

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61M 16/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780007800.4

[43] 公开日 2009 年 3 月 25 日

[11] 公开号 CN 101394884A

[22] 申请日 2007.3.6

[21] 申请号 200780007800.4

[30] 优先权

[32] 2006.3.6 [33] US [31] 60/779,625

[86] 国际申请 PCT/AU2007/000273 2007.3.6

[87] 国际公布 WO2007/101297 英 2007.9.13

[85] 进入国家阶段日期 2008.9.4

[71] 申请人 雷斯梅德有限公司

地址 澳大利亚新南威尔士

[72] 发明人 M·奥尔德 S·P·法鲁齐亚

C·索脉亚

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 王英

权利要求书 3 页 说明书 8 页 附图 6 页

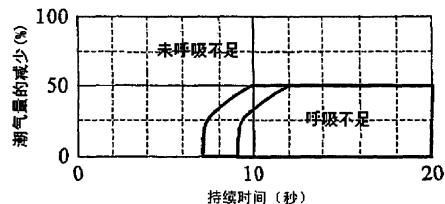
按照条约第 19 条的修改 3 页

[54] 发明名称

CPAP 治疗过程中呼吸暂停/呼吸不足的确定

[57] 摘要

公开了一种具有可控气道正压设备的 CPAP 治疗装置。传感器生成表示患者呼吸气流的信号，将所述信号提供至控制器。所述控制器用于根据呼吸气流减少至低于由长期通气量确定的阈值来确定呼吸暂停的发生。在发生了呼吸暂停或呼吸不足时，直到所述事件结束都暂停对所述阈值的计算。



1、一种用于施予 CPAP 治疗压力的方法，包括如下步骤：

以治疗压力向患者的气道提供可呼吸气体；

确定呼吸气流的测量值；以及

根据基于长期通气量的阈值与短期通气量的比较结果确定呼吸暂停/呼吸不足的发生，其中，当呼吸暂停/呼吸不足事件正在进行时，不更新所述长期通气量的确定结果，并且在所述短期通气量存在高于阈值的超出量时，认为所述呼吸暂停/呼吸不足事件终止；

在所述呼吸暂停/呼吸不足存在期间提高所述治疗压力。

2、如权利要求 1 所述的方法，还包括当呼吸暂停/呼吸不足不存在时使所述治疗压力降低一数量的步骤。

3、如权利要求 2 所述的方法，其中，所述数量为零。

4、如权利要求 1 所述的方法，其中，通过下述操作确定呼吸暂停的所述发生：在短时间间隔内计算平均呼吸气流；在较长的时间间隔内计算平均呼吸气流；如果所述短时间间隔内的所述平均呼吸气流少于所述较长长时间间隔内的所述平均呼吸气流的预定分数，则宣告呼吸暂停，假设直到所述呼吸暂停终止都停止所述较长时间间隔内的所述计算。

5、如权利要求 4 所述的方法，其中，所述预定分数大约为 1/4。

6、如权利要求 4 所述的方法，其中，使用 IIF 滤波器计算所述平均长期通气量或所述平均短期通气量或二者。

7、如权利要求 1 所述的方法，其中，通过下述操作确定呼吸不足的所述发生：在短时间间隔内计算平均呼吸气流；在较长的时间间隔内计算平均呼吸气流；如果所述短时间间隔内的所述平均呼吸气流少于所述较长时

间间隔内的所述平均呼吸气流的预定分数，则宣告呼吸不足，假设直到所述呼吸不足终止都停止所述较长时间间隔内的所述计算。

8、如权利要求 6 所述的方法，其中，所述预定分数大约为 1/2。

9、如权利要求 7 所述的方法，其中，使用 IIF 滤波器计算所述平均长期通气量或所述平均短期通气量或二者。

10、如权利要求 1 所述的方法，其中，使用流量传感器确定呼吸气流的所述测量值。

11、一种 CPAP 治疗装置，包括：

可控气道正压设备，用于产生具有提高到大气压以上的压力的可呼吸气体；

耦合至所述气道正压设备的气体输送管；

患者罩，其耦合至所述管，从而从所述气道正压设备接收所述可呼吸气体，并以预期治疗压力向所述患者气道提供所述气体；

控制器，用于接收输入信号并控制所述气道正压设备的操作，进而控制所述治疗压力；以及

传感器，其被定位以感测患者呼吸气流，并生成由其确定患者呼吸气流的输入到所述控制器的信号；

而且其中，所述控制器用于根据基于长期通气量的阈值与短期通气量的比较结果确定呼吸暂停的所述发生，其中，当呼吸暂停/呼吸不足事件正在进行时，不更新长期通气量的所述确定结果，并且在所述短期通气量存在高于阈值的超出量时，认为所述呼吸暂停/呼吸不足事件终止；

此外其中，当呼吸暂停/呼吸不足存在时，所述控制器用于使所述治疗压力提高一数量。

12、如权利要求 11 所述的装置，其中，当呼吸暂停/呼吸不足不存在时，所述控制器还用于使所述治疗压力降低一数量。

13、如权利要求 12 所述的装置，其中，所述数量为零。

14、如权利要求 11 所述的装置，其中，所述控制器还用于通过下述操作确定呼吸暂停的所述发生：在短时间间隔内计算平均呼吸气流；在较长的时间间隔内计算平均呼吸气流；如果所述短时间间隔内的所述平均呼吸气流少于所述较长时间间隔内的所述平均呼吸气流的预定分数，则宣告呼吸暂停，假设直到所述呼吸暂停终止都停止所述较长时间间隔内的所述计算。

