



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110448301 A

(43)申请公布日 2019.11.15

(21)申请号 201910606052.6

A61B 5/00(2006.01)

(22)申请日 2010.06.07

A61M 16/00(2006.01)

(30)优先权数据

61/184,592 2009.06.05 US

(62)分案原申请数据

201010204520.6 2010.06.07

(71)申请人 瑞思迈私人有限公司

地址 澳大利亚新南威尔士州

(72)发明人 杰弗里·彼得·艾米特斯泰德

(74)专利代理机构 广州华进联合专利商标代理

有限公司 44224

代理人 何冲 黄隶凡

(51)Int.Cl.

A61B 5/087(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

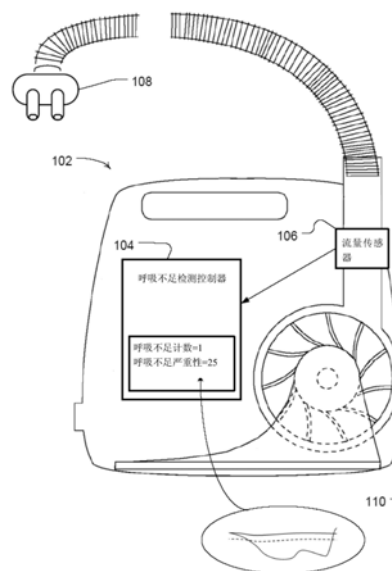
权利要求书2页 说明书15页 附图5页

(54)发明名称

检测呼吸气流不足的设备

(57)摘要

自动化的方法提供呼吸检测,以确定呼吸不足和/或呼吸不足的严重性。在一些实施例中,将测得呼吸流量信号的计算出的短期方差与测得流量信号的计算出的长期方差的第一比例部分和第二比例部分进行比较。如果在第一时间阶段第一测量值低于并不超过第一和第二比例部分,那么指示检测到呼吸不足。在一些实施例中,呼吸不足的严重性测量通过自动测量通气的短期测量值的第一和第二交叉点和长期测量值的比例部分界定的面积来确定。测量方法可以通过特定目的的计算机进行数据分析,检测装置测量呼吸气流,或呼吸治疗设备基于检测到的呼吸不足提供呼吸治疗方案。



1. 一种从可呼吸气体的测得流量检测呼吸不足的设备,包括:
控制器,该控制器具有至少一个处理器,以存取表示可呼吸气流的测得流量的数据,该控制器进一步设置为:
从所述测得流量确定通气的长期测量值;
从所述测得流量确定短期测量值;
确定所述长期测量值的一比例部分作为阈值;
测量所述通气短期测量值与所述阈值的第一交叉点和第二交叉点围城的面积;
通过所述测得面积检测呼吸不足。
2. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于:所述控制器设置为:通过从当短期测量值低于阈值到当短期测量值超过阈值的时间阶段、将通气的短期测量值和阈值之间的差进行积分来测量所述面积。
3. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于:所述控制器设置为:通过从当短期测量值低于阈值到当短期测量值超过阈值期间,将多个样本差值相加来测量所述面积,其中每个样本差值为阈值的样本和通气短期测量值的样本之间的差值。
4. 根据权利要求1到3中任意一项所述的设备,其特征在于:所述控制器还设置为在检测到第二交叉点而开始的不应期期间,阻止呼吸不足的进一步检测。
5. 根据权利要求1到3中任意一项所述的设备,其特征在于:所述控制器进一步设置为:通过比较通气的短期测量值和阈值的差异,一旦检测到所述第一交叉点,触发所述面积的测量。
6. 根据权利要求5所述的设备,其特征在于:所述呼吸不足的检测取决于从所述第一交叉点到第二交叉点的时间超过约10秒。
7. 根据权利要求1到3中任意一项所述的设备,其特征在于:通气的短期测量值包括第一时间常数的可呼吸气体流量测量值的绝对值的低通滤波半部分的输出。
8. 根据权利要求7所述的设备,其特征在于:通气的长期测量值包括第二时间常数的可呼吸气体流量测量值的绝对值的低通滤波半部分的输出,所述第二时间常数大于所述第一时间常数。
9. 根据权利要求8所述的设备,其特征在于:比例部分包括约70%。
10. 根据权利要求1到3中任意一项所述的设备,其特征在于:所述控制器还设置为通过面积测量值指示呼吸不足的严重性。
11. 根据权利要求1到3中任意一项所述的设备,其特征在于:所述检测包括将测得面积与阈值进行比较,所述阈值为选择来近似表示血氧的减饱和,至少4%。
12. 根据权利要求1到3中任意一项所述的设备,其特征在于:所述控制器进一步设置为从所述数据检测流量限制测量值,其中检测到呼吸不足的指示还进一步基于表示阻塞的流量限制测量值。
13. 根据权利要求1到3中任意一项所述的设备,其特征在于:还包括流量传感器,其中所述控制器进一步设置为利用所述流量传感器确定可呼吸气体的测得流量。
14. 根据权利要求13所述的设备,其特征在于,还包括:气流发生器,该气流发生器设置为产生高于大气压的用于患者的可呼吸气体;其中控制器还设置为基于检测到的呼吸不足根据压力治疗方案控制气流发生器,以产生可呼吸气体。

