 睡眠时异常动作；
- 晨起口干，头痛，头晕。白天嗜睡，疲乏无力，头脑昏昏沉沉，看电视、开会、坐车、听课时不可抑制地睡觉；
- 肥胖；
- 记忆力减退，反应迟钝，学习成绩下降。

目前睡眠呼吸暂停综合症的标准检测方法是基于PSG的呼吸检测技术，虽然鼻部气流及胸腹运动是反映呼吸运动的最直观的方法，可以准确的检测到呼吸的异常现象，但是由于目前这种检测手段需要被测量者戴面罩及一些导电物质，影响了患者的睡眠，另外，对设备的要求、检测费用也较高。

针对上述问题，不少研究者开始尝试研究SAS和多种生理信号之间的联系，以及寻找简便的检测手段。呼吸暂停引起的低氧血、高碳酸血症、胸内负压、皮层唤醒等多种因素导致患者夜间自主神经功能发生改变，而心率变异、血压变异

反映了自主神经系统的平衡状态。打鼾患者想要了解自己的睡眠质量，睡眠中有多少次呼吸暂停，每次暂停多少时间，睡眠时血中的含氧量，睡眠时的心率变化等，需要到医院做一夜的多导睡眠图监测，多导睡眠图检查是对病人夜间睡眠时脑电图、心电图、肌电图、口鼻气流及血氧饱和度及心率等进行动态的观察。这种监测方式虽然非常精确，但需要佩戴多种仪器在身上不方便也影响睡眠；只能在特定实验环境中进行，不适合做长期与普遍的监测；由于打鼾并不健康的概念尚未普及，因此一般患者除非到了非常严重的地步不会到医院进行这项检查。

综观上述睡眠障碍的检测指标和方法，睡眠时的出现睡眠障碍的脑电图、心电图、肌电图、口鼻气流及血氧饱和度及心率都是相关联的，都是由于气道的部分或者完全阻塞所造成的，因此气道的部分或者完全阻塞是因，而脑电图、心电图、肌电图、口鼻气流及血氧饱和度及心率发生异常变化是果。气道的部分或者完全阻塞与口鼻气流的大小呈现最直接的关系，又与打鼾声的响度和不规则性有着密切的联系，是人体以一个“强制手段”来进行呼吸，在“奋力争取”之下的一种表现方式。

目前监测鼾声有测量声音和测量鼻口部的气流这两种方式，Lopez 等学者[1994]使用口罩将鼻口部出气导入空气压力传感器，用测量鼻口部的气体流动来监测打鼾情况，这种做法不但可以清楚地记录打鼾情况以外也能测量呼吸时的二氧化碳、氧气等气体所占比例，缺点是测量时被监测者需要戴上口罩，即不方便又影响睡眠；Alfaro 等学者[1995]以及 Kim 等学者[1999]使用麦克风拾音的方式对鼾声所产生的声音进行测量，Alfaro 等学者是将麦克风放在被监测者口部 30cm 地方，Kim 等学者采用的是两个麦克风分别放在被监测者的颈部和头部来进行测量。麦克风拾音的方式的缺点是杂音多，容易受到背景音影响，优点是麦克风体积小容易隐藏、廉价、灵敏度高、不需要与被监测者任何接触，合乎无拘束、非察觉性监测原则。

### （三）发明内容

为了克服已有的睡眠障碍测量装置使用成本高、可靠性差、适用性差的不足，本发明提供一种使用成本低、可靠性好、适用性好的无拘束、非察觉性的睡眠障碍测量装置及其方法。

本发明解决其技术问题所采用的技术方案是：

一种无拘束、非察觉性的睡眠障碍测量装置，包括安装于枕部的拾音器、用于根据接收的睡眠声音信号进行智能判断的微处理器，所述的拾音器的输出连接微处理器的语音接口，所述的微处理器包括：

数字低通滤波模块，用于将拾音器获取的睡眠声音信号去除背景噪音；

声音数据存储模块，用于将拾音器获取的睡眠声音信号存储到数据存储单元中；

诊断标准数据存储模块，用于存储判断各种睡眠障碍的诊断标准和范围，包括鼾声诊断标准、呼吸暂停事件的时间阈值、睡眠呼吸暂停综合症的判断标准，所述的睡眠呼吸暂停综合症的判断标准为每小时的睡眠中有 5 次或以上超过时间阈值的呼吸暂停事件，或者晚上睡眠中有 30 次呼吸暂停事件；

鼾声周期判断模块，用于定义  $T_{\text{snore}}$  为鼾声持续时间，定义  $T_{\text{no-snore}}$  为鼾声间隔时间，声音信号要判断为鼾声必须符合鼾声诊断标准中的四个条件：1)、声音信号  $T_{\text{snore}}$  符合一般鼾声持续时间的范围；2)、声音信号  $T_{\text{no-snore}}$  符合一般鼾声间隔时间的范围；3)、 $T_{\text{snore}}+T_{\text{no-snore}}$  符合一般一个呼吸周期范围；4)、符合上述特征的声音信号要重复出现，如符合上述四个条件，判断为打鼾声音；

浅睡眠判断模块，用于根据所述的声音数据，统计鼾声的次数，判断鼾声数是否大于阈值  $K_{\text{snore}}$ ，如大于阈值  $K_{\text{snore}}$ ，判断为浅睡眠；

睡眠障碍智能判断模块，用于判断为浅睡眠后，在睡眠期间内，判断每个鼾声间隔时间  $T_{\text{no-snore}}$  是否超过呼吸暂停时间阈值；

睡眠障碍次数统计模块，用于统计每小时内和睡眠期间内，所发生的呼吸暂停事件的次数；

睡眠障碍异常报告模块，用于判断所述每小时内和睡眠期间内所发生的呼吸暂停事件的次数是否符合睡眠呼吸暂停综合症的判断标准，如符合判断标准，确定为睡眠呼吸暂停综合症。

进一步，所述的拾音器为两个麦克风，所述的两个麦克风配置在枕的两边，方向是朝着仰躺时口部的位置。

再进一步，所述的数字低通滤波模块的截止频率在 200Hz，其递推公式为式

(1)；

$$V_{\text{noise}}(i) = (1 - \lambda)V_{\text{noise}}(i-1) + \lambda V_{\text{noise-cn}}(i) \quad (1)$$

式中： $V_{\text{noise-cn}}(i)$  为所测量到的声音电压信号， $V_{\text{noise}}(i-1)$  为上次数字滤波器的输出， $V_{\text{noise}}(i)$  为这次数字滤波器的输出， $\lambda$  为更新的速度，取值在 0~1 之间， $\lambda$  的大小与低通滤波器的截止频率有关， $\lambda$  越接近 1 低通滤波器的截止频率就越高。

更进一步，将所述滤波模块的输出  $V_{\text{noise}}(i)$  的值连续递增 6 次作为鼾声的起始点，滤波模块的输出  $V_{\text{noise}}(i)$  的值连续递减 8 次作为鼾声的结束点，鼾声持续时间  $T_{\text{snore}}$  为鼾声的起始点的时间到鼾声的结束点所花费的时间， $T_{\text{no-snore}}$  为鼾声的结束点到下一个鼾声的起始点所花费的时间，根据上述计算得到的一系列  $T_{\text{snore}}$  和  $T_{\text{no-snore}}$  值进行统计。

在鼾声数等于阈值  $K_{\text{snore}}$  时，进行如下计算，如式 (2) 所示：

$$\begin{aligned}\bar{T}_{\text{snore}} &= \sum_{i=1}^{K_{\text{snore}}} T_{\text{snore}}(i) / K_{\text{snore}} \\ \bar{T}_{\text{no-snore}} &= \sum_{i=1}^{K_{\text{snore}}} T_{\text{no-snore}}(i) / K_{\text{snore}} \\ \bar{T}_{\text{breath cycle}} &= \bar{T}_{\text{snore}} + \bar{T}_{\text{no-snore}} \\ \sigma_{\text{snore}} &= \sqrt{\sum_{i=1}^{K_{\text{snore}}} (\bar{T}_{\text{snore}} - T_{\text{snore}}(i))^2 / (K_{\text{snore}} - 1)} \\ \sigma_{\text{no-snore}} &= \sqrt{\sum_{i=1}^{K_{\text{snore}}} (\bar{T}_{\text{no-snore}} - T_{\text{no-snore}}(i))^2 / (K_{\text{snore}} - 1)} \\ \sigma_{\text{breath cycle}} &= \sqrt{\sum_{i=1}^{K_{\text{snore}}} (\bar{T}_{\text{breath cycle}} - T_{\text{breath cycle}}(i))^2 / (K_{\text{snore}} - 1)}\end{aligned}\quad (2)$$