15、如权利要求 14 所述的装置，其中，所述预定分数大约为 1/4。

16、如权利要求 14 所述的装置，其中，使用 IIF 滤波器计算所述平均长期通气量或所述平均短期通气量或二者。

17、如权利要求 11 所述的装置，其中，所述控制器还用于通过下述操作确定呼吸不足的所述发生：在短时间间隔内计算平均呼吸气流；在较长的时间间隔内计算平均呼吸气流；如果所述短时间间隔内的所述平均呼吸气流少于所述较长时间间隔内的所述平均呼吸气流的预定分数，则宣告呼吸不足，假设直到所述呼吸不足终止都停止所述较长时间间隔内的所述计算。

18、如权利要求 17 所述的装置，其中，所述预定分数大约为 1/2。

19、如权利要求 14 所述的装置，其中，使用 IIF 滤波器计算所述平均长期通气量或所述平均短期通气量或二者。

20、如权利要求 11 所述的装置，其中，所述传感器包括流量传感器。

CPAP 治疗过程中呼吸暂停/呼吸不足的确定

技术领域

本发明涉及通过自动滴定设备施予针对局部或完全上气道阻塞的持续气道正压通气（CPAP）治疗，其中，所述设备对治疗压力进行调整，以消除气道阻塞事件。具体而言，本发明涉及呼吸暂停/呼吸不足事件的检测。

背景技术

在睡眠呼吸暂停综合征中，患者在睡眠过程中停止呼吸。气流停止 10 秒钟以上称为“呼吸暂停”。呼吸暂停将导致血液氧合降低，从而导致睡眠干扰。传统上将呼吸暂停归类为或者是中枢性的，即不存在呼吸努力，或者是阻塞性的，即存在呼吸努力。就一些中枢性呼吸暂停而言，气道是通畅的，只是对象没有尝试呼吸。相反，就其他中枢性呼吸暂停以及所有的阻塞性呼吸暂停而言，气道是闭合的。闭塞通常处于舌部或软腭一级。气道也可能受到部分阻塞（即，变窄或部分张开）。这也将导致通气量减少（呼吸不足）、血液氧合降低和睡眠干扰。

对这些综合征的常用治疗形式是持续气道正压通气（CPAP）的施予。在技术和专利文献中都很好地用文件证明了施予 CPAP 治疗的过程。可以在美国专利 NO. 4,944,310 (Sullivan) 中找到早期描述。简言之，CPAP 治疗通过提供通常在 4-20 cm H₂O 范围内的正压强，起到气道的气动夹板的作用。通过电动鼓风机向气道提供空气，其中，电动鼓风机的出口经空气输送软管通往密封地接合至患者面部的鼻（或者鼻和/或口）罩。在紧邻所述罩的输送管中提供排气口。所述罩能够采取鼻和/或面罩或鼻套管（nasal prong）、鼻枕或插管的形式。

已知各种用于感测和检测指示呼吸受阻的异常呼吸模式的技术。例如，美国专利 No. 5,245,995 (Sullivan 等人的) 大致公开了如何通过在对象睡眠时得到的吸气和呼气压力测量检测打鼾和异常呼吸模式，由此得到阻塞前事件（preobstructive episode）或其他形式的呼吸紊乱的早期指示。特别地，

监测呼吸参数的模式，并基于预定模式的检测而提高 CPAP 压力，以提供提高的气道压力，从而理想地破坏阻塞事件的发生以及其他形式的呼吸紊乱。美国专利 No. 6,502,572 (Berthon-Jones 等人) 大致描述了一种 CPAP 治疗装置，其具有用于通过耦合至与患者的气道相连接的罩的输送管为患者产生具有提高到大气压之上的压力的可呼吸气体的可控气流发生器（在此将其用作气道正压设备的实例）。传感器生成表示被提供至控制器的患者呼吸气流的信号。所述控制器用于根据呼吸气流降低至阈值以下来确定呼吸暂停的发生，如果发生了呼吸暂停，那么确定呼吸暂停的持续时间，并使气流发生器提高治疗压力。所述‘572 专利含有对存在呼吸暂停和呼吸不足的确定所涉及的各种算法的显式伪代码，在此通过参考将其引入。

发明内容

本发明的目的在于对如‘572 专利所公开的这样的设备的呼吸暂停/呼吸不足检测算法的改进，从而使其简化，由此减少其存储器需求，降低其对噪声的敏感度，并消除在存在呼吸暂停/呼吸不足时长期通气量的确定所存在的问题。

本发明公开了一种用于施予 CPAP 治疗压力的方法，其包括步骤：

以治疗压力向患者的气道提供可呼吸气体；

确定呼吸气流的测量值；以及

根据基于长期通气量的阈值与短期通气量的比较结果确定呼吸暂停/呼吸不足的发生，其中，当呼吸暂停/呼吸不足事件正在进行时，不更新长期通气量的确定结果，并且在短期通气量存在高于阈值的超出量时，认为呼吸暂停/呼吸不足事件终止；

在呼吸暂停/呼吸不足存在期间提高所述治疗压力。

本发明还公开了一种用于实现上述方法的 CPAP 治疗装置，其包括：

可控气流发生器，用于产生具有提高到大气压之上的压力的可呼吸气体；

耦合至所述气流发生器的气体输送管；

患者罩，其耦合至所述管，以从所述气流发生器接收所述可呼吸气体，并以预期治疗压力向患者气道提供所述气体；

控制器，用于接收输入信号并控制所述气流发生器的操作，进而控制所述治疗压力；以及

传感器，其被定位以感测患者呼吸气流，并生成由其确定患者呼吸气流的输入到所述控制器的信号；

其中，所述控制器用于根据基于长期通气量的阈值与短期通气量的比较结果确定呼吸暂停的发生，其中，当呼吸暂停/呼吸不足事件正在进行时，不更新长期通气量的确定结果，并且在短期通气量存在高于阈值的超出量时，认为呼吸暂停/呼吸不足事件终止。

