[19]中华人民共和国国家知识产权局

[51]Int.Cl[7]
A61B 5/08

[12]发明专利申请公开说明书

[21]申请号 99111073.0

[43]公开日 2000年1月19日

[11]公开号 CN 1241394A

[22]申请日 1999.6.18 [21]申请号 99111073.0
[30]优先权
[32]1998.6.18 [33]FR [31]9807695
[71]申请人 塔埃玛
地址 法国安东尼
[72]发明人 吕东·斯特凡娜
容凯·伯努瓦

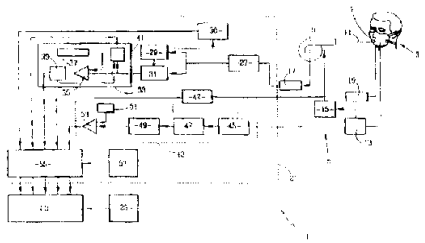
[74]专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所
代理人 孙 征

权利要求书2页 说明书13页 附图页数4页

[54]发明名称 测定使用者睡眠呼吸期的装置

[57]摘要

本发明涉及一种测定使用者(3)的睡眠呼吸期的装置(1),该装置包括测 量至少两个物理变量的设备(5),其中至少一个第一物理变量表示使用者(3)的鼻子气流,而至少一个第二物理变量表示使用者的嘴的气流。该装置还 有对每个物理变量进行处理和转换的处理和转换设备(21),以便求得它对 至少一个模糊变量状态的相关程度,该装置还有应用预置在至少一个第一模糊 变量状态和至少一个第二模糊变量状态之间的规则应用设备(23),以便根 据模糊逻辑估计对使用者(3)的睡眠呼吸状态相关的程度。



ISSN1008-4274

权 利 要 求 书

1. 一种测定使用者（3）在睡眠时的呼吸期的装置，该装置包括测量至少两个物理变量的设备（5），其中至少一个第一物理变量表示使用者（3）的鼻子气流，而至少一个第二物理变量表示使用者的嘴的气流，其特征在于，它还有对每个物理变量进行处理和转换的处理和转换设备（21），以便求得它对至少一个模糊变量状态的相关程度，该装置还有应用预置在至少一个第一模糊变量状态和至少一个第二模糊变量状态之间的规则应用设备（23），以便根据模糊逻辑估计对使用者（3）的睡眠呼吸状态相关的程度。

2. 根据权利要求1所述的装置，其特征在于，各个模糊变量包括至少两个状态。

3. 根据权利要求1或2所述的装置，其特征在于，所述的与模糊变量有关的状态相关程度根据所测的一个物理变量的整个论域定义出的连续曲线（100，102，104，106）设定。

4. 根据权利要求1－3之一所述的装置，其特征在于，测量设备（5）包括一个与使用者（3）所带的鼻罩（7）相连的压力传感器（13），其中测量的一个物理变量是所述压力传感器（13）测量的压力信号。

5. 根据权利要求4所述的装置，其特征在于，所述处理和转换设备（21）包括从测量压力信号中提取打鼾期的打鼾期提取设备（43），所述打鼾期与障碍性呼吸现象有关。

6. 根据权利要求5所述的装置，其特征在于，所述的打鼾期提取设备（43）包括压力信号的高通滤波设备（45）、滤波信号的放大设备（47）、所述滤波放大信号的内插设备（49），该设备用于求得一个包络线；存储参考曲线的存储设备（51）以及对所述包络曲线与所述参考曲线进行比较的比较设备（53），以便确定存在打鼾期。

7. 根据权利要求1－6之一所述的装置，其特征在于测量设备（5）包括一个测量小惯性涡轮（9）所消耗的电流的电流传感器（17），所述涡轮与所述鼻罩（7）相连，所测量的其中一个物理变量是所述涡轮（9）消耗的电流。

8. 根据权利要求1所述的装置，其特征在于，处理和转换设备（21）包括从消耗的电流信号中提取使用者（3）鼻子的气流图象的提取设备（27）、确

定使用者（3）的鼻子吸气和呼气期的确定设备（29）、在吸气期时计算鼻子气流值的时间导数的计算设备（31），以及运用所述导数的设备（33），以便确定使用者（3）是否出现局部障碍现象。

9. 根据权利要求8所述的装置，其特征在于，所述运用鼻子气流值的导数的设备（33）包括对导数的绝对值和至少一个参考值（V_R）进行比较的比较设备（35），以及测量导数绝对值比所述至少一个参考值（V_R）小的时间测量设备（39）。

10. 根据权利要求9所述的装置，其特征在于，所述运用导数的设备（33）还包括记录比所述参考值（V_R）小时的导数符号变化次数的设备（41）。

11. 根据权利要求1－10之一所述的装置，其特征在于，测量设备（5）包括一个测量热敏电阻的电阻值的机构（19），该电阻设置在使用者（3）的嘴巴附近，其中测量的一个物理变量是所述热敏电阻测量机构（19）测量的电阻值。

说　明　书

测定使用者睡眠呼吸期的装置

本发明涉及一种用于测定使用者睡眠呼吸期的装置和方法。

睡眠时的呼吸混乱，例如睡眠呼吸暂停综合症（SAS）的特征通常表现在睡觉时出现呼吸功能障碍。

通过对患有这种综合症的患者的调查发现，严重睡眠分裂症伴随睡眠时间短，而恢复正常呼吸一般会有短时间的清醒，例如会出现几秒钟的清醒。

睡眠的正常情况是从浅睡阶段进入熟睡阶段，而在经过一个反常睡眠阶段时，则正常睡眠受到严重扰乱，这样对患者白天的生活很不利。因为患者处于昏昏欲睡的阶段，也就是说在活动时想睡觉，通过对这些患者的观察还发现，他们的智力能力降低，性功能减弱，并且会出现高血压，心脏机能不全。