式中： $T_{\text{snore}}(i)$  为所测量到的鼾声持续时间， $T_{\text{no-snore}}(i)$  为所测量到的鼾声间隔时间， $\bar{T}_{\text{snore}}$  和  $\sigma_{\text{snore}}$  分别为鼾声持续时间的均值和方差， $\bar{T}_{\text{no-snore}}$  和  $\sigma_{\text{no-snore}}$  分别为鼾声间隔时间的均值和方差， $\bar{T}_{\text{breath cycle}}$  和  $\sigma_{\text{breath cycle}}$  分别为一个呼吸周期的均值和方差；

将鼾声持续时间分布区间  $(\bar{T}_{\text{snore}} - 3\sigma_{\text{snore}}, \bar{T}_{\text{snore}} + 3\sigma_{\text{snore}})$ 、鼾声间隔时间分布区间  $(\bar{T}_{\text{no-snore}} - 3\sigma_{\text{no-snore}}, \bar{T}_{\text{no-snore}} + 3\sigma_{\text{no-snore}})$ 、呼吸周期分布区间  $(\bar{T}_{\text{breath cycle}} - 3\sigma_{\text{breath cycle}}, \bar{T}_{\text{breath cycle}} + 3\sigma_{\text{breath cycle}})$  作为新的判断标准，并将该标准输出到诊断标准数据存储模块，更新所述的鼾声诊断标准。

所述的呼吸暂停时间阈值等于  $\bar{T}_{\text{breath cycle}} + 3\sigma_{\text{breath cycle}} + 10$ 。

所述的睡眠障碍异常报告模块中，将睡眠呼吸暂停综合症的可能性判定为“不象是”、“可能是”与“确认是”三种等级，判定标准是：

不象是：每小时 5 次以内且整夜睡眠在 30 次以内的呼吸暂停事件；

可能是：每小时 5~10 次之间或整夜睡眠在 30~50 次之间的呼吸暂停事件；

确认是：每小时 10 次以上且整夜睡眠在 50 次之上的呼吸暂停事件。

一种无拘束、非察觉性的睡眠障碍测量方法，包括以下步骤：

(1)、通过拾音器获取测试者的睡眠声音信号，并去除背景噪音，存储到数据存储存储器中；

(2)、根据鼾声诊断标准中的四个条件：1)、声音信号  $T_{\text{snore}}$  符合一般鼾声持续时间的范围；2)、声音信号  $T_{\text{no-snore}}$  符合一般鼾声间隔时间的范围；3)、 $T_{\text{snore}}+T_{\text{no-snore}}$  符合一般一个呼吸周期范围；4)、符合上述特征的声音信号要重复出现，判断从拾音器获取的睡眠声音信号数据是否符合以上四个条件，如果符合，判断为打鼾声音；

(3)、根据所述的声音数据，统计鼾声的次数，判断鼾声数是否大于阈值  $K_{\text{snore}}$ ，如大于阈值  $K_{\text{snore}}$ ，判断为浅睡眠；否则，再次统计鼾声的次数；

(4)、判断为浅睡眠后，在睡眠期间内，判断每个鼾声间隔时间  $T_{\text{no-snore}}$  是否超过呼吸暂停时间阈值；

(5)、统计每小时内和睡眠期间内，所发生的呼吸暂停事件的次数；

(6)、判断所述的统计值是否符合睡眠呼吸暂停综合症的判断标准，所述的睡眠呼吸暂停综合症的判断标准为每小时的睡眠中有 5 次或以上超过时间阈值的呼吸暂停事件，或者晚上睡眠中有 30 次呼吸暂停事件；如符合判断标准，确定为睡眠呼吸暂停综合症。

进一步，在所述的 (3) 中，将所述滤波模块的输出  $V_{\text{noise}}(i)$  的值连续递增 6 次作为鼾声的起始点，滤波模块的输出  $V_{\text{noise}}(i)$  的值连续递减 8 次作为鼾声的结束点，鼾声持续时间  $T_{\text{snore}}$  为鼾声的起始点的时间到鼾声的结束点所花费的时间， $T_{\text{no-snore}}$  为鼾声的结束点到下一个鼾声的起始点所花费的时间，根据上述计算得到的一系列  $T_{\text{snore}}$  和  $T_{\text{no-snore}}$  值进行统计。

再进一步，在所述的 (3) 中，在鼾声数等于阈值  $K_{\text{snore}}$  时，进行如下计算，

如式(2)所示:

$$\begin{aligned}
 \bar{T}_{\text{snore}} &= \sum_{i=1}^{K_{\text{snore}}} T_{\text{snore}}(i) / K_{\text{snore}} \\
 \bar{T}_{\text{no-snore}} &= \sum_{i=1}^{K_{\text{snore}}} T_{\text{no-snore}}(i) / K_{\text{snore}} \\
 \bar{T}_{\text{breath cycle}} &= \bar{T}_{\text{snore}} + \bar{T}_{\text{no-snore}} \\
 \sigma_{\text{snore}} &= \sqrt{\sum_{i=1}^{K_{\text{snore}}} (\bar{T}_{\text{snore}} - T_{\text{snore}}(i))^2 / (K_{\text{snore}} - 1)} \\
 \sigma_{\text{no-snore}} &= \sqrt{\sum_{i=1}^{K_{\text{snore}}} (\bar{T}_{\text{no-snore}} - T_{\text{no-snore}}(i))^2 / (K_{\text{snore}} - 1)} \\
 \sigma_{\text{breath cycle}} &= \sqrt{\sum_{i=1}^{K_{\text{snore}}} (\bar{T}_{\text{breath cycle}} - T_{\text{breath cycle}}(i))^2 / (K_{\text{snore}} - 1)}
 \end{aligned} \tag{2}$$

式中:  $T_{\text{snore}}(i)$  为所测量到的鼾声持续时间,  $T_{\text{no-snore}}(i)$  为所测量到的鼾声间隔时间,  $\bar{T}_{\text{snore}}$  和  $\sigma_{\text{snore}}$  分别为鼾声持续时间的均值和方差,  $\bar{T}_{\text{no-snore}}$  和  $\sigma_{\text{no-snore}}$  分别为鼾声间隔时间的均值和方差,  $\bar{T}_{\text{breath cycle}}$  和  $\sigma_{\text{breath cycle}}$  分别为一个呼吸周期的均值和方差。将鼾声持续时间分布区间  $(\bar{T}_{\text{snore}} - 3\sigma_{\text{snore}}, \bar{T}_{\text{snore}} + 3\sigma_{\text{snore}})$ 、鼾声间隔时间分布区间  $(\bar{T}_{\text{no-snore}} - 3\sigma_{\text{no-snore}}, \bar{T}_{\text{no-snore}} + 3\sigma_{\text{no-snore}})$ 、呼吸周期分布区间  $(\bar{T}_{\text{breath cycle}} - 3\sigma_{\text{breath cycle}}, \bar{T}_{\text{breath cycle}} + 3\sigma_{\text{breath cycle}})$  作为新的判断标准, 并将该标准输出到诊断标准数据存储模块, 更新所述的鼾声诊断标准, 呼吸暂停时间阈值等于  $\bar{T}_{\text{breath cycle}} + 3\sigma_{\text{breath cycle}} + 10$ 。

本发明的工作原理是: 作为检测睡眠中打鼾声的两个拾音器分别安装在枕部的两侧, 实时地检测着入睡者鼾声信息, 要实现无拘束测量睡眠障碍同时能去除其他声音的干扰, 涉及到以下几个关键问题:

(1) 鼾声的响度测量, 用鼾声的响度能表示的是鼾声能量的强弱程度, 其强度主要取决于鼾声声波振幅的大小。鼾声声音的响度可以用声压(达因/平方厘米)或声强(瓦特/平方厘米)来计量, 声压的单位为帕(Pa), 它与基准声压比值的对数值称为声压级, 单位是分贝(dB)。响度的相对量称为响度级, 它表示的是某鼾声响度与基准响度比值的对数值。响度——声音的大小; 响度跟发声体的振幅有关系, 振幅越大, 响度越大; 振幅越小, 响度越小; 同时响度跟距发声体的远近、

方向有关系。由于入睡时人的睡眠姿态不尽相同，即使同一个人睡眠姿态也会经常发生变化，要实现无拘束测量就不能规定睡眠中人的口鼻与拾音器的距离，所以会产生鼾声声强与在枕头上的入睡人的头部位置而发生变化的情况，Smithson[1995]等人曾经做过一个有关鼾声评估的实验，实验中将麦克风设置在被测量者头上的 90cm 处，实验结果发现横躺与仰躺所造成的误差小于 2 分贝，用扬声器模拟打鼾声源放在床的中央与两侧，误差也在 2 分贝以内。根据这样的实验结果，可以认为鼾声音量判断的公差应为 $\pm 2$  分贝。由于本发明中是将两个麦克风配置在枕的两边，方向是朝着仰躺时口部的位置，如果左右两个麦克风所测量到的鼾声音量相同，则可以判断被测量者处于仰躺状态，如果右边的麦克风比左边的麦克风所测量到的鼾声音量高 4 分贝，则可以判断被测量者处于向右侧睡状态，用同样方法也可以判断被测量者处于向左侧睡状态，为此本发明中要解决睡眠中人的口鼻与拾音器的距离、方向发生变化时能修正响度值，使得能达到正确测量鼾声的响度的目的，如果测量值超过 60 分贝以上医学上称为鼾症；