通过下述操作开始识别呼吸暂停的发生：在短时间间隔内计算平均呼吸气流；在较长的时间间隔内计算平均呼吸气流；以及确定短时间间隔内的平均呼吸气流是否少于所述较长时间间隔内的平均呼吸气流的预定分數，假设直到呼吸暂停终止都停止所述较长时间间隔内的计算。为简单起见，可以使用 IIR 滤波器计算所述平均值。根据所述短期通气量的高于阈值的值的数量判断呼吸暂停或呼吸不足事件的发生和终止。

在优选实施方式中，所述传感器可以包括流量传感器，由所述控制器导出呼吸气流。

还可以将所述方法和装置有利地与用于测量气道开放的“强迫振荡法”（参考欧洲专利公开文本 No. 0,651,971 A1、美国专利 No. 5,704,345，其公开内容通过参考特此引入）结合使用，其中，以 4 Hz 的频率用例如 1 cm H₂O 的幅度调制 CPAP 压力，测量所诱发的 4 Hz 频率的气流，通过将所诱导的气流的幅度除以所述压力调制幅度来计算气道的气传导率，并且施加只有在所述气传导率高于阈值时才提高治疗压力的附加需求。

可以使本发明与响应于诸如打鼾或者吸气流量一时间曲线的形状变化的局部上气道阻塞的指示器的独立压力增加相结合。以这种方式，有可能在大多数对象中实现对上气道的抢先控制，在这种情况下，响应于局部上气道阻塞的压力增加防止了气道闭合性呼吸暂停的发生。对其中无法实现抢先控制的少数对象而言，所述结合还将响应于那些在不存在预先的打鼾或者吸气流量一时间曲线的形状变化的情况下在低 CPAP 压力下发生的气道闭合性呼吸暂停而正确地增加 CPAP 压力。此外，所述结合还将避免响应于由高压诱发的气道开放性呼吸暂停而错误地增加 CPAP 压力。

附图说明

现在将参考附图描述本发明的实施方式，其中：

图 1 以图表形式显示了体现本发明的装置；

图 2 显示了图 1 的装置的备选布置；

图 3 显示了用于计算通气量的流量函数的绝对值的部分；

图 4 显示了继一段时间的正常呼吸之后的典型呼吸暂停以及长期平均值和阈值的计算结果；

图 5 显示了接连涉及几次呼吸暂停的呼吸模式；

图 6 显示了作为事件持续时间的函数的潮气量减少的曲线图；

图 7 显示了本发明的算法的流程图。

具体实施方式

图 1 以图表形式显示了根据一个实施方式的 CPAP 装置。将可以是鼻罩和/或面罩的罩 30 密封地安装至患者面部。以新鲜空气或富氧空气的形式的可呼吸气体通过软管 32 进入罩 30，软管 32 又与对其提供有进气口 36 的电动机驱动涡轮机或鼓风机相连接。通过电动机伺服单元 40 控制用于涡轮机的电动机 38 以开始、增加或降低随着 CPAP 治疗提供至罩 30 的空气压力。罩 30 还包括接近管 32 与罩 30 的接合处的排气口 42。

将线性流阻元件 44 置于罩 30 和排气口 42 之间。实际上，罩 30 和排气口 42，包括流阻元件 44 之间的距离非常短，从而使死腔通气量降至最低。通过第一小口径管 46 将流阻元件 44 的罩一侧连接至罩压力换能器 48 和压差换能器 50 的输入。通过第二小口径管 52 将流阻元件 44 的另一侧的压力传送至压差换能器 50 的另一输入。

罩压力换能器 48 生成与罩压力成比例的电信号，通过第一放大器 53 将所述电信号放大，并将其传输至复用器/ADC 单元 54 和电动机伺服单元 40 二者。提供给电动机伺服单元 40 的信号的功能是以反馈的形式确保实际罩静压被控制为充分接近设定点压力。

从压差换能器 50 输出作为电信号的跨越线性流阻元件 44 感测的压差，并通过第二放大器 56 将所述电信号放大。因此，来自第二放大器 56 的输

出信号表示罩气流的测量值。可以使用带有软叶片的可变光阑构成线性流阻元件 44。或者，可以使用固定节流孔，而在这样情况下，在第一放大器 53 内包括线性化电路，或者在控制器 62 的操作中包括诸如查表的线性化步骤。

通过典型地具有 10 Hz 的上限的低通滤波器 58 对第二放大器 56 的输出信号进行低通滤波，以便滤除非呼吸性噪声。还通过典型地处于 30-100 Hz 范围内的带通滤波器 60 对第二放大器 56 的输出信号进行带通滤波以获得打鼾信号。将来自低通滤波器 58 和带通滤波器 60 二者的输出提供至数字化仪或 ADC 单元 54。将来自 ADC 单元 54 的数字化呼吸气流 (FLOW) 信号、打鼾信号和罩压力 (P_{mask}) 信号传输至控制器 62，控制器 62 典型地由基于微处理器的设备构成，并且还配有程序存储器 5 和数据处理存储器。

控制器 62 输出压力请求信号，DAC 单元 64 将该信号转换成电压，并将其传输至电动机伺服单元 40。因此，该信号表示在施予 CPAP 治疗过程中将要通过涡轮机或鼓风机 34 提供给罩 30 的设定点压力 $P_{set}(t)$ 。对控制器 62 进行编程，以执行若干处理功能。

作为罩压力换能器 48 的替代，可以从所述罩安装直接压力/电固态换能器（未显示），该罩具有通向罩内空间或者接近罩 30 的输入点通向空气输送管 32 的通路。

此外，可能在罩 30 处或其附近安装流量换能器或线性流阻元件 44，在罩处或其附近测量罩压力都不方便。图 2 中显示了一种备选布置，其中，将流量和压力换能器安装在气压发生器（在所述实施方式中为涡轮机或鼓风机 34）处或其附近。