这些睡眠紊乱可能是障碍性紊乱或中枢性紊乱。

在第一种情况下，当保持肌力时，发现上呼吸道为全部障碍（障碍性呼吸暂停）或局部障碍（障碍性呼吸不足）。这种紊乱通常与严重打鼾有关。

在第二种情况下，肌力控制消失（中枢性呼吸暂停）或减弱（中枢性呼吸不足），此时上呼吸道打开。

障碍性紊乱绝大多数表现在夜间的呼吸紊乱。

通常，睡眠呼吸紊乱的诊断是在睡眠实验室中通过记录研究与下面许多情况有关的参数进行的:

－与睡眠有关：脑电图，眼电图，肌动电流图，

－与心动呼吸功能有关：心电图，呼吸频率，鼻和/或嘴的气流，胸和腹的活动量，动脉的氧饱和，打鼾。

睡眠的病理诊断是一门新学科，实施起来比较麻烦，所以要求患者住院一两天。

通常对睡眠呼吸紊乱的处理一般要用能够使上呼吸道打开的装置。

这种装置一般都有一个正压面罩装置（CPAP），在该装置中，由控制设备控制的空气压缩设备将加压空气先输送到一根管道中，然后输送到密封地

装在病人鼻子上的面罩中。

控制装置比较了面罩中的压力和校正的指定压力，并根据测量差来调节传送给环境空气压缩装置的控制信号。

实际上，在实验室中，全凭经验从最初的指定值逐步增加，观察对呼吸紊乱的影响来确定加到病人面罩中的指定压力，而选择的值就是观察到的非断续正常睡眠的第一个值。

现有的诊断和/或处理夜间呼吸紊乱的装置可用于确定呼吸暂停或呼吸不足，但是不能区别中枢性症状或障碍性症状。

其它装置在确定了呼吸暂停以后将压力脉冲送入病人的面罩中，并且研究可能出现的回波：如果没有回波，则为中枢性症状，如果出现回波，则为障碍性症状。

这类装置主要在文献FR-A-2663547和FR-A-2674133中作了描述。

然而，为了对呼吸紊乱（呼吸暂停，呼吸不足，阻力增加病理）有一个正确的诊断，和/或合适有效地确诊和/或处理，开业者（也就是医生等）需要具有可靠的图象（这是必不可少的），这种图象表示病人一系列不同的吸气和呼气期，也就是说开业者需要患者呼吸时的气流图。

但是，这些方法和装置不能正确可靠地确定所述的呼吸气流图象。

因此，很容易想象到：以后的诊断和/或处理可能不很正确和不很完全。

所以本发明旨在提供一种诊断和处理睡眠呼吸紊乱的装置和方法，这种装置和方法：

- 能够正确可靠地根据病人的不同呼吸参数确定病人的不同呼吸期；
- 能够正确地确定病人的打鼾期和/或呼吸道局部障碍现象；和
- 既能用在睡眠实验室，如医院环境，又能用在病人家里；
- 价格合理。

为此，本发明的目的之一在于提供一种测定使用者睡眠呼吸期的装置，该装置包括测量至少两个物理变量的设备，其中至少一个第一物理变量表示使用者的鼻子气流，而至少一个第二物理变量表示使用者的嘴的气流，其特征在于它还有对每个物理变量进行处理和转换的处理和转换设备，以便求得它对至少一个模糊变量状态的相关程度，该装置还有应用预置在至少一个第一模糊变量状态和至少一个第二模糊变量状态之间的预定规则的应用设备，

以便根据模糊逻辑估计睡眠呼吸期使用者的睡眠呼吸状态的相关程度。

除此之外，本发明装置还包括如下的一个或多个特征:

- 各个模糊变量包括至少两个状态;

- 所述睡眠呼吸期的状态包括至少一个正常呼吸状态，一个呼吸暂停状态和一个呼吸不足状态;

- 所述的与模糊变量有关的状态相关程度是根据所测的一个物理变量的整个论域定义出的连续曲线设定的;

- 测量设备包括一个与使用者所带的鼻罩相连的压力传感器，其中测量的一个物理变量是所述压力传感器测量的压力信号;

- 所述处理和转换设备包括从测量压力信号中提取打鼾期的设备，所述打鼾期与障碍性呼吸现象有关;

- 所述的打鼾期提取设备包括压力信号的高通滤波设备、滤波信号的放大设备、所述滤波放大信号的内插设备，该设备用于求得一个包络线；存储参考曲线的存储设备以及对所述包络曲线与所述参考曲线进行比较的比较设备，以便确定是否存在打鼾期;

- 测量设备包括一个可测量小惯性涡轮消耗电流的电流传感器，所述涡轮与所述鼻罩相连，所测量的其中一个物理变量是所述涡轮消耗的电流;

- 处理和转换设备包括从消耗的电流信号中提取使用者鼻子中的气流图象的提取设备、确定使用者的鼻子吸气和呼气期的确定设备、在吸气期时计算鼻子气流值的时间导数的计算设备，以及运用所述导数的设备，以便确定使用者是否出现局部障碍现象;

- 所述运用鼻子气流值导数的设备包括对导数的绝对值和参考值进行比较的比较设备，以及测量导数绝对值比所述至少一个参考值小的时间的时间间隔测量设备;

- 所述运用导数的设备还包括记录比参考值小时的导数符号变化次数的设备;

- 测量设备包括一个测量热敏电阻阻值的机构，该电阻设置在使用者的嘴巴附近，测量的至少一个物理变量是所述热敏电阻测量机构测量的电阻值。

本发明还有一个目的是提供一种测定使用者的睡眠呼吸期的方法，其特

征在于该方法包括如下步骤:

- 测量至少两个物理变量，其中至少一个第一物理变量表示使用者的鼻子气流，而至少一个第二物理变量表示使用者的嘴的气流;

- 对每个物理变量进行处理和转换，以便求得它对至少一个模糊变量状态的相关程度;

- 应用预置在至少一个第一模糊变量状态和至少一个第二模糊变量状态之间的规则，以便根据模糊逻辑估计对使用者的睡眠呼吸状态的相关程度。

该方法还包括如下的一个或多个特征:

- 各个模糊变量包括至少两个状态;

- 所述的睡眠呼吸期的状态包括至少一个正常呼吸状态，一个呼吸暂停状态和一个呼吸不足状态;

- 根据所测的一个由物理变量的整个论域定义出的连续曲线设定与模糊变量有关的状态相关程度;

- 其中测量的一个物理变量是使用者所带的鼻罩中的压力;

- 在处理和转换时，从测量压力信号中提取与障碍性呼吸现象有关的打鼾期;

- 在提取时，对压力信号进行高通滤波、放大滤波过的信号、内插所述的滤波放大信号以便求得包络线、以及将所述包络线与参考曲线进行比较，从而确定存在打鼾期;

- 测量例如小惯性涡轮消耗的电流，以便求得鼻子的气流图象，所述涡轮与使用者所带的鼻罩相连;

- 当提取所述鼻子气流图象时，确定使用者的吸气和呼气期、在吸气期时计算鼻子气流值的时间导数，以及运用计算出的导数，以便确定使用者是否出现局部障碍现象;

- 当应用鼻子气流值的导数时，对导数的绝对值和至少一个参考值进行比较，以及测量导数绝对值比所述至少一个参考值小的时间;

- 当应用鼻子气流值的导数时，还在导数绝对值比至少一个参考值小时记录该导数符号的变化次数;

- 为了求得嘴的气流图象，测量一个热敏电阻的阻值，该电阻设置在使用者的嘴巴附近。

本发明还有一个目的是提供一种诊断睡眠呼吸紊乱的病人（特别是睡眠时出现呼吸暂停的病人）的睡眠呼吸期的方法，其特征在于该方法包括如下步骤:

－测量至少两个物理变量，其中至少一个第一物理变量表示使用者的鼻子气流，而至少一个第二物理变量表示使用者的嘴的气流;

－对每个物理变量进行处理和转换，以便求得它对至少一个模糊变量状态的相关程度;

－应用预置在至少一个第一模糊变量状态和至少一个第二模糊变量状态之间的规则，以便根据模糊逻辑估计对使用者的睡眠呼吸状态隶属的程度。

该方法还包括如下的一个或多个特征:

－各个模糊变量包括至少两个状态;

－所述的睡眠呼吸期的状态包括至少一个正常呼吸状态，一个呼吸暂停状态和一个呼吸不足状态;

－根据所测的一个由物理变量的整个论域定义出的连续曲线设定与模糊变量有关的状态相关程度;

－测量的其中一个物理变量是使用者所带的鼻罩中的压力;

－在处理和转换时，从测量压力信号中提取与障碍性呼吸现象有关的打鼾期;

－在提取时，对压力信号进行高通滤波、放大滤波过的信号、内插所述的滤波放大信号以便求得包络线、以及将所述包络线与参考曲线进行比较，从而确定存在打鼾期;

－测量例如小惯性涡轮消耗的电流，所述涡轮与使用者所带的鼻罩相连以便求得鼻子的气流图象;

－当提取所述鼻子气流图象时，确定病人的吸气和呼气期、在吸气期时计算鼻子气流值的时间导数，以及运用计算出的导数，以便确定病人是否出现局部障碍现象;

－当应用鼻子气流值的导数时，对导数的绝对值和至少一个参考值进行比较，以及测量导数绝对值比所述至少一个参考值小的时间;

－当应用鼻子气流值的导数时，还在导数绝对值比至少一个参考值小时记录该导数符号变化次数;

- 为了求得嘴的气流图象，测量一个热敏电阻的阻值，该电阻设置在病人的嘴巴附近。

在阅读了下面结合附图对非限定的实施例的描述后将会更清楚本发明的其它特征和优点，其中：

图1是本发明装置的示意图；

图2是处理表示使用者鼻子气流的物理变量的某些步骤的方框图；

图3的两幅曲线图主要说明图2所述的步骤；

图4的曲线表示使用者的呼吸道受到局部障碍时鼻子气流与时间的关系；

图5的曲线表示图4的鼻子气流的时间导数；

图6的两幅曲线用于说明根据所测的压力信号确定打鼾现象的曲线，所述压力与使用者所用的鼻罩的压力相当；和

图7的曲线用于说明转换所测的物理变量，以便求得该变量对模糊变量的一个或多个状态的相关程度。

I. 本发明装置的结构

图1所示的本发明的装置1可以确定使用者3在睡眠时的呼吸期。

该装置1包括测量至少两个物理变量的测量设备5，其中至少一个第一物理变量表示使用者的鼻子气流，而至少一个第二物理变量表示使用者的嘴气流。

为此，使用者3带一个诸如面具和/或呼吸镜(Lunette respiratoire)一类的嘴套或鼻套7，这些是公知技术，此处不作详细说明。

通过一根呼吸管道11将嘴套或鼻套7与一个小惯性涡轮9相连，该管道可以将加压呼吸气体一直送到使用者3的呼吸道。

据此，呼吸气体随时间以恒定的正压气体分布，也就是说只有一种压力状态（CPAP型装置）或压力在至少一个低压和至少一个较高压力之间变化，也就是说有若干压力状态（BPAP型装置）。这类装置的运行已在现有技术中作过多次描述，此处不再细述。但是对于更多的细节，主要可以参考下面的文献：US-A-5492113、US-A-5239995、EP-A-0656216或EP-A-0505232。

压力传感器13的测压点位于嘴套或鼻套7上，也就是说非常靠近使用者3的呼吸道，该压力传感器可检测使用者因呼吸引起的压力变化。将该压力传感器13与涡轮9的控制设备15相连，以便向该设备15提供压力信号。根据接受