(2)鼾声的周期测量，鼾声是当呼吸气流通过时冲击咽部粘膜边缘和粘膜表面分泌物引起振动而产生的声音；其部位始至鼻咽直至下咽，包括软腭、悬雍垂、扁桃体及腭咽弓、腭舌弓、舌根、咽部的肌肉和粘膜，在这些部位中产生涡流并引起振动现象，其每分钟鼾声的次数是与呼吸次数是相一致的，一般成年人在睡眠时完成一次呼吸周期是 3 秒左右，也就是发出鼾声然后鼾声的停歇的周期频率在 0.3 赫兹左右，通过鼾声的周期测量至少可以得到呼吸暂停和呼吸紊乱指数这两项重要指标，呼吸暂停和呼吸紊乱反映在鼾声的周期频率移相和出现不规则周期频率上，如果通过上述测量发现测量者在一夜 7 小时睡眠中至少有 30 次呼吸暂停或低通气、或者呼吸紊乱指数每小时  $RDI > 5$  次的话医学上称为睡眠呼吸暂停综合症(SAS)。

(3)去除背景噪音，由于麦克风拾音的方式的缺点是噪杂音多，容易受到背景音影响，作为去除噪音目前主要分为两种方法，即硬件滤波和软件滤波；Smithson[1995]在其的研究中发现鼾声的最低频率在 100Hz 以下，因此可以将该指标作为鼾声滤波的频带标准，研究还发现虽然鼾声多半分布在 100Hz 以下这个领域，但是一般日常的谈话声、笑声、咳嗽声也多包含有这个频带内的声音，因

此仅仅采用滤波器方式处理仍然存在着不足之处：Jane[2000]等学者曾使用 625 个声音样本通过神经网络进行训练，由 22 项频域与时域的声音特征输入值，系统能在离线状态下分析由录音设备所存储的声音资料，辨识出鼾声并排除其他背景噪音。经样本实验表明，鼾声大都包含在 0~200Hz 的声音频带内，而其他声音的分布频域则较广，由于每个人的咽部组织结构存在着差异，而这种差异会影响鼾声的频带范围，因此在设计滤波器时能考虑到个人差自动调节滤波频带，但是这种方式只有通过软件滤波的方式才能实现，如果是采用软件滤波的话那么实时性能也十分重要。

根据上述的几个关键问题，本发明的目的是以监测睡眠呼吸暂停综合症为重点，以发现早期睡眠障碍为主要特征，在监测方法上以无拘束、非察觉性为设计重点，能在居家睡眠环境、不影响正常睡眠前提下做长期监测。在声音信息处理上能辨别鼾声与其他环境声音，所监测的资料输出方式除能实时显示鼾声以外，并能以记忆卡将监测过程记录下来，供睡眠专家做诊断参考；在辨别鼾声后能通过数模接口输出给驱动单元，驱动单元根据控制信号产生相应的动作来改变睡眠中人的头部位置，使睡眠者的气道保持开放状态从而改善睡眠质量，因此本检测装置要与目前睡眠中使用的枕头紧密的结合在一起。因此本发明在定位上属于居家睡眠用品，价廉物美、贴近床上用品设计也是必须考虑的。

综合上述无拘束、非察觉性睡眠障碍测量装置的设计要求，本发明的处理流程如图 3 所示，声波信号由声音感知部分转化成电压信号，电压信号通过 A/D 转化成数字信号，经数字低通滤波器去除背景噪音，然后送给智能鼾声判断单元辨识为鼾声、睡眠呼吸暂停综合症、或者其他环境音，最后可以通过 I/O 接口显示其监测结果、也可以将记录数据保存到存储单元中、也可以通过 D/A 输出给驱动单元，驱动单元根据控制信号产生相应的动作来改变睡眠中人的头部位置，使睡眠者的气道保持开放状态。

进一步，为了去除背景噪音，在本发明中采用了数字低通滤波器，经 A/D 得到的声音电压信号中含有各种背景噪音，而鼾声大都包含在 0~200Hz 的声音频带内，因此数字低通滤波器的设计就是要将 200Hz 以上的频率信号过滤掉，也就是数字低通滤波器的截止频率在 200Hz，为了提高数字低通滤波器的计算实时性，

本发明中采用了递推方式来实现低通滤波，公式由式(1)给出。低通滤波器算法中的 $\lambda$ 的值可以根据所得到某个人的鼾声的频带范围作自动调整，如果测量到的鼾声的频带范围小于低通滤波器的截止频率那么就可以再减小 $\lambda$ 的值，以提高滤波效果。

再进一步，从得到的数字滤波器的输出 $V_{noise}(i)$ 的值进行鼾声在时域中的特征识别，通过鼾声的周期测量至少可以得到呼吸暂停和呼吸紊乱指数这两项重要指标，呼吸暂停和呼吸紊乱反映在鼾声的周期频率移相和出现不规则周期频率上，用图2说明本发明中对鼾声的周期测量的方法，在本发明中定义 $T_{snore}$ 为鼾声持续时间，定义 $T_{no-snore}$ 为鼾声间隔时间，一个声音信号要判断为鼾声必须符合以下四个条件：1) 声音信号 $T_{snore}$ 符合一般鼾声持续时间的范围；2) 声音信号 $T_{no-snore}$ 符合一般鼾声间隔时间的范围；3)  $T_{snore}+T_{no-snore}$ 符合一般一个呼吸周期范围；4) 符合上述特征的声音信号要重复出现。

根据上述的四个判断条件，要通过实验来决定一般鼾声持续时间的范围、一般鼾声间隔时间的范围和一般一个呼吸周期范围，根据多个打鼾者的晚上鼾声记录，从分析来看，每个打鼾者的 $T_{snore}$ 和 $T_{no-snore}$ 分布并不完全相同，但是时间范围还是呈现一定的规律，99.0%的鼾声 $T_{snore}$ 在0.6~1.8秒以内，98.5%的鼾声间隔时间 $T_{no-snore}$ 的范围在1.4~4.0秒以内，一般一个成年人的呼吸频率在每分钟16次左右，实验结果表明打鼾者每分钟打鼾的次数分布在12~20次之间，为了做一个比较保守的计算，每次呼吸的周期，即 $T_{snore}+T_{no-snore}$ 在2.8~5.5秒之间；有了上述三个判断范围值，再加上条件判断4是否有重复出现上述的打鼾声。

为了决定鼾声的起始点与鼾声的结束点，在本发明中将数字滤波器的输出 $V_{noise}(i)$ 的值连续递增6次作为鼾声的起始点；数字滤波器的输出 $V_{noise}(i)$ 的值连续递减8次作为鼾声的结束点，因此鼾声持续时间 $T_{snore}$ 为鼾声的起始点的时间到鼾声的结束点所花费的时间， $T_{no-snore}$ 为鼾声的结束点到下一个鼾声的起始点所花费的时间。

在日常生活中其他的声音也有可能出现上述的间隔模式，同时也符合鼾声的周期，然而要重复多次出现这种情况的概率就非常少，因此在本专利中再增加一个附加判断条件，即满足上述条件1)、2)、3)的声音信号必须连续出现 $n$ 次后

才认为是鼾声，当然这与睡眠时间也有关联，如果是白天时间段的话， $n$  的取值可以大些，晚间  $n$  的取值可以小些；刚睡到床上时  $n$  的取值可以大些，出现了多次鼾声后  $n$  的取值可以降低为 1，也就是说  $n$  的取值大判断为鼾声的门槛越高，通过这种方式能将一些背景音去除掉。

对于睡眠呼吸暂停综合症的患者，其典型的表现情况是打鼾声很响，而且是间歇性的，可以很明显的听到一段鼾声的安静期—呼吸暂停，虽然患者有持续的呼吸动作，似乎挣扎地想要呼吸，等呼吸再度通畅时，口鼻处再度发出巨大的鼾声，患者以“强制手段”来进行呼吸，然后呼呼入睡。这时会出现呼吸暂停和呼吸紊乱现象，也就是说会出现鼾声的周期频率移相和出现不规则周期。目前医学上对睡眠呼吸暂停综合症的诊断标准是：一夜 7 小时睡眠中至少有 30 次呼吸暂停或低通气，或者呼吸紊乱指数每小时  $RDI > 5$  次（每小时的睡眠中有 5 次或以上超过 10 秒的呼吸暂停事件），本发明中以该诊断标准作为辨识依据。