通过压力换能器 70 测量在压力发生器或鼓风机 34 的出口处发生的压力 $P_g(t)$ 。采用在涡轮机或鼓风机 34 的输出处提供的流量传感器 72 测量通过管 32 的流量 $f_g(t)$ 。根据通过管的流量 $f_g(t)$ 以及例如由查表得到的管的压力—流量特性的知识，在压力损失计算元件 74 中计算沿管 32 的压力损失。然后，通过从 $f_g(t)$ 中减去管压力损失，在第一减法元件 76 中计算罩处的压力 p_m 。

然后，在加法元件 78 中，将沿管 32 的压力损失加到罩处的预期设定压力 $P_{set}(t)$ 上，以获得压力发生器处的预期瞬时压力。优选地，压力发生器

处的控制器具有来自压力换能器 70 的负反馈输入，因而能够更精确地获得来自加法元件 78 的预期压力。例如通过查表，在排气流量计算元件 80 中根据排气口的压力一流量特性，由所述罩处的压力（在第一减法元件 76 中计算的）计算通过排气口 42 的流量。最后，在第二减法元件 82 中，通过从穿过管 32 的流量中减去穿过排气口 42 的流量计算罩流量。

移动平均通气量的计算

如图 3 所示，计算瞬时或短期通气量作为经 $\langle_{RA} Hz$ 低通滤波的呼吸气流的绝对值的 ϑ_{ma} 秒移动平均值的一半。需要瞬时通气量检测呼吸不足。由于呼吸不足可能短至 10 秒钟，因而计算瞬时通气量所跨越的窗口应当少于 10 秒钟。相反，单次呼吸典型地为 5 秒钟。因而，应当在至少 5 秒钟的周期上计算瞬时通气量。因此， ϑ_{ma} 的优选值为 8 秒。通过使用移动窗口，总是能够定义瞬时通气量，而不管其处于呼吸周期中的哪一点。取流量信号的绝对值的一半等同于取吸气和呼气流量的平均值。 \langle_{RA} 的优选值为 1 Hz，以防止在通气测量中包括非呼吸噪声（打鼾、心原性气流）。

通过下述方式计算优选的长期移动平均通气量：

在每次罩脱离到罩佩戴的过渡中，将其初始化为 7.5 L/min

在接下来的 2 分钟内，以 20 秒钟的时间常数对所述气流进行低通滤波

此后，以 100 秒钟的时间常数对所述气流进行低通滤波，但是当呼吸暂停/呼吸不足（如下文所确定的）正在进行时，停止更新长期通气量。

相比典型的呼吸暂停或呼吸不足持续时间（20-40 秒），选择 100 秒的时间常数是长的，但是相比通气量中的真正改变，例如睡眠状态（很多分钟），是短的。初始化为 7.5 L/min（典型的正常值）而不是零的目的在于，在正常呼吸的情况下，长期平均值将更快地达到真值。针对第一个 2 分钟的减少的时间常数也有助于更快地调整至正确值。

呼吸暂停的检测

图 4 显示了 24 次呼吸的一段正常呼吸之后的典型的单次 15 秒的呼吸暂停。在该图中，虚线显示了长期平均通气。点线是设置在长期平均流量的 25% 处的阈值。实线是两秒移动平均流量，其在呼吸暂停过程中变得非常小，低于阈值。

如图 5 所示，在存在几次呼吸暂停的情况下，长期平均通气将受到影

响。因此，在本发明中，一检测到表示呼吸暂停的短期通气落到阈值以下，就暂停对长期通气求平均。

呼吸不足的检测

如果短期通气量落到长期平均每分通气量(以 L/sec 为单位)以下 5 次，则计为呼吸不足，并且如果通气量在至少 10 秒钟的时间内减少 50%，也计为呼吸不足。从数学的角度而言，这一定义意味着以 10 秒钟的矩形窗口对呼吸波形进行卷积，其使得原则上无法精确地测量呼吸不足至最接近的一秒的长度。因此，如图 6 所示，在作为事件持续时间的函数的潮气量的减少的曲线图上，存在被计为呼吸不足的区域、未被计为呼吸不足的区域和“无关紧要”的区域，其形状是以电子表格模拟为基础的。

呼吸暂停/呼吸不足的终止

为了确定呼吸暂停/呼吸不足的终止，维持关于多少短期通气量数据点高于或低于阈值的计数。然后，周期性地检查所述计数。如果低于阈值的数据点的数量大于高于阈值的数据点的数量，则假定呼吸暂停继续，否则认为呼吸暂停/呼吸不足已经结束。

呼吸暂停/呼吸不足的检测步骤

在图 7 中示出了本发明的新颖算法的逻辑图。所述步骤如下：

1. 取流量的绝对值，并使用 IIR 滤波器计算短期通气量和长期通气量。如果检测到呼吸暂停或者检测到多于 10 秒钟的呼吸不足，则不更新长期通气量。

2. 如果短期通气量<长期通气量/4 启动呼吸暂停检测，则将持续时间初始化为=2 秒。

3. 如果短期通气量<长期通气量/2 启动呼吸不足检测，则将持续时间初始化为=2 秒。

4. 在接下来的 8 秒内，持续将呼吸暂停/呼吸不足数据标记为高于或低于各自的阈值。

5. 在 8 秒结束时，如果低于阈值的数据的数量大于高于阈值的数据的数量，则进入呼吸暂停和/或呼吸不足状态。

6. 自此之后的每个 4 秒周期内，持续将所述数据标记为高于或低于阈值（并增加呼吸暂停持续时间）。

7. 在每个周期结束时，检查低于阈值的数据的数量是否大于高于阈值的数据的数量+10。

8. 如果是，则记录呼吸暂停/呼吸不足并进入正常状态，否则继续。也可以使用文中所描述的方法监测和/或控制更为复杂的 CPAP 治疗的变型，例如，双水平 CPAP 治疗或者能够在一次呼吸内调制罩压力的治疗。