到的压力信号和确定的过压命令，该设备15向涡轮9发出控制信号，从而调制涡轮9提供给使用者3的过压（也请参见EP-A-505232或US-A-5443061）。

由于供给使用者的呼吸气体压力几乎应当为恒压，所以也就知道所述涡轮9的电机的转速和该涡轮消耗的电流根据设备15的控制信号变化，因而也就与使用者3的鼻子气流有关。

用电流传感器17测量涡轮9消耗的电流就是为了求得鼻子气流的图象。

此外，为了利用嘴巴气流图象完成鼻子的气流图象，将一个例如热敏电阻的传感器（图中看不到）安装在嘴套或鼻套中紧靠使用者3嘴巴的地方。

将该传感器（例如上述的热敏电阻）与测量该电阻（当为热敏电阻时）阻值的测量机构19相连。

因为诸如热敏电阻阻值一类的测量值会因使用者3嘴巴呼出的气流引起的温度的变化而变化，所以得到的嘴巴气流图象准确可靠。

为了根据传感器13、19和17测量的物理变量确定使用者3的睡眠呼吸期，也就是说确定鼻子气流和嘴巴气流的压力图象，装置1还包括对记录的每个物理变量进行处理和转换的处理和转换设备21，以便求得它对至少一个模糊变量状态的相关程度。将模糊变量各个状态的相关程度输送到应用规则的设备23中，所述规则存储在构成认知地址的存储器25中。

处理和转换设备21包括从消耗的电流信号中提取使用者3鼻子的气流图象的提取设备27，也就是说提取当时鼻子气流随时间变化的图象，所述电流信号由电流传感器17测得。将使用者3鼻子的气流图象送到确定使用者鼻子的吸气和呼气期的设备29、确定鼻子气流量大小的设备30以及计算鼻子气流值的时间导数的设备31中。

设备30还接收设备29的控制信号，该信号表示使用者所处的呼吸期。

设备31只在吸气期时计算鼻子气流值的时间导数。这就是为什么在使用者用鼻子吸气时设备29也将控制信号送给计算导数设备31的原因。

将设备31算出的导数送入运用设备33。运用设备33包括对导数的绝对值和至少一个参考值进行比较的比较设备35，所述参考值存储在存储器37中。设备35根据比较结果使时间测量设备39运行，在所测量的时间中，导数绝对值小于所述的至少一个参考值。

另外，与计算导数的设备31相连以及与比较设备35相连的设备33包括记

录比参考值小时的导数符号变化次数的设备41。

利用鼻子气流值导数运用设备33，确定使用者的呼吸道是否出现局部障碍现象，这将在下面详细描述。

处理和转换设备21还包括对测量机构19发出的信号，例如热敏电阻的阻值进行处理的处理设备42。

此外，处理和转换设备21还包括从压力传感器13测量的压力信号中提取打鼾期的打鼾期提取设备43，所述打鼾期与障碍性呼吸现象有关。

提取设备43包括压力信号的高通滤波设备45、滤波信号的放大设备47、所述滤波放大信号的内插设备49，该设备用于求得一个包络线、存储参考曲线的存储设备51以及对所述包络线与所述参考曲线进行比较的比较设备53，以便确定是否存在打鼾期。

这样将处理过的各个变量送到转换每个变量的设备55中，以便求得它对至少一个相关模糊变量状态的相关程度。下面将要详细描述这种转换，该转换根据物理变量的整个论域上定义出的连续曲线设定，这些曲线存储在与转换设备55相连的数据库57中。

II 本发明装置的运行

下面描述本发明装置1的运行，一方面详细说明处理和转换设备21的各个步骤，另一方面解释设备23根据模糊逻辑将各规则用于模糊变量的情况。

II.1 确定使用者鼻子的吸气和呼气期以及鼻子气流大小

图2示出了设备27和29的主要运行步骤。

在第一步骤60，电流传感器17发出的由涡轮9消耗的电流信号被送到提取设备27中，然后在该设备中变成数字，在第二步骤62中按$\Delta t_e = 25ms$的时间间隔取样。

此后在步骤64中，计算80个取样值的平均值M_1，这也就是20秒时间测量的平均值。20秒时间相当于使用者呼吸2－3次。

同时，在步骤66中，计算5个取样值的平均值M_2，这也就是125毫秒时间测量的平均值，事实上这基本是比较平滑的原始信号。

在步骤68时计算作为M2和M1之间的差值的鼻子气流F_{nasal}。

然后在步骤70和72中，将F_{nasal}与各个极限s_{inspi}和s_{expi}进行比较。极限s_{inspi}和s_{expi}就是表示鼻子气流流量的数值，高于或低于这两个数值，基本肯定使用

者处于吸气或呼气期。当然，S_{inspi}比S_{expi}大。也可以通过对使用者进行临床实验凭经验确定极限S_{inspi}和S_{expi}。

在步骤70时，如果F_{nasal}大于极限S_{inspi}，则在步骤74的称作循环的变量等于数值1，循环 = 1是指使用者3的鼻子处于吸气期，而后返回步骤62。如果F_{nasal}小于极限S_{inspi}，则直接返回步骤62。

在步骤72时，如果F_{nasal}小于极限S_{expi}，则在步骤76的循环变量等于数值0，循环 = 0是指使用者3的鼻子处于呼气期，而后返回步骤62。如果F_{nasal}大于极限S_{expi}，则直接返回步骤62。

这些可以确定使用者的鼻子的吸气和呼气期的步骤示于图3中。图3有两条曲线，上面的一条曲线表示鼻子气流F_{nasal}随时间变化的曲线78，而下面的一条曲线表示循环变量值随鼻子气流值的曲线80，这些值等于上述循环变量。

在该图中可以清楚地看到，当F_{nasal}大于S_{inspi}时，循环的值为1，当F_{nasal}小于S_{expi}时，循环的值为0。在到达参考值t_0之前，都可以认为使用者的呼吸循环是正常的。

超过t_0时，当进入呼气期后，F_{nasal}不再超过S_{inspi}，循环一直为0。这是因为使用者用嘴呼吸的缘故，但也是由于睡眠时的呼吸不足或呼吸暂停造成的。