根据对睡眠呼吸暂停综合症的患者检测所得到的鼾声数据分析，睡眠呼吸暂停综合症的鼾声模式判断规则是 2 次相邻的鼾声间隔时间在 10 秒~60 秒之间，且在此间隔期间中没有其他声音；为了提高判断的可靠性，发生呼吸暂停往往是睡眠处在深睡眠期，进入到深睡眠期前有一段浅睡眠期过程，而鼾声的发生在浅睡眠期就已经开始了，因此在本发明中增加了一个睡眠呼吸暂停综合症的判断规则，即鼾声的连续累计数达到了一个阈值  $K_{snore}$ ，才进入判断睡眠呼吸暂停模式。

进一步，虽然每个人的每分钟的呼吸次数，即  $T_{snore} + T_{no-snore}$  在 2.8~5.5 秒之间，但是毕竟还是存在着个性差，上述的指标范围上限与下限的差接近一倍，且某个人每次呼吸的周期也会发生一些变化，

为了比较准确的获得某个人的每分钟的呼吸次数，根据上述计算得到的一系列  $T_{snore}$  和  $T_{no-snore}$  值进行统计，从而能比较精确的得到被监测者的每分钟的呼吸次数的均数，实验结果表明某个人的呼吸周期是符合正态分布的，只要鼾声样本测试数据大就可以用正态分布的两个参数均数  $\mu$  和标准差  $\sigma$ ，本发明中利用浅睡眠期所监测到的鼾声来进行统计，即鼾声的连续累计数达到了一个阈值  $K_{snore}$  后进行如下计算，计算公式如式（2）所示。通过在浅睡眠期所得到鼾声监测值来得到上述的 6 个判断数据，这些数据比上述的 4 项判断标准中更能反映个人差，因

此在进入睡眠呼吸暂停模式判断前将上述6个判断数据更新上述4项判断标准中的数据能提高模式判断精度；本发明中由于将鼾声持续时间分布区间（ $\bar{T}_{\text{snore}}$ ， $-3\sigma_{\text{snore}}$ ， $\bar{T}_{\text{snore}}$ ， $+3\sigma_{\text{snore}}$ ）、鼾声间隔时间分布区间（ $\bar{T}_{\text{no-snore}}$ ， $-3\sigma_{\text{no-snore}}$ ， $\bar{T}_{\text{no-snore}}$ ， $+3\sigma_{\text{no-snore}}$ ）、呼吸周期分布区间（ $\bar{T}_{\text{breath cycle}}$ ， $-3\sigma_{\text{breath cycle}}$ ， $\bar{T}_{\text{breath cycle}}$ ， $+3\sigma_{\text{breath cycle}}$ ）作为新的判断标准，在此以外的概率只有万分之二十六，这是一个很小的概率，因此能排除背景噪音、个人差对监测精度的影响。

通过拾音器获取睡眠时打鼾的鼾声信息，根据所检测到的鼾声情况进行计算得到鼾声的响度和不规则鼾声周期信息，再根据睡眠障碍的检测指标判断睡眠障碍患者的睡眠呼吸情况，为治疗和防止睡眠障碍提供科学依据。

本发明的有益效果主要表现在：1、使用成本低；2、可靠性好；3、适用性好；4、无拘束，非察觉性。

#### （四）附图说明

图1为无拘束、非察觉性测量睡眠障碍的方法处理流程图；

图2为鼾声的记录曲线；

图3为无拘束、非察觉性测量睡眠障碍装置的组成图；

图4为计算机中实现无拘束、非察觉性测量睡眠障碍的方法处理流程的功能模块分割图；

图5为无拘束、非察觉性测量睡眠障碍实施的示意图。

#### （五）具体实施方式

下面结合附图对本发明作进一步描述。

##### 实施例1

参照图1、图2、图3、图4、图5，一种无拘束、非察觉性的睡眠障碍测量装置，包括安装于枕部2的拾音器1、用于根据接收的睡眠声音信号进行智能判断的微处理器3，所述的拾音器1的输出连接微处理器3的语音接口，所述的微处理器3包括：数字低通滤波模块7，用于将拾音器获取的睡眠声音信号去除背景噪音；声音数据存储模块8，用于将拾音器获取的睡眠声音信号存储到数据存储模块中；诊断标准数据存储模块4，用于存储判断各种睡眠障碍的诊断标准和范围，包括鼾声诊断标准、呼吸暂停事件的时间阈值、睡眠呼吸暂停综合症的判

断标准,所述的睡眠呼吸暂停综合症的判断标准为每小时的睡眠中有5次或以上超过时间阈值的呼吸暂停事件,或者晚上睡眠中有30次呼吸暂停事件;鼾声周期判断模块9,用于定义 $T_{\text{snore}}$ 为鼾声持续时间,定义 $T_{\text{no-snore}}$ 为鼾声间隔时间,声音信号要判断为鼾声必须符合鼾声诊断标准中的四个条件:1)、声音信号 $T_{\text{snore}}$ 符合一般鼾声持续时间的范围;2)、声音信号 $T_{\text{no-snore}}$ 符合一般鼾声间隔时间的范围;3)、 $T_{\text{snore}}+T_{\text{no-snore}}$ 符合一般一个呼吸周期范围;4)、符合上述特征的声音信号要重复出现,如符合上述四个条件,判断为打鼾声音;浅睡眠判断模块10,用于根据所述的声音数据,统计鼾声的次数,判断鼾声数是否大于阈值 $K_{\text{snore}}$ ,如大于阈值 $K_{\text{snore}}$ ,判断为浅睡眠;睡眠障碍智能判断模块12,用于判断为浅睡眠后,在睡眠期间内,判断每个鼾声间隔时间 $T_{\text{no-snore}}$ 是否超过呼吸暂停时间阈值;睡眠障碍次数统计模块13,用于统计每小时内和睡眠期间内,所发生的呼吸暂停事件的次数;睡眠障碍异常报告模块15,用于判断所述的统计值是否符合睡眠呼吸暂停综合症的判断标准,如符合判断标准,确定为睡眠呼吸暂停综合症。

所述的拾音器1为两个麦克风,所述的两个麦克风配置在枕2的两边,方向是朝着仰躺时口部的位置。所述的数字低通滤波模块7的截止频率在200Hz,其递推公式为式(1);

$$V_{\text{noise}}(i) = (1 - \lambda)V_{\text{noise}}(i-1) + \lambda V_{\text{noise-cn}}(i) \quad (1)$$

式中: $V_{\text{noise-cn}}(i)$ 为所测量到的声音电压信号, $V_{\text{noise}}(i-1)$ 为上次数字滤波器的输出, $V_{\text{noise}}(i)$ 为这次数字滤波器的输出, $\lambda$ 为更新的速度,取值在0~1之间, $\lambda$ 的大小与低通滤波器的截止频率有关, $\lambda$ 越接近1低通滤波器的截止频率就越高。

将所述滤波模块7的输出 $V_{\text{noise}}(i)$ 的值连续递增6次作为鼾声的起始点,滤波模块的输出 $V_{\text{noise}}(i)$ 的值连续递减8次作为鼾声的结束点,鼾声持续时间 $T_{\text{snore}}$ 为鼾声的起始点的时间到鼾声的结束点所花费的时间, $T_{\text{no-snore}}$ 为鼾声的结束点到下一个鼾声的起始点所花费的时间,根据上述计算得到的一系列 $T_{\text{snore}}$ 和 $T_{\text{no-snore}}$ 值进行统计。

在鼾声数等于阈值 $K_{\text{snore}}$ 时,进行如下计算,如式(2)所示:

$$\begin{aligned}
\bar{T}_{\text{snore}} &= \sum_{i=1}^{K_{\text{snore}}} T_{\text{snore}}(i) / K_{\text{snore}} \\
\bar{T}_{\text{no-snore}} &= \sum_{i=1}^{K_{\text{snore}}} T_{\text{no-snore}}(i) / K_{\text{snore}} \\
\bar{T}_{\text{breath cycle}} &= \bar{T}_{\text{snore}} + \bar{T}_{\text{no-snore}} \\
\sigma_{\text{snore}} &= \sqrt{\sum_{i=1}^{K_{\text{snore}}} (\bar{T}_{\text{snore}} - T_{\text{snore}}(i))^2 / (K_{\text{snore}} - 1)} \\
\sigma_{\text{no-snore}} &= \sqrt{\sum_{i=1}^{K_{\text{snore}}} (\bar{T}_{\text{no-snore}} - T_{\text{no-snore}}(i))^2 / (K_{\text{snore}} - 1)} \\
\sigma_{\text{breath cycle}} &= \sqrt{\sum_{i=1}^{K_{\text{snore}}} (\bar{T}_{\text{breath cycle}} - T_{\text{breath cycle}}(i))^2 / (K_{\text{snore}} - 1)}
\end{aligned} \tag{2}$$