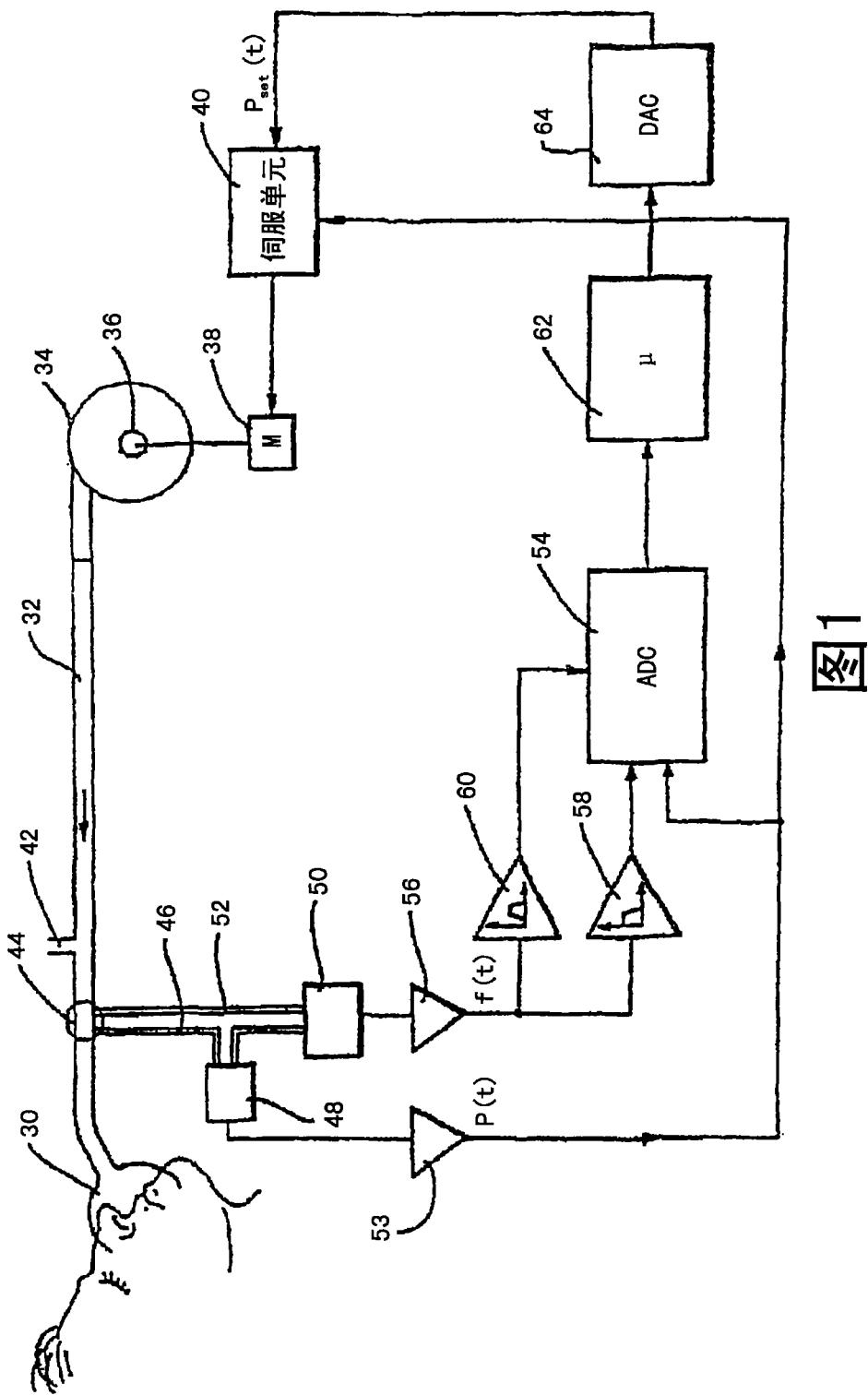


图 1

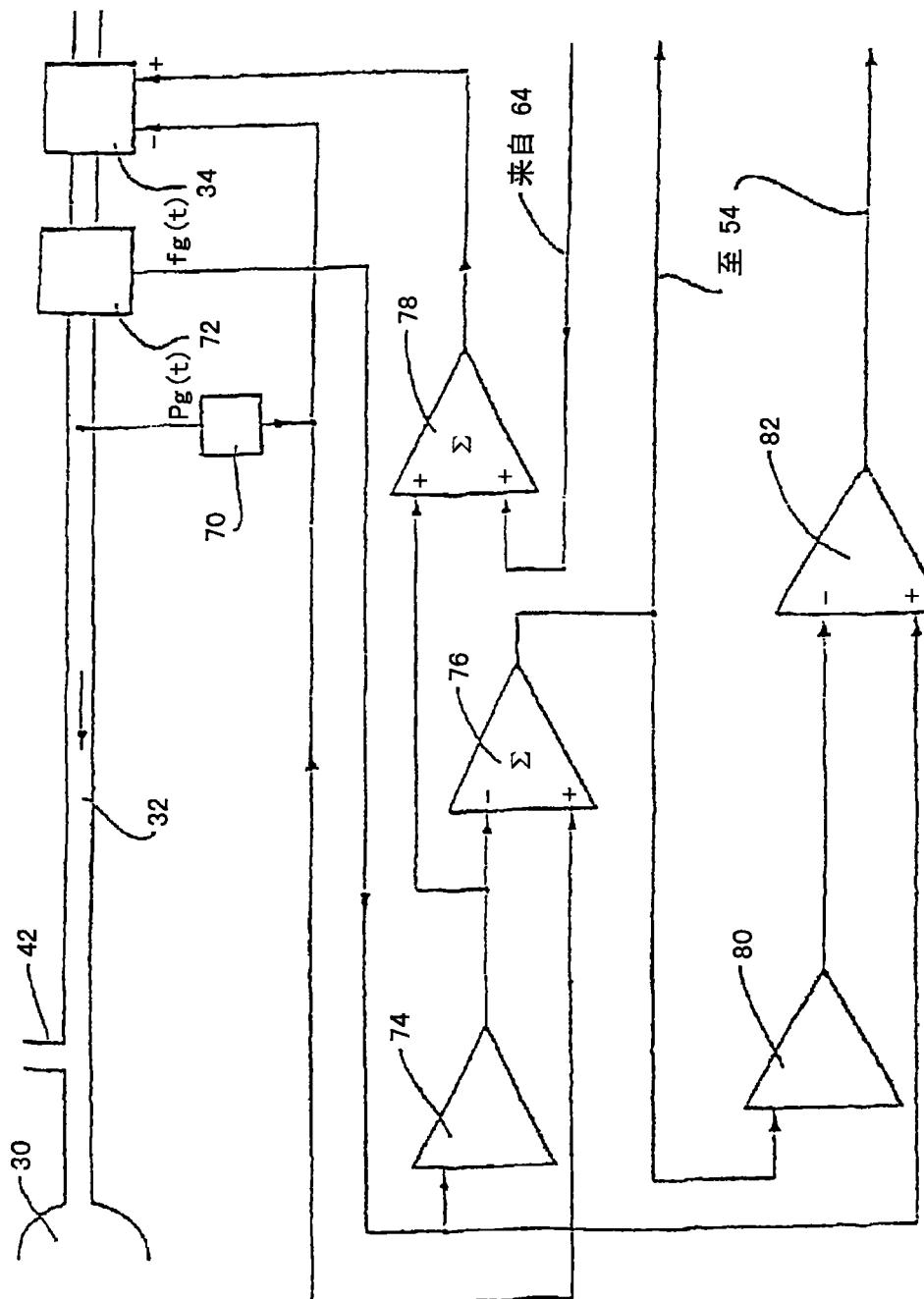


图2

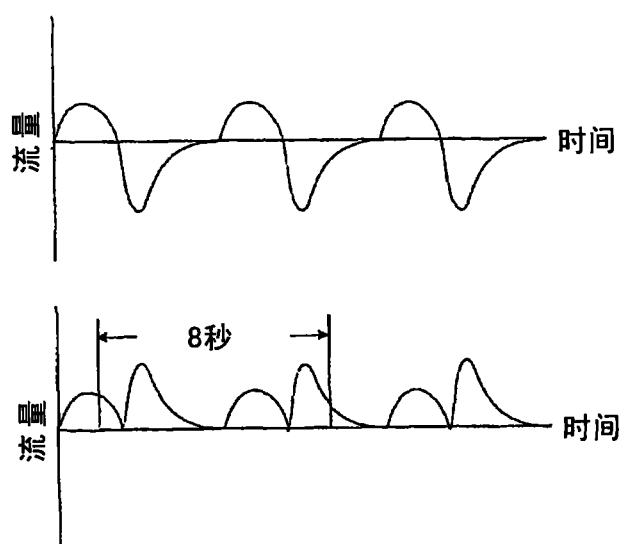


图3

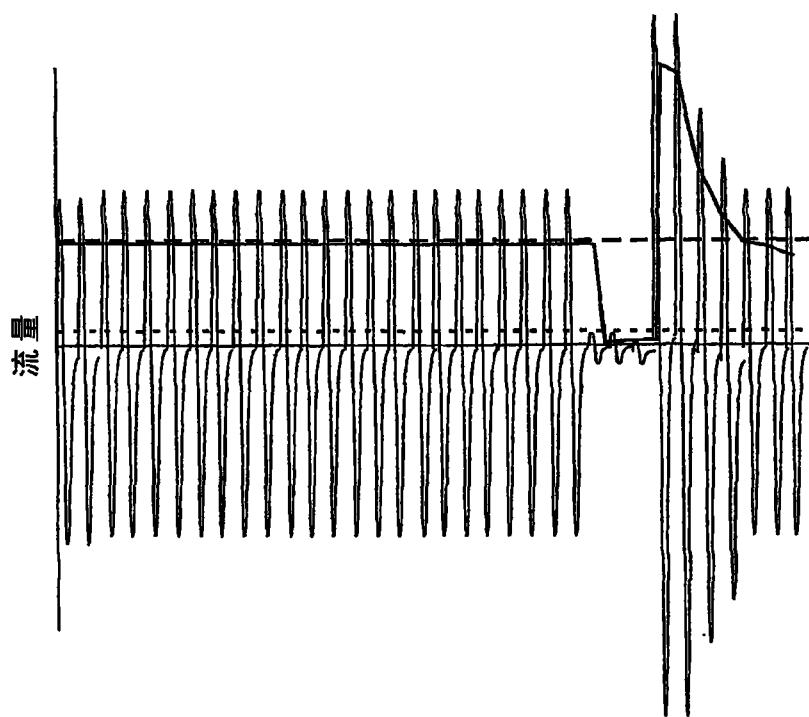


图4

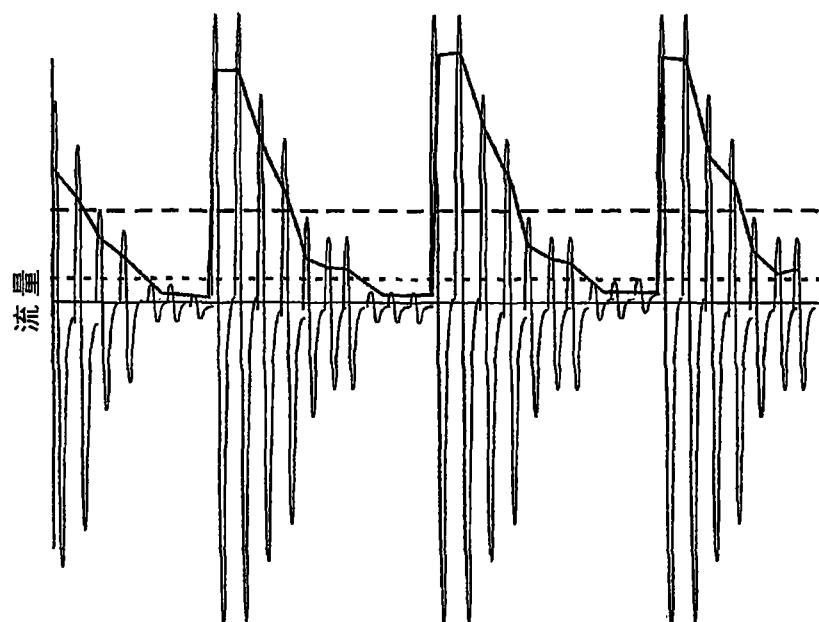


图5

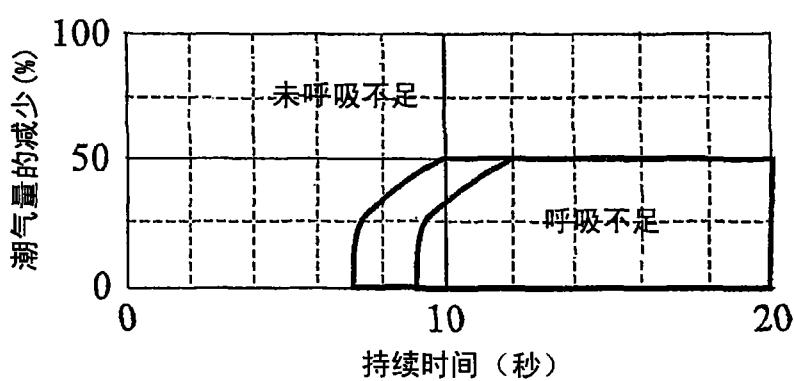


图6

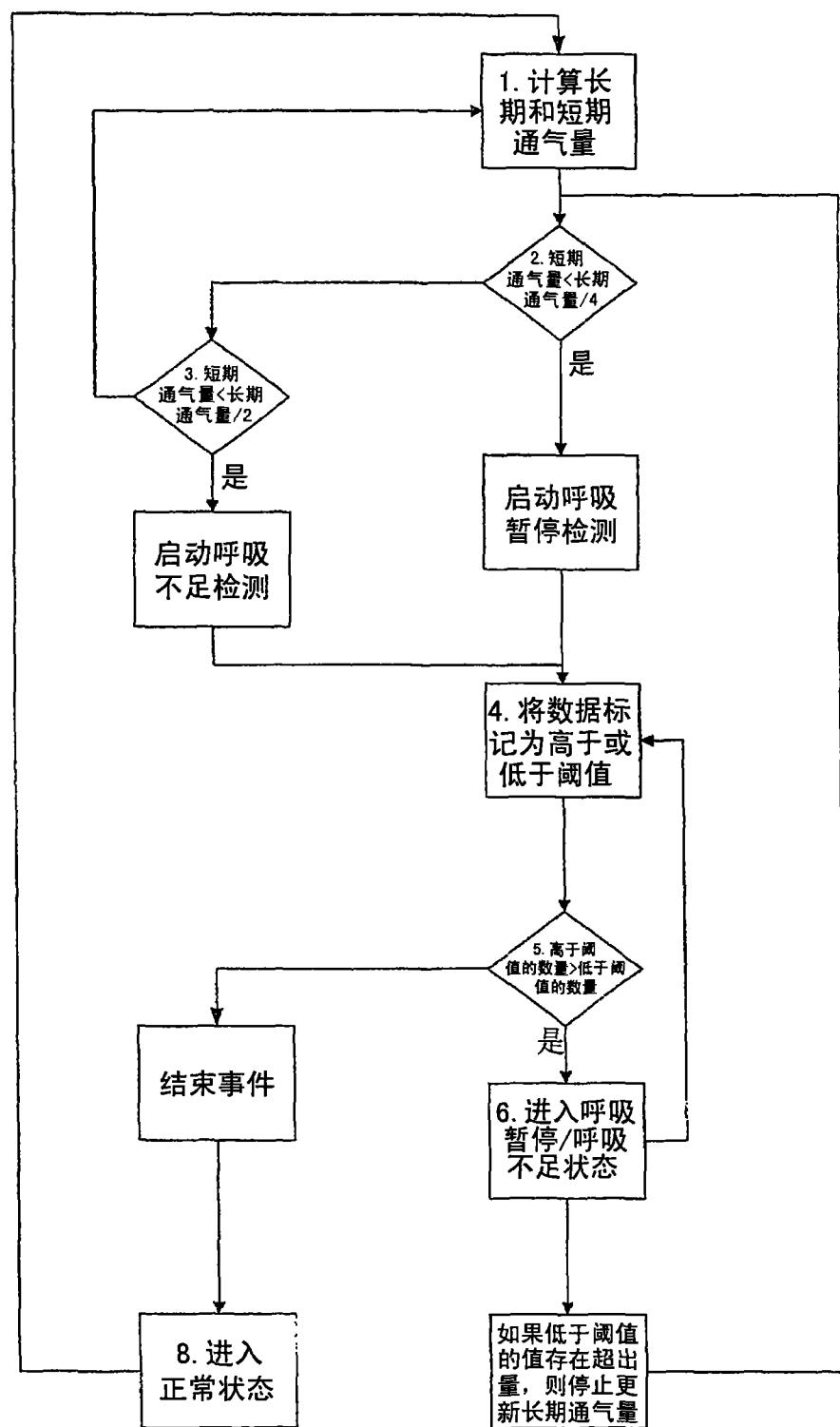


图 7

1、一种用于施予 CPAP 治疗压力的方法，包括如下步骤：

以治疗压力向患者的气道提供可呼吸气体；

确定呼吸气流的测量值；以及

根据基于长期通气量的阈值与短期通气量的比较结果确定呼吸暂停/呼吸不足的发生，其中，当呼吸暂停/呼吸不足事件正在进行时，不更新所述长期通气量的确定结果，并且在所述短期通气量存在高于阈值的超出量时，认为所述呼吸暂停/呼吸不足事件终止；

在所述呼吸暂停/呼吸不足存在期间提高所述治疗压力。