此外，在测量两个吸气期起始间的时间（循环 = 1）时，确定使用者的呼吸循环时间。在测量呼气期的时间时，确定睡眠呼吸不足和呼吸暂停的潜在时间，这是因为所考虑的这些现象只出现在鼻子呼气期延长的情况，特别是出现在呼气期的时间超过3秒的情况。例如在图3中，从时间t_0开始，使用者处于鼻子呼气期。而从时间t_1开始，也就是在t_0后的3秒钟开始，使用者仍处于鼻子呼气期，因而可能处在睡眠呼吸不足和呼吸暂停阶段。

另外，为了计算鼻子气流A_{nasal}，设备30在吸气期确定鼻子最大气流F_{nasal}（标号82），而在呼气期确定鼻子最小气流F_{nasal}（标号84），并计算最大值和最小值之间的差。

在鼻子呼气期延长，即呼气期的时间超过3秒时，设备30接收设备29的控制信号，每秒钟计算一次鼻子气流值，也就是计算某一设定时刻确定的鼻子气流和前面某一时刻鼻子气流之间的差，例如1秒钟。在图3中，利用设备30从时间t_1开始按时间间隔进行确定，所述时间间隔接近鼻子气流值。

II.2 确定称作“有限流量”的障碍性呼吸现象

正常呼吸循环在图3所示的时间t_0之前为正弦形式。使用者上呼吸道部分阻塞时，吸气开始阶段增加的吸气气流很快受到限制，使F_{nasal}曲线的波峰削平。图4作为例子示出了在有限流量情况下F_{nasal}随时间的关系曲线82。

为了能够正确地测定这种现象，在吸气期，设备31计算鼻子气流值F_{nasal}的时间导数，这如图5的曲线84所示。

将计算出的时间导数绝对值由设备35随时与记录在存储器37中的参考值V_R进行比较。当然，如果需要的话，也可以设置若干参考值。

此外，通过比较设备35的控制，设备39测量时间Δt_{DL}，在该时间中导数绝对值小于参考值V_R。

另外，在Δt_{DL}时，设备41记录导数符号的变化次数。

当Δt_{DL}大于1－2秒之间的极限值时，就可以得出使用者处于局部阻塞的结论。在Δt_{DL}期间当导数符号变化次数加倍时，这种诊断得到进一步确定。

II.3 确定使用者的嘴的气流量

利用对流量定性测量机构19送出的信号进行处理的设备42确定嘴的气流F_{buccal}的值A_{buccal}，例如通过测量热敏电阻的阻值确定嘴的气流值与确定鼻子气流F_{nasal}的值A_{nasal}的方法类似。因为在削除了原始信号的峰值以及消除了误差以后才计算嘴的气流F_{buccal}的最大值和最小值之间的差。

较好的是，为了减少计算和处理步骤，只有在鼻子的呼气延长期，也就是说例如时间大于3秒时才确定A_{buccal}的值。在这种情况下，即从图3所示的时间t_1开始，设备42接收设备29的控制信号，计算每秒钟嘴的气流值，也就是说计算某一给定时刻确定的嘴的气流量和前一时刻（例如1秒以前）嘴的气流量之间的差值。

II.4 确定使用者的打鼾期

打鼾的特征表现在使用者的呼吸道出现阻塞现象。与压力传感器13测量的压力信号相应，所显示出的波动叠加在压力的正常信号上，这如图6的上图所示的那样，它作为例子表示打鼾的曲线90。

为了确定使用者3是否打鼾，首先在设备45中对压力进行高通滤波，并在设备47中对滤波过的信号进行放大。图6的下图由曲线92示出了经滤波和放大过的信号与时间的关系。

然后利用设备49内插经滤波和放大过的信号，以便求得包络线94。该包

络线94通过滤波放大信号的所有最大值，在打鼾时，该包络线具有特征形状。这就是为什么其后要在设备53中将该包络线94与记录在存储设备51中的参考曲线进行比较以便确定存在打鼾期的原因。

II.5 将处理过的物理变量转换成具有相关程度的模糊变量状态

作为例子，下面详细描述当鼻子呼气期间的时间大于3秒时如何对处理过的物理变量，即鼻子的气流量大小A_{nasal}进行转换，以便得到其相对称作A^{f}_{nasal}的相关模糊变量的一个或多个状态的相关程度。该处理过程以类似的方法用于其它所有根据模糊逻辑使用规则所需要考虑的物理变量。

图7的曲线中，横坐标表示鼻子气流A_{nasal}的论域，纵坐标表示相关模糊变量A^{f}_{nasal}状态的相关程度。

如图所示，模糊变量A^{f}_{nasal}可以有四个状态，即“弱”、“中弱”、“中强”、和“强”状态。

A^{f}_{nasal}的各个状态与连续曲线100、102、104及106有关，这些曲线可以求得A_{nasal}值隶属于模糊变量A'_{nasal}的一个或多个状态的相关程度。

例如，曲线100与“弱”状态有关，该曲线的平直线后为一个负的斜率。曲线102与“中弱”状态有关，该曲线为梯形。曲线104与“中强”状态有关，该曲线为三角形。曲线106与“强”状态有关，该曲线的正的斜率后面为平直线。

曲线100、102、104和106的形状均是根据诊所对使用者作的实验凭经验确定的。应注意的是，物理变量的论域端部的平直线通常是预定的。

此外，这些曲线100、102、104和106在纵坐标上的值为0和1之间。

另外重要的是应注意各个曲线100，102，104和106是交叠的，从而使A_{nasal}的一个值属于两个状态A^{f}_{nasal}。

例如值A_{nasal} = 0.1属于

.模糊变量A^{f}_{nasal}为“弱”状态，此时相关程度是0.1;

.模糊变量A^{f}_{nasal}为“中弱”状态，此时相关程度是0.9.

这也示于实验图7中。

其它物理变量根据相同原理由设备55进行转换.