式中： $T_{\text{snore}}(i)$  为所测量到的鼾声持续时间， $T_{\text{no-snore}}(i)$  为所测量到的鼾声间隔时间， $\bar{T}_{\text{snore}}$  和  $\sigma_{\text{snore}}$  分别为鼾声持续时间的均值和方差， $\bar{T}_{\text{no-snore}}$  和  $\sigma_{\text{no-snore}}$  分别为鼾声间隔时间的均值和方差， $\bar{T}_{\text{breath cycle}}$  和  $\sigma_{\text{breath cycle}}$  分别为一个呼吸周期的均值和方差；将鼾声持续时间分布区间  $(\bar{T}_{\text{snore}} - 3\sigma_{\text{snore}}, \bar{T}_{\text{snore}} + 3\sigma_{\text{snore}})$ 、鼾声间隔时间分布区间  $(\bar{T}_{\text{no-snore}} - 3\sigma_{\text{no-snore}}, \bar{T}_{\text{no-snore}} + 3\sigma_{\text{no-snore}})$ 、呼吸周期分布区间  $(\bar{T}_{\text{breath cycle}} - 3\sigma_{\text{breath cycle}}, \bar{T}_{\text{breath cycle}} + 3\sigma_{\text{breath cycle}})$  作为新的判断标准，并将该标准输出到诊断标准数据存储模块，更新所述的鼾声诊断标准。所述的呼吸暂停时间阈值等于  $\bar{T}_{\text{breath cycle}} + 3\sigma_{\text{breath cycle}} + 10$ 。

所述的睡眠障碍异常报告模块 15 中，将睡眠呼吸暂停综合症的可能性判定为“不象是”、“可能是”与“确认是”三种等级，判定标准是：不象是：每小时 5 次以内且整夜睡眠在 30 次以内的呼吸暂停事件；可能是：每小时 5~10 次以间或整夜睡眠在 30~50 次之间的呼吸暂停事件；确认是：每小时 10 次以上且整夜睡眠在 50 次之上的呼吸暂停事件。

本实施例的检测实施方法如图 5 所示，被检测者在入睡时与平时一样头部由枕头 2 垫着，枕头 2 的两侧安置着面向被检测者口鼻部的麦克风 1，两个麦克风 1 分别接入到微处理器 3 的语音接口中；当被检测者在入眠后发出鼾声，麦克风 1 检测到声音信号经放大给微处理器 3；在微处理器 3 中进行声音信号的滤波和各种无拘束、非察觉性测量睡眠障碍的智能化判断，根据判断结果通过接口输出以便专家以及执行装置治疗和改善被检测者的睡眠障碍；

无拘束、非察觉性测量睡眠障碍的方法的实现步骤可以大致上分为 5 个部分

所构成,如图1所示,首先要感知被监测者的声波信号,接着通过将声波信号由声音感知部分转化成电压信号,电压信号通过A/D转化成数字信号,经数字低通滤波器去除背景噪音,然后送给智能鼾声判断单元辩识为鼾声、睡眠呼吸暂停综合症、或者其他环境音,最后可以通过I/O接口显示其监测结果、也可以将记录数据保存到存储单元中、也可以通过D/A输出给驱动单元,驱动单元根据控制信号产生相应的动作来改变睡眠中人的头部位置,使睡眠者的气道保持开放状态;

在微处理器3中实现无拘束、非察觉性测量睡眠障碍的方法处理流程的功能模块用图4来说明,数字低通滤波器模块7,将A/D得到的声音电压信号将200Hz以上的频率信号过滤掉,实现的数字低通滤波器的截止频率在200Hz,为了提高数字低通滤波器的计算实时性,本发明中采用了递推方式来实现低通滤波,公式由式(1)给出,式(1)中 $\lambda$ 越接近1低通滤波器的截止频率就越高,由于每个人软件的咽部组织结构以及每个人每时每刻咽部的黏膜形式也会变化而存在着差异,而这种差异会影响鼾声的频带范围,既时是同一个人鼾声的长短有时也会变化,鼾声的响度也会发生相应的变化;因此低通滤波器算法中的 $\lambda$ 的值可以根据所得到某个人的鼾声的频带和响度范围作自动调整,如果测量到的鼾声的频带和响度范围小于低通滤波器的截止频率那么就可以再减小 $\lambda$ 的值,以提高滤波效果。

数字低通滤波器模块7所输出 $V_{\text{noise}}(i)$ 的值中除了鼾声以外还可能包含着其他背景噪音,要判定某一个声音信号为鼾声必须符合以下四个条件:1)声音信号 $T_{\text{snore}}$ 符合一般鼾声持续时间的范围;2)声音信号 $T_{\text{no-snore}}$ 符合一般鼾声间隔时间的范围;3) $T_{\text{snore}}+T_{\text{no-snore}}$ 符合一般一个呼吸周期范围;4)符合上述特征的声音信号要重复出现。判定是否是鼾声在鼾声周期判断模块8中进行,要进行鼾声周期判断必须首先有一个判断标准,这个判断标准是通过不同人群的大样本和大量数据通过统计得到上述的4个判断标准,但是这个标准是没有区分每个人的个性差,比如99.0%的鼾声 $T_{\text{snore}}$ 在0.6~1.8秒以内,98.5%的鼾声间隔时间 $T_{\text{no-snore}}$ 的范围在1.4~4.0秒以内,一般一个成年人的呼吸频率在每分钟16次左右,实验结果表明打鼾者每分钟打鼾的次数分布在12~20次之间,并将放在诊断标准数据文件模块4中,同时也必须规定鼾声的起始点与鼾声的结束点,所述的确定鼾声的起始点与鼾声的结束点,在本发明中将数字滤波器的输出 $V_{\text{noise}}(i)$ 的值连续递增

6次作为鼾声的起始点；数字滤波器的输出  $V_{\text{noise}}(i)$  的值连续递减8次作为鼾声的结束点，因此鼾声持续时间  $T_{\text{snore}}$  为鼾声的起始点的时间到鼾声的结束点所花费的时间， $T_{\text{no-snore}}$  为鼾声的结束点到下一个鼾声的起始点所花费的时间；同时在日常生活中其他的声音也有可能出现上述的间隔模式，也有可能符合鼾声的周期，然而要重复多次出现这种情况的概率就非常少，因此在本专利中再增加一个附加判断条件，即满足上述条件1)、2)、3)的声音信号必须连续出现  $n$  次后才认为是鼾声，当然这与睡眠时间也有关联，如果是白天时间段的话， $n$  的取值可以大些，晚间  $n$  的取值可以小些；刚睡到床上时  $n$  的取值可以大些，出现了多次鼾声后  $n$  的取值可以降低为1，也就是说  $n$  的取值大判断为鼾声的门槛越高，通过这种判断方式能将一些背景音去除掉。上述的判断过程在鼾声周期判断模块9中进行。

一般睡眠呼吸暂停综合症的患者，入睡以后会反复发生同样的情况：呼吸道变窄→用力呼吸→大脑被吵醒→呼吸道通畅→再次入睡→…。这样的干扰睡眠的循环一个晚上会发生数十次甚至上百次，但是每一次呼吸阻断以及大脑被吵醒的时间间隔都很短暂，患者往往不会记得发生过的事情。从上述过程来分析，患者的呼吸道变窄→用力呼吸是从浅睡眠期进入了深睡眠期过程中所发生的，在这个期间中是本发明中必须关注的重点，为了提高诊断的可靠性，发生呼吸暂停往往是睡眠处在深睡眠期，进入到深睡眠期前有一段浅睡眠期过程，而鼾声的发生在浅睡眠期就已经开始了，因此在本发明中增加了一个睡眠呼吸暂停综合症的判断规则以及判断范围修正模块11，当鼾声的连续累计数等于阈值  $K_{\text{snore}}$  时，通过在阈值  $K_{\text{snore}}$  以前鼾声的数据来修正上述的判断范围，理由是作为不同的人（比如男性与女性），鼾声有高有低、有长有短；既是同一个人有时候鼾声也会有高有低、有长有短；因此需要在上述粗分标准的基础上得到更精确的判断标准，根据不同的人采用其本人当时情况相适应的判断标准会有助于提高判断的准确性，当鼾声的连续累计数超过了阈值  $K_{\text{snore}}$  就进入睡眠障碍智能判断模块12；

所述的判断范围修正模块11所进行的计算是根据每个人的个性差适当修正判断范围，判断范围修正模块11连接个人基本信息数据14，其依据是每个人的每分钟的呼吸次数，即  $T_{\text{snore}}+T_{\text{no-snore}}$  在2.8~5.5秒之间，但是毕竟还是存在着个性差，上述的指标范围上限与下限的差接近一倍，且某个人每次呼吸的周期也会发生一