15. 一种从可呼吸气体的测得流量检测呼吸不足的设备,该设备包括:
控制器,该控制器具有至少一个处理器以存取表示可呼吸气体的测得流量的数据,所述控制器进一步设置为:

从所述数据确定通气的长期测量值;

从所述数据确定通气的短期测量值;

确定作为通气长期测量值一比例的阈值;

计算作为所述阈值和所述通气的短期测量值的函数的呼吸不足程度;以及

利用计算出的程度来指示呼吸不足的严重性。

16. 根据权利要求15所述的设备,其特征在于:所述控制器设置为:通过将所述计算出的程度的数值输出到输出设备,来指示呼吸不足的严重性。

17. 根据权利要求16所述的设备,其特征在于:通过计算所述通气的短期测量值和所述阈值的第一交叉点和第二交叉点所界定的面积,所述控制器计算呼吸不足的程度。

18. 根据权利要求17所述的设备,其特征在于:所述控制器还设置为:将计算出的面积与阈值进行比较,所述阈值为选择来近似表示血氧的减饱和,至少4%。

19. 根据权利要求15到18中任意一项所述的设备,其特征在于,还包括流量传感器,其中所述控制器还设置为利用所述流量传感器来确定可呼吸气体的测得流量。

20. 根据权利要求19所述的设备,其特征在于,还包括:气流发生器,该气流发生器设置为产生高于大气压的用于患者的可呼吸气体;其中控制器还设置为基于检测到的呼吸不足根据压力治疗方案控制气流发生器,以产生可呼吸气体。

21. 根据权利要求20所述的设备,其特征在于:所述控制器还设置为,从所述数据检测流量限制测量值,其中检测到呼吸不足的指示还进一步基于表示阻塞的流量限制测量值。

22. 一种呼吸不足检测装置,包括:

控制器,该控制器具有至少一个处理器,以存取表示可呼吸气流的测得流量的数据,该控制器进一步设置为控制:

从表示可呼吸气流的测得流量的所述数据中对呼吸不足事件的检测;

对测量值的确定,所述测量值指示与表示所述测得流量的所述数据中的所述呼吸不足事件一致的阻塞;

对检测到的呼吸不足事件的分类,其中,基于对指示阻塞的所述测量值的确定,以及在检测到呼吸不足事件的过程中不能检测到呼吸循环,将所述检测到的呼吸不足事件分类为中枢性的。

检测呼吸气流不足的设备

[0001] 与本申请有关的相关参考

[0002] 该专利申请要求享有美国临时申请号为61/184,592,申请日为2009年6月5日的申请的权益,其公开内容通过参考已列入本文之中。

技术领域

[0003] 本技术涉及一种检测呼吸气流不足的方法及设备。

背景技术

[0004] 阻塞性睡眠呼吸暂停 (OSA) 的患者在睡觉时会经常性的窒息或者呼吸气流不足,只有当患者从睡梦中醒来,这种症状才会消失。在睡觉时,如果持续10秒的时间没有呼吸,可以认为是呼吸气流不足。1999年美国睡眠医学科学学院 (AASM) 的指导方针明确规定了呼吸气流不足的条件是在至少10秒钟减少50%或者更多的气流,或者由于醒来减少的气流不足50%,或者达到3%的饱和。随后AASM的指导方针明确了在通气减少30%并且至少4%的减饱和度的情形为呼吸气流不足。这些经常性的活动引起睡眠破碎以及交感神经系的刺激。这对病人可能有严重的后果,包括日间嗜睡(伴随有机动车事故的可能性),精神萎靡,记忆问题,抑郁以及高血压。OSA患者同时很可能会很大声的打鼾,这也会影响其他患者的睡眠。

[0005] 治疗OSA患者最好的方式是通过连接软管和面具与患者相连,由鼓风机(压缩机)产生气道恒定加压(CPAP)。正压可防止病人吸气时气道塌陷,这样防止经常性的窒息或者呼吸气流不足及后遗症。这样的一种呼吸治疗设备具有一种功能,在呼吸循环过程中适当的时候,在治疗压力或常压下为患者提供干净可呼吸的空气(通常是空气,带有或不带有附加的氧气)。

[0006] 呼吸治疗设备通常包括气流发生器,空气过滤器,面罩或插管,连接面罩和气流发生机的空气输送管道,各种传感器以及微机控制器。该气流发生器可能包括伺服控制电机以及叶轮。该气流发生器可能还包括阀门,其能够将空气释放到大气中,作为一种改变输送给患者的压力的方式,以及作为替代控制电机速度的方式。该传感器测量,除其他事情外,电机转速,气体体积流量和出口压力,例如有压力传感器,流量传感器及其类似物。所述仪器还可选择性的在空气传送的线路上附加加湿器或者加热元件。所述控制器可以带有数据存储功能,有或没有完整的数据检索/传输和显示功能。