II. 6 用于具有相关程度的模糊变量状态的规则

将具有对模糊变量的各个相关程度的状态送入规则应用设备23中，所述

各规则储存在形成认知地址的存储器25中。这些规则根据诊所对实验者的实验凭经验确定。

各个规则使用至少两个不同的模糊变量，以便得到例如对使用者3的睡眠呼吸期的状态的相关程度。

例如，下面描述两个模糊变量的一组11个规则，即上述的A^f_{nasal}以及模糊变量A^f_{buccal}。该模糊变量A^f_{buccal}也可以有4个状态，即“弱”、“中弱”、“中强”、和“强”状态。当呼气期的时间大于3秒时，对这些状态的相关程度根据鼻子气流的大小A_{buccal}建立。

N^0	A^f_{buccal}	A^f_{nasal}	→	呼吸期
1	中强	中强		正常
2	弱	中强		呼吸不足
3	中弱	中强		呼吸不足
4	中强	弱		呼吸不足
5	弱	弱		呼吸暂停
6	中弱	弱		呼吸不足
7	中强	中弱		呼吸不足
8	弱	中弱		呼吸不足
9	中弱	中弱		呼吸不足
10	强			正常
11		强		正常

假定A_{nasal}归于

. 模糊变量A^f_{buccal}为“弱”状态，此时相关程度是0.1;

. 模糊变量A^f_{buccal}为“中弱”状态，此时相关程度是0.9，而A_{buccal}归于

. 模糊变量A^f_{buccal}为“弱”状态，此时相关程度是0.7;

. 模糊变量A^f_{buccal}为“中弱”状态，此时相关程度是0.2。

设备23根据下面的方法使用规则1－11，以便根据模糊逻辑确定呼吸过程。

首先，设备23只考虑相关规则，也就是说相关程度处于第一模糊变量状态和该相关程度处于第二模糊变量状态时的规则。在本实施例中是规则5，

6，8和9。

然后，使用选择顺序“MIN-MAX”。该顺序在于在与确定规则有关的呼吸期的第一时期使相关程度等于所述模糊变量状态的最小相关程度，而需要对此确定规则考虑这些相关程度。

在本实施例中，例如使用规则5，就可以得出使用者3处于呼吸暂停阶段，此时相关程度最小为MIN（0.7，0.1）=0.1。

同样，利用规则6就可以得出使用者3处于呼吸不足阶段，此时相关程度为最小MIN（0.2，0.1）=0.1，利用规则8就可以得出使用者处于呼吸不足阶段，此时相关程度最小为MIN（0.7，0.9）=0.7，而利用规则9就可以得出使用者处于呼吸不足阶段，此时相关程度为最小MIN（0.2，0.9）=0.2

根据模糊逻辑，对于使用者3的睡眠呼吸期的各个状态的相关程度的最终结果来讲，第二时期考虑的是各个状态得到的最大相关程度，也就是说正常呼吸状态考虑的是0，而呼吸暂停状态考虑的是0.1，呼吸不足状态考虑的是0.7。