些变化，某人的鼾声持续时间与鼾声间隔时间同样与其他打鼾者的鼾声也会不同，为了比较准确的获得某人的每分钟的呼吸次数，根据上述计算得到的一系列  $T_{\text{snore}}$  和  $T_{\text{no-snore}}$  值进行统计，从而能比较精确的得到被监测者的每分钟的呼吸次数、鼾声持续时间和鼾声间隔时间的均数和标准差，实验结果表明某人的呼吸周期是符合正态分布的，只要鼾声样本测试数据大就可以用正态分布的两个参数均数  $\mu$  和标准差  $\sigma$ ，本发明中利用浅睡眠期所监测到的鼾声来进行统计，即鼾声的连续累计数达到了一个阈值  $K_{\text{snore}}$  后进行如下计算，计算公式如式（2）所示。通过在浅睡眠期所得到的鼾声监测值来得到上述的 6 个判断数据，这些数据比上述的 4 项判断标准中更能反映个人差，因此在进入睡眠呼吸暂停模式判断前将上述 6 个判断数据更新上述 4 项判断标准中的数据能提高模式判断精度；本发明中由于将鼾声持续时间分布区间  $(\bar{T}_{\text{snore}} - 3\sigma_{\text{snore}}, \bar{T}_{\text{snore}} + 3\sigma_{\text{snore}})$ 、鼾声间隔时间分布区间  $(\bar{T}_{\text{no-snore}} - 3\sigma_{\text{no-snore}}, \bar{T}_{\text{no-snore}} + 3\sigma_{\text{no-snore}})$ 、呼吸周期分布区间  $(\bar{T}_{\text{breath cycle}} - 3\sigma_{\text{breath cycle}}, \bar{T}_{\text{breath cycle}} + 3\sigma_{\text{breath cycle}})$  作为新的判断标准，在此以外的概率只有万分之二十六，这是一个很小的概率，因此能排除背景噪音、个人差对监测精度的影响。

所述的睡眠障碍智能判断，目前医学上对睡眠呼吸暂停综合症的诊断标准是：一夜 7 小时睡眠中至少有 30 次呼吸暂停或低通气，或者呼吸紊乱指数每小时  $\text{RDI} > 5$  次（每小时的睡眠中有 5 次或以上超过 10 秒的呼吸暂停事件），本发明中以该诊断标准作为睡眠障碍智能判断依据，根据对睡眠呼吸暂停综合症的患者检测所得到的鼾声数据分析，睡眠呼吸暂停综合症的鼾声模式判断规则是 2 次相邻的鼾声间隔时间在 10 秒~60 秒之间，且在此间隔期间中没有其他声音；用上述新的判断标准，在诊断呼吸紊乱指数每小时  $\text{RDI} > 5$  次（每小时的睡眠中有 5 次或以上超过 10 秒的呼吸暂停事件）就十分容易，只要出现有呼吸周期大于  $\bar{T}_{\text{breath cycle}} + 3\sigma_{\text{breath cycle}} + 10$  的事件就进行记数，在统计的时间范围内观测这种事件发生的次数就能立即诊断出是否属于睡眠呼吸暂停综合症以及可能性的分级，根据上述每小时的睡眠中有 5 次或以上超过 10 秒的呼吸暂停事件，或者 7 小时睡眠中有 30 次呼吸暂停事件的定义，本发明中将睡眠呼吸暂停综合症的可能性判定为 [不象是]、[可能是] 与 [确认是] 三种等级，判定标准是：

[不象是]: 每小时 5 次以内且整夜睡眠在 30 次以内的呼吸暂停事件;

[可能是]: 每小时 5~10 次之间或整夜睡眠在 30~50 次之间的呼吸暂停事件;

[确认是]: 每小时 10 次以上且整夜睡眠在 50 次之上的呼吸暂停事件。

判断结果通过睡眠障碍显示模块 16 在显示装置 17 上显示。

进一步,所述的微处理器 3 采用嵌入式处理器,本发明中采用 Embedded Linux+Embedded linux 这样组合的软件平台,实验中采用了基于三星公司的 ARM9 处理器 S3C2410X 板子,该板子上整合了 MIZI 公司所公布的免费嵌入式 Arm-Linux 操作系统,本发明将 Wonka(Embedded JVM)移植到了嵌入式 linux 中, Wonka 本身已经带有对串口、音频输入设备的等驱动支持。选择 Java 或者 C 语言来作为无拘束、非察觉性测量睡眠障碍的方法的软件开发语言,如要将 Java 程序运行在嵌入式 linux 上需要有嵌入式 Java 虚拟机(Embedded JVM)的支持,本发明中使用了自己移植成功的免费 Java 虚拟机。

本发明无拘束、非察觉性测量睡眠障碍的方法的效果是在枕头中安置了麦克风和微处理器,能实现对睡眠障碍者和睡眠呼吸暂停综合症患者无拘束、非察觉性监测,要实现评价睡眠质量除了上述呼吸检测(打鼾次数、呼吸次数)以外,还要检测体温和身体活动的监测,在枕头上追加安置温度传感和压力传感和相应处理模块后并结合本发明中的呼吸检测部分就能实现睡眠质量评价系统。

## 实施例 2

参照图 1、图 2、图 3、图 4、图 5,一种无拘束、非察觉性的睡眠障碍测量方法,包括以下步骤:

(1)、通过拾音器 1 获取测试者的睡眠声音信号,拾音器 1 安装在枕头 2 的两侧,并去除背景噪音,存储到微处理器 3 的数据存储器中;

(2)、根据鼾声诊断标准中的四个条件: 1)、声音信号  $T_{\text{snore}}$  符合一般鼾声持续时间的范围; 2)、声音信号  $T_{\text{no-snore}}$  符合一般鼾声间隔时间的范围; 3)、 $T_{\text{snore}}+T_{\text{no-snore}}$  符合一般一个呼吸周期范围; 4)、符合上述特征的声音信号要重复出现,判断从拾音器获取的睡眠声音信号数据是否符合以上四个条件,如果符合,判断为打鼾

声音；

(3)、根据所述的声音数据，统计鼾声的次数，判断鼾声数是否大于阈值  $K_{\text{snore}}$ ，

如大于阈值  $K_{\text{snore}}$ ，判断为浅睡眠；否则，再次统计鼾声的次数；

(4)、判断为浅睡眠后，在睡眠期间内，判断每个鼾声间隔时间  $T_{\text{no-snore}}$  是否超过呼吸暂停时间阈值；

(5)、统计每小时内和睡眠期间内，所发生的呼吸暂停事件的次数；

(6)、判断所述的统计值是否符合睡眠呼吸暂停综合症的判断标准，所述的睡眠呼吸暂停综合症的判断标准为每小时的睡眠中有 5 次或以上超过时间阈值的呼吸暂停事件，或者晚上睡眠中有 30 次呼吸暂停事件；如符合判断标准，确定为睡眠呼吸暂停综合症。

进一步，在所述的 (3) 中，将所述滤波模块的输出  $V_{\text{noise}}(i)$  的值连续递增 6 次作为鼾声的起始点，滤波模块的输出  $V_{\text{noise}}(i)$  的值连续递减 8 次作为鼾声的结束点，鼾声持续时间  $T_{\text{snore}}$  为鼾声的起始点的时间到鼾声的结束点所花费的时间， $T_{\text{no-snore}}$  为鼾声的结束点到下一个鼾声的起始点所花费的时间，根据上述计算得到的一系列  $T_{\text{snore}}$  和  $T_{\text{no-snore}}$  值进行统计。

再进一步，在所述的 (3) 中，在鼾声数等于阈值  $K_{\text{snore}}$  时，进行如下计算，如式 (2) 所示：

$$\begin{aligned}
 \bar{T}_{\text{snore}} &= \sum_{i=1}^{K_{\text{snore}}} T_{\text{snore}}(i) / K_{\text{snore}} \\
 \bar{T}_{\text{no-snore}} &= \sum_{i=1}^{K_{\text{snore}}} T_{\text{no-snore}}(i) / K_{\text{snore}} \\
 \bar{T}_{\text{breath cycle}} &= \bar{T}_{\text{snore}} + \bar{T}_{\text{no-snore}} \\
 \sigma_{\text{snore}} &= \sqrt{\sum_{i=1}^{K_{\text{snore}}} (\bar{T}_{\text{snore}} - T_{\text{snore}}(i))^2 / (K_{\text{snore}} - 1)} \\
 \sigma_{\text{no-snore}} &= \sqrt{\sum_{i=1}^{K_{\text{snore}}} (\bar{T}_{\text{no-snore}} - T_{\text{no-snore}}(i))^2 / (K_{\text{snore}} - 1)} \\
 \sigma_{\text{breath cycle}} &= \sqrt{\sum_{i=1}^{K_{\text{snore}}} (\bar{T}_{\text{breath cycle}} - T_{\text{breath cycle}}(i))^2 / (K_{\text{snore}} - 1)}
 \end{aligned} \tag{2}$$