2、如权利要求 1 所述的方法，还包括当呼吸暂停/呼吸不足不存在时使所述治疗压力降低一数量的步骤。

3、如权利要求 2 所述的方法，其中，所述数量为零。

4、如权利要求 1 所述的方法，其中，通过下述操作确定呼吸暂停的所述发生：在短时间间隔内计算平均呼吸气流；在较长的时间间隔内计算平均呼吸气流；如果所述短时间间隔内的所述平均呼吸气流少于所述较长时间间隔内的所述平均呼吸气流的预定分数，则宣告呼吸暂停，假设直到所述呼吸暂停终止都停止所述较长时间间隔内的所述计算。

5、如权利要求 4 所述的方法，其中，所述预定分数大约为 1/4。

6、如权利要求 4 所述的方法，其中，使用 IIR 滤波器计算所述平均长期通气量或所述平均短期通气量或二者。

7、如权利要求 1 所述的方法，其中，通过下述操作确定呼吸不足的所述发生：在短时间间隔内计算平均呼吸气流；在较长的时间间隔内计算平均呼吸气流；如果所述短时间间隔内的所述平均呼吸气流少于所述较长时

间间隔内的所述平均呼吸气流的预定分数，则宣告呼吸不足，假设直到所述呼吸不足终止都停止所述较长时间间隔内的所述计算。

8、如权利要求 6 所述的方法，其中，所述预定分数大约为 1/2。

9、如权利要求 7 所述的方法，其中，使用 IIR 滤波器计算所述平均长期通气量或所述平均短期通气量或二者。