这样也就知道使用模糊逻辑可以正确诊断使用者的呼吸期。

处理和转换设备21以及应用设备23和存储器25最好由计算机构成，计算机包括用于求得传感器13、17和19的信号的接口，并装有处理和应用这些信号的程序。

说 明 书 附 图

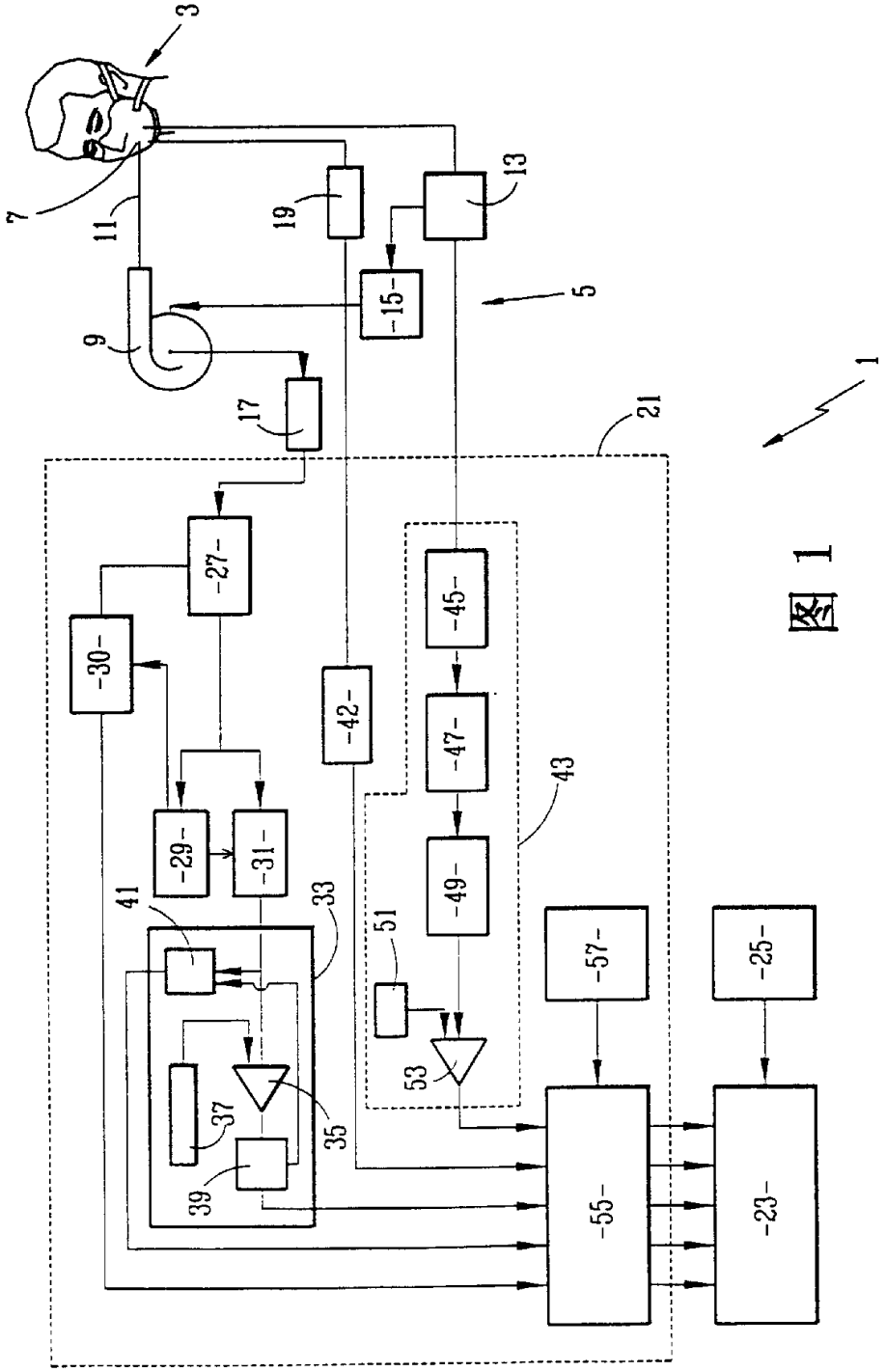

3
7
11
19
13
5
-15-
9
17
1
21
-27-
-30-
-42-
-45-
-47-
43
-29-
-31-
-49-
41
33
51
-57-
-25-
53
37
35
39
-55-
-23-

图 1

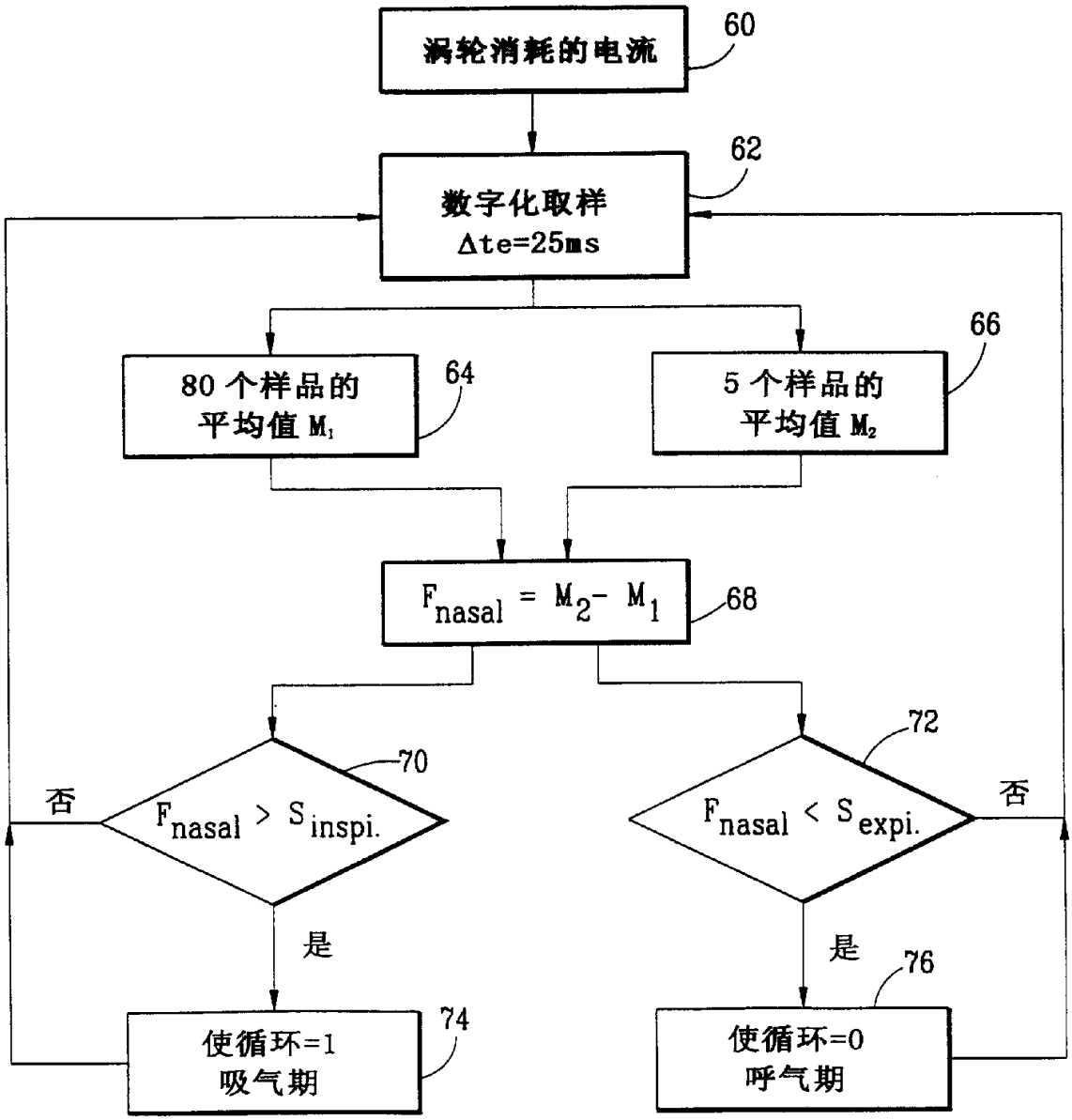

涡轮消耗的电流
60
数字化取样
Δte=25ms
62
80 个样品的
平均值 M1
64
5 个样品的
平均值 M2
66
Fnasal = M2- M1
68
Fnasal > Sinspi.
70
否
是
使循环=1
吸气期
74
Fnasal < Sexpi.
72
否
是
使循环=0
呼气期
76