式中： $T_{\text{snore}}(i)$  为所测量到的鼾声持续时间， $T_{\text{snore}}(i)$  为所测量到的鼾声间隔时间， $\bar{T}_{\text{snore}}$  和  $\sigma_{\text{snore}}$  分别为鼾声持续时间的均值和方差， $\bar{T}_{\text{no-snore}}$  和  $\sigma_{\text{no-snore}}$  分别为鼾声间隔时间的均值和方差， $\bar{T}_{\text{breath cycle}}$  和  $\sigma_{\text{breath cycle}}$  分别为一个呼吸周期的均值和方差

将鼾声持续时间分布区间 ( $\bar{T}_{\text{snore}} - 3\sigma_{\text{snore}}$ ,  $\bar{T}_{\text{snore}} + 3\sigma_{\text{snore}}$ )、鼾声间隔时间分布区间 ( $\bar{T}_{\text{no-snore}} - 3\sigma_{\text{no-snore}}$ ,  $\bar{T}_{\text{no-snore}} + 3\sigma_{\text{no-snore}}$ )、呼吸周期分布区间 ( $\bar{T}_{\text{breath cycle}} - 3\sigma_{\text{breath cycle}}$ ,  $\bar{T}_{\text{breath cycle}} + 3\sigma_{\text{breath cycle}}$ ) 作为新的判断标准，并将该标准输出到诊断标准数据存储模块，更新所述的鼾声诊断标准，呼吸暂停时间阈值等于  $\bar{T}_{\text{breath cycle}} + 3\sigma_{\text{breath cycle}} + 10$ 。