10、如权利要求 1 所述的方法，其中，使用流量传感器确定呼吸气流的所述测量值。

11、一种 CPAP 治疗装置，包括：

可控气道正压设备，用于产生具有提高到大气压以上的压力的可呼吸气体；

耦合至所述气道正压设备的气体输送管；

患者罩，其耦合至所述管，从而从所述气道正压设备接收所述可呼吸气体，并以预期治疗压力向所述患者气道提供所述气体；

控制器，用于接收输入信号并控制所述气道正压设备的操作，进而控制所述治疗压力；以及

传感器，其被定位以感测患者呼吸气流，并生成由其确定患者呼吸气流的输入到所述控制器的信号；

而且其中，所述控制器用于根据基于长期通气量的阈值与短期通气量的比较结果确定呼吸暂停的所述发生，其中，当呼吸暂停/呼吸不足事件正在进行时，不更新长期通气量的所述确定结果，并且在所述短期通气量存在高于阈值的超出量时，认为所述呼吸暂停/呼吸不足事件终止；

此外其中，当呼吸暂停/呼吸不足存在时，所述控制器用于使所述治疗压力提高一数量。

12、如权利要求 11 所述的装置，其中，当呼吸暂停/呼吸不足不存在时，所述控制器还用于使所述治疗压力降低一数量。

13、如权利要求 12 所述的装置，其中，所述数量为零。