图 2

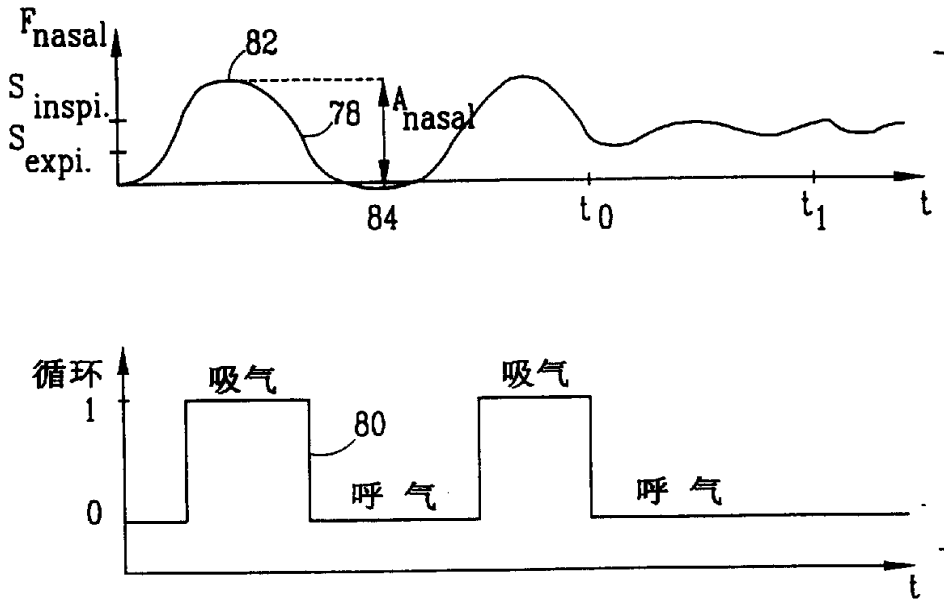

F nasal
82
S inspi.
S expi.
78
A nasal
84
t0
t1
t
循环
1
0
吸气
80
呼 气
吸气
呼 气
t

图 3

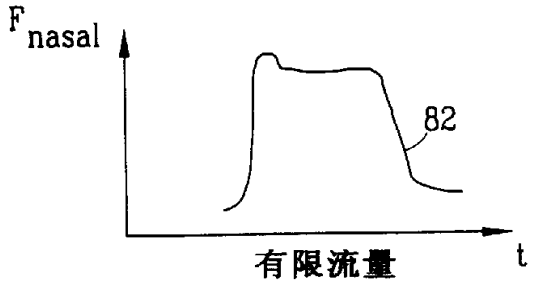

F nasal
82
t
有限流量

图 4

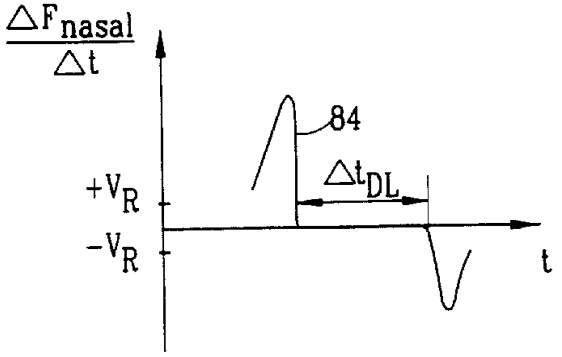

△F nasal
△t
84
△t DL
+V R
-V R
t

图 5

03.06.27

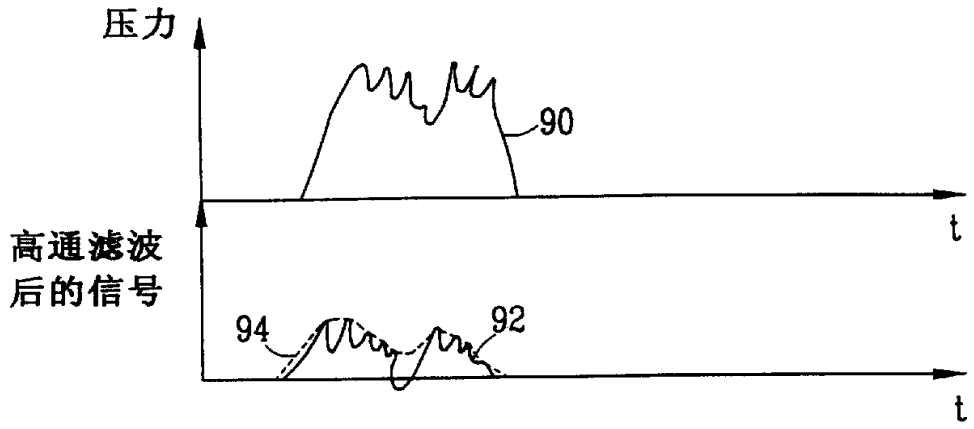

压力
90
t
高通滤波
后的信号
94
92
t

图 6

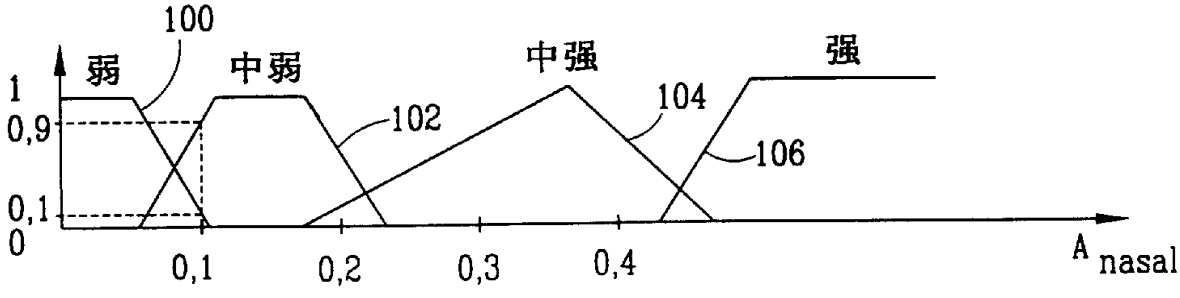

100
弱
中弱
中强
强
1
0,9
0,1
0
102
104
106
0,1
0,2
0,3
0,4
A nasal

图 7