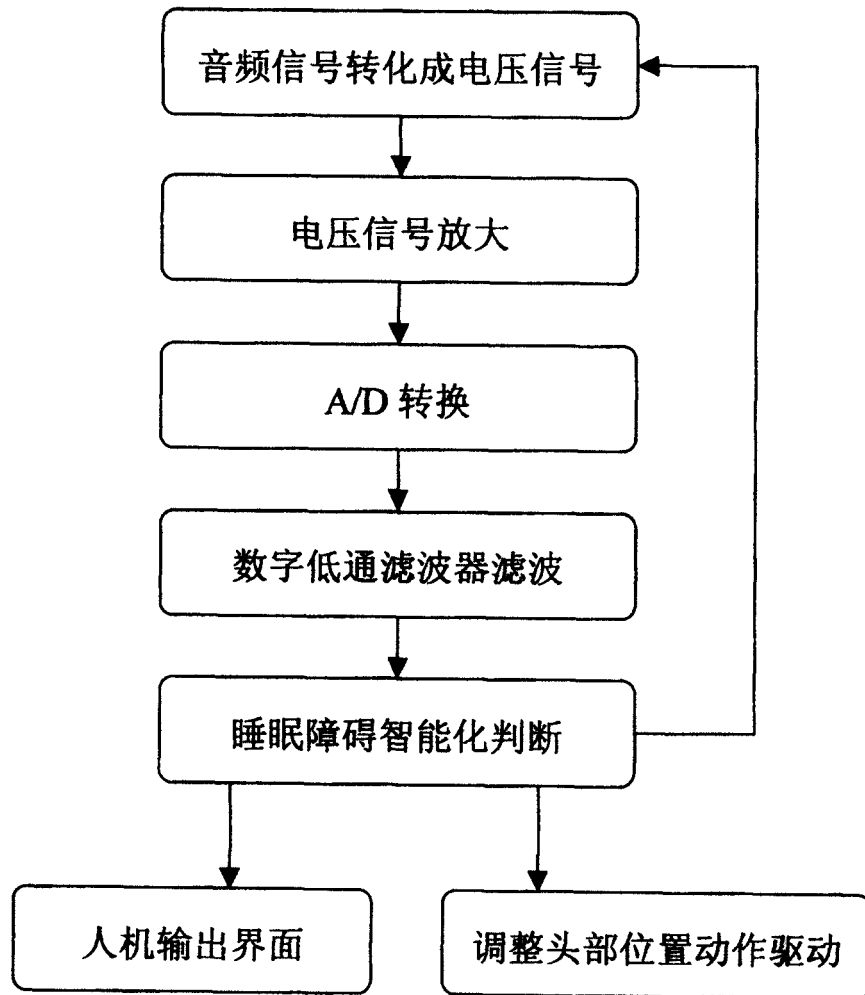


图 1

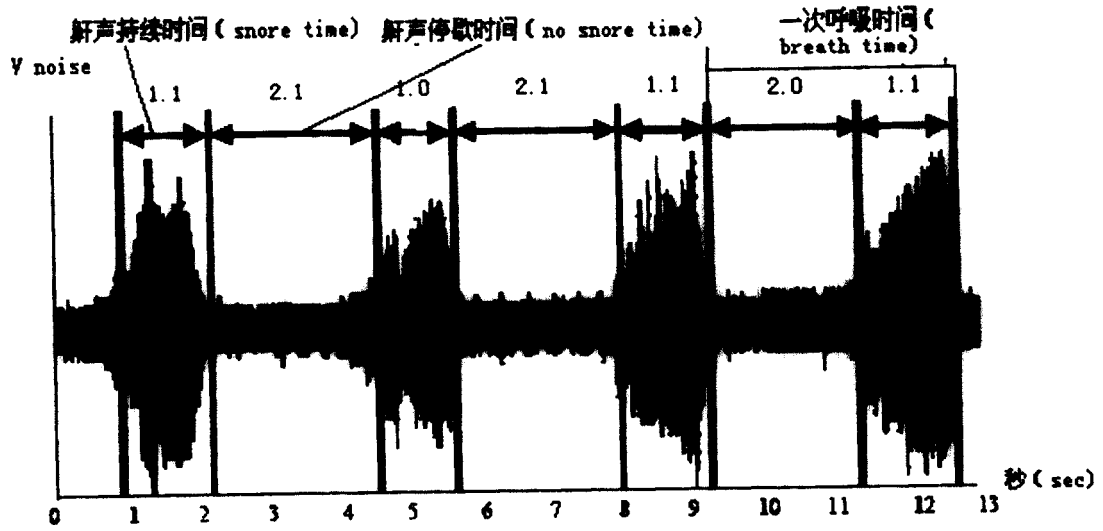


图 2

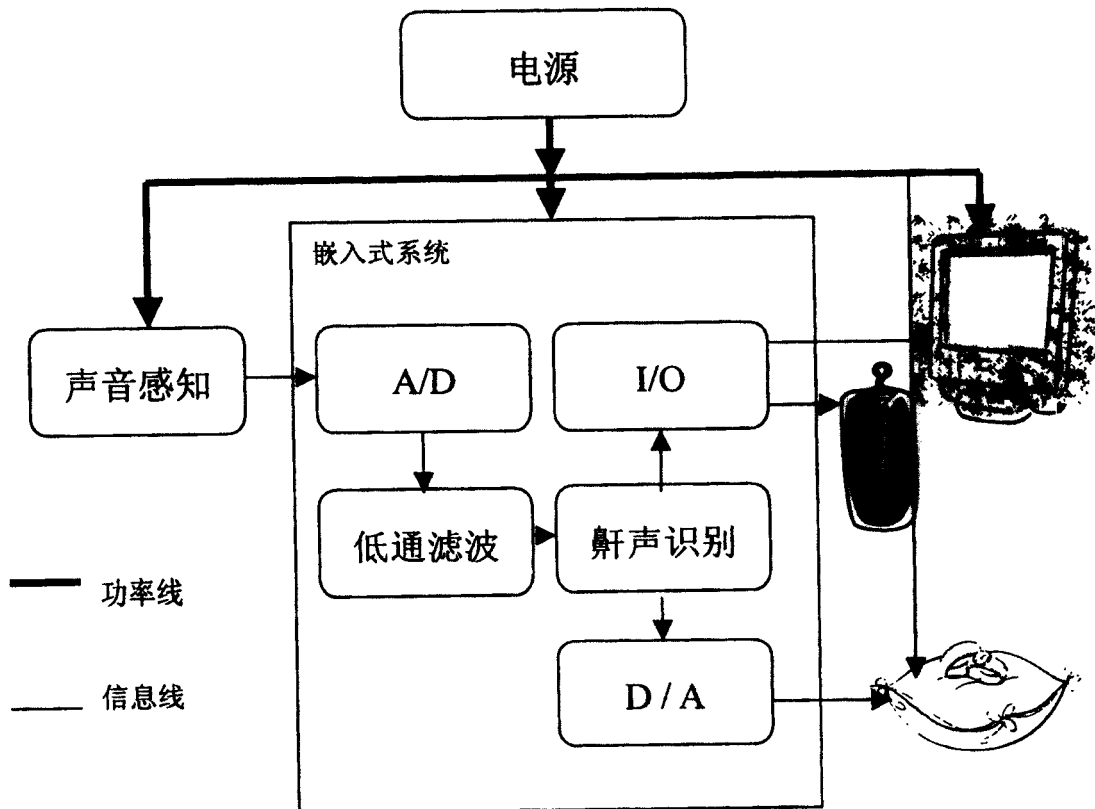


图 3

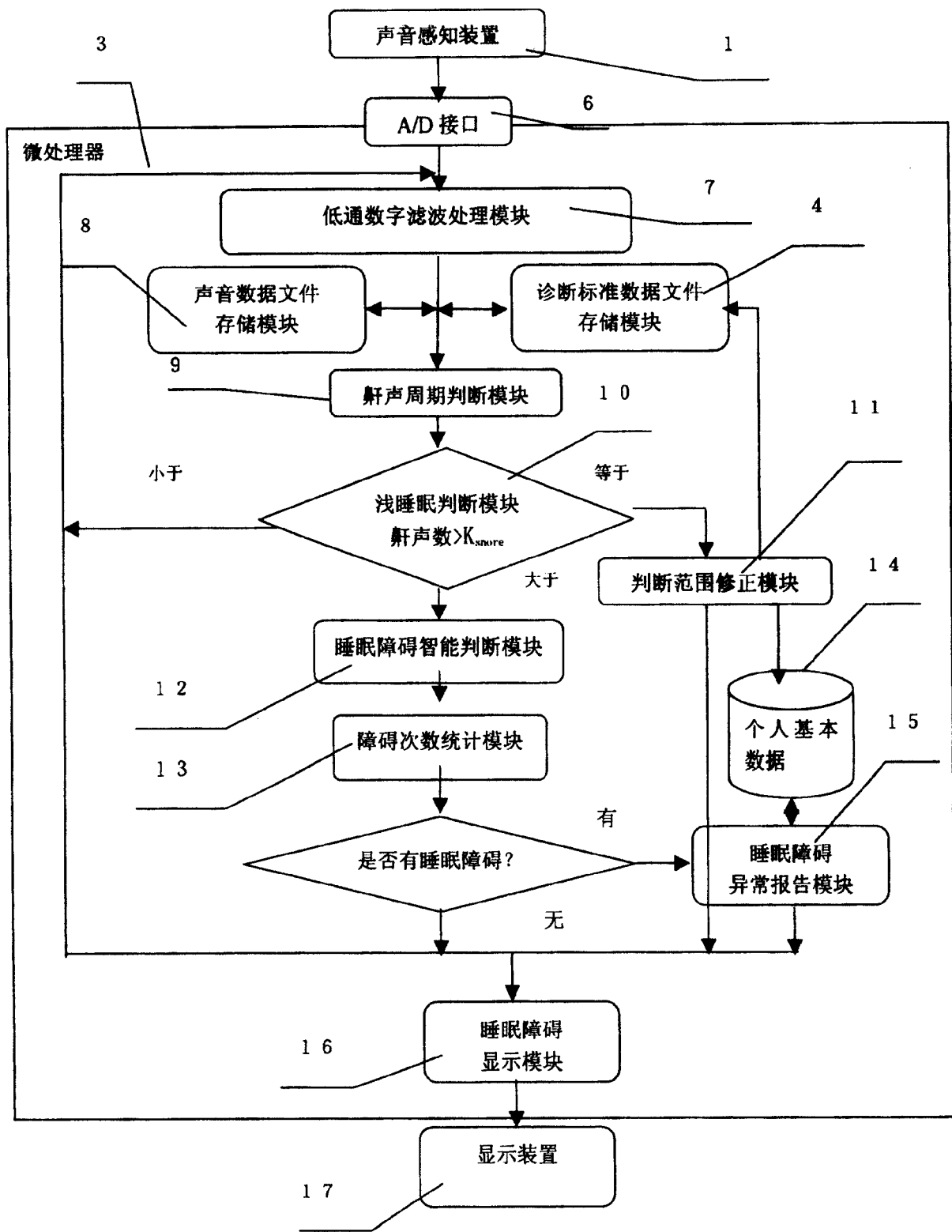


图 4

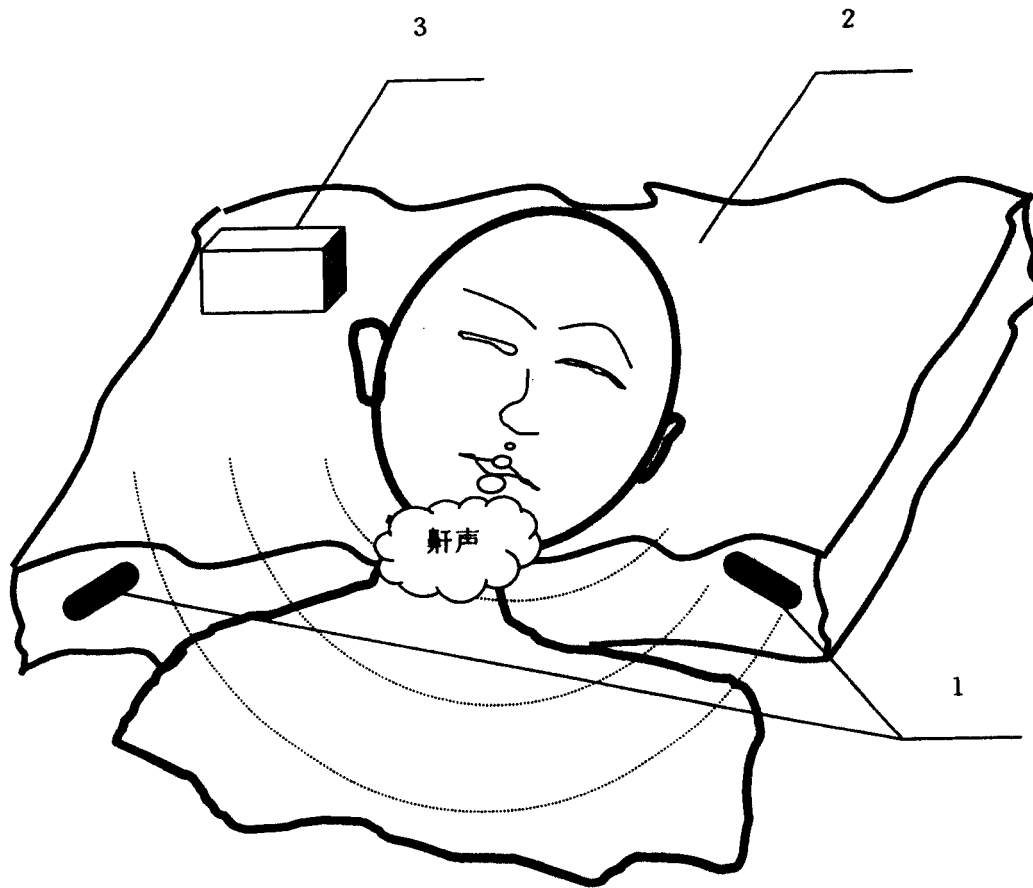


图 5

专利名称(译)	无拘束、非察觉性的睡眠障碍测量装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN100418468C</a>	公开(公告)日	2008-09-17
申请号	CN200610049196.9	申请日	2006-01-20
[标]申请(专利权)人(译)	浙江工业大学		
申请(专利权)人(译)	浙江工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	浙江工业大学		
[标]发明人	汤一平 郑智茵 孙贇杰 尤思思 李雯		
发明人	汤一平 郑智茵 孙贇杰 尤思思 李雯		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/08 G06F19/00		
代理人(译)	王兵		
审查员(译)	徐可		
其他公开文献	CN1803089A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种无拘束、非察觉性的睡眠障碍测量装置及其方法，将拾音器和微处理器等安置在枕头中，被检测者在入睡时与平时一样头部由枕头垫着，枕头的两侧安置着面向被检测者口鼻部的麦克风，麦克风分别接入到微处理器的语音接口中；当被检测者在入眠后发出鼾声，麦克风检测到声音信号经放大给微处理器；在微处理器中进行声音信号的滤波和各种无拘束、非察觉性测量睡眠障碍的智能化判断，根据睡眠障碍的监测指标判断睡眠障碍者的睡眠呼吸以及睡眠呼吸暂停等症状，然后根据判断结果通过接口输出以便专家以及执行装置治疗和改善被检测者的睡眠障碍。本发明提供一种使用成本低、可靠性好、适用性好的无拘束、非察觉性的睡眠障碍测量装置及其方法。