14、如权利要求 11 所述的装置，其中，所述控制器还用于通过下述操作确定呼吸暂停的所述发生：在短时间间隔内计算平均呼吸气流；在较长的时间间隔内计算平均呼吸气流；如果所述短时间间隔内的所述平均呼吸气流少于所述较长时间间隔内的所述平均呼吸气流的预定分数，则宣告呼吸暂停，假设直到所述呼吸暂停终止都停止所述较长时间间隔内的所述计算。

15、如权利要求 14 所述的装置，其中，所述预定分数大约为 1/4。

16、如权利要求 14 所述的装置，其中，使用 IIR 滤波器计算所述平均长期通气量或所述平均短期通气量或二者。

17、如权利要求 11 所述的装置，其中，所述控制器还用于通过下述操作确定呼吸不足的所述发生：在短时间间隔内计算平均呼吸气流；在较长的时间间隔内计算平均呼吸气流；如果所述短时间间隔内的所述平均呼吸气流少于所述较长时间间隔内的所述平均呼吸气流的预定分数，则宣告呼吸不足，假设直到所述呼吸不足终止都停止所述较长时间间隔内的所述计算。

18、如权利要求 17 所述的装置，其中，所述预定分数大约为 1/2。

19、如权利要求 14 所述的装置，其中，使用 IIR 滤波器计算所述平均长期通气量或所述平均短期通气量或二者。

20、如权利要求 11 所述的装置，其中，所述传感器包括流量传感器。