[0007] 为治疗呼吸气流不足,自动化设备已经实施了演算法,以通过流量传感器测量的数据来检测呼吸气流不足的情况。以下几个专利讲到过传统的窒息/呼吸气流不足测试设备,Dodakian的美国专利号为5,295,490的专利,Lynn的美国专利号为5,605,151的专利;Karakasoglu等的美国专利号为5,797,852的专利;Raviv等的美国专利号为5,961,447的专利;Allen等的美国专利号为6,142,950的专利;Rapoport等的美国专利号为6,165,133的专利;Hadas的美国专利号为6,368,287的专利;Haberland等的美国专利号为7,118,536。例如,在这样的设备中,如果10或12秒的流量(L/s)信号的均方根(RMS)降低到长期平均每分

钟通气(L/s)的1.2倍(例如,低通滤波的一半除以流量信号绝对值),这大约相当于减少50%的正常RMS的通气,则可以认为呼吸气流不足能够被检测到。通过比较由10秒窗口测出的流量信号的10秒的方差与由60秒的窗口测出的流量信号的一个60秒的方差与 $(0.5)^2$ 的乘积值,可检测出通气RMS减少50%。这样的设备在测试呼吸气流不足后还可以包括一个不应期,这是为了避免重复划分一个普通呼吸气流不足事件。例如,说述设备可能在不期停留15秒,或者直到RMS通气连续15秒恢复到长期RMS通气的至少四分之三。

[0008] 然而,现在关于呼吸气流不足的条件本身存在的问题是需要解释的。在呼吸气流不足存在的情况下,会有很大的临床上的不同。所以,自动化设备可以通过各种不同的方法测试这种条件,然而使用检测标准的不同可能对常见的呼吸问题作出不同的呼吸气流不足结果。

[0009] 需要进一步研究检测呼吸气流不足的方法,可以在检测或治疗上呼吸道通问题的仪器上实施这些方法。

发明内容

[0010] 本技术具体实施例的第一个方面是提供检测呼吸气流不足及/或者严重呼吸气流不足的方法及装置。

[0011] 本技术具体实施例的另一方面是通过一种检测患者呼吸流量信号的设备来检测呼吸气流不足或者呼吸不足的严重性。

[0012] 本技术的另一方面仍是在呼吸治疗设备上实施对呼吸气流不足或呼吸不足的严重性的检测,例如一种连续气道正压装置,基于或者具有测试呼吸气流不足或呼吸不足的严重性的功能。

[0013] 本技术的具体实施例包括一种设备或者控制器,通过控制处理器的方法,以及测得的可呼吸气体的流量,从而检测呼吸气流不足。该控制器或处理器的方法可能涉及根据可呼吸气体气流的测定数据的短期方差确定第一测量值。可以进一步涉及根据可呼吸气体的流量的测试数据的长期方差来确定第二测量值。所述第一测量值可与第二次测量的第一及第二比例部分相比较。通过该方法,该设备或控制器可能表明了呼吸气流不足的检测是基于比较第一测量值是否低于第一比例部分以及随后在第一时间段没有超过第一及第二比例部分的范围。

[0014] 在一些实施例中,第一比例部分可能少于第二比例部分,并且该方法可能也涉及表明如果在第一时间段内第一测量值不超过第一比例部分时呼吸气流不足的测试方法。此外,这种方法还可能涉及说明在第一时间段内如果第一测量值超过了第一比例部分,但不超过第二比例部分时呼吸气流不足的检测。在一些实施例中,第一测量值与第一比例部分的比较代表确定由10至20秒,优选是12秒测得的呼吸流量数据的RMS值是否低于由大约50至70秒,优选是60秒测得的呼吸流量数据的RMS值的50%的阈值,其中第一时间阶段大约是3至8秒,优选是4秒。此外,第二测量值与第二比例部分的比较可能表明确定由大约10至15秒,优选是12秒测得的呼吸流量数据的RMS值是否低于由大约50秒至70秒,优选是60秒测得的呼吸流量数据的RMS值的75%的阈值。

[0015] 或者,呼吸气流不足的进一步测试被阻止,直到在第二时间阶段直到第一测量值超过第二比例部分。这种进一步测试的阻止可能包括,第一测量值与第二比例部分的比较,

这样该比较代表了确定由大约10至15秒,优选是12秒测得的呼吸流量数据的RMS值是否超过由大约50秒至70秒,优选是60秒测得的呼吸流量数据的RMS值的约75%的阈值,其中第二时间阶段是约10到20秒,优选是15秒。在某些情况下,从长期通气的测试得出的时间至少是由短期测试得出时间的3到5倍。

[0016] 本技术的一些具体实施例涉及一种装置或控制器,通过控制处理器来检测可呼吸气体的流量,进而检测呼吸气流不足的情况。该处理器或控制器的方法还可以包括确定通气的长期测试及通气的短期测试。该处理器或控制器的方法可以进一步包括确定长期通气测试部分的阈值以及测量由短期通气测试的第一和第二比例部分交点所限定的部分,以及其阈值。通过检测的区域进而检测呼吸气流不足的情况。该测试可以还包括在当短期测试低于阈值到该短期测试超过阈值的时间段内,结合阈值与短期通气测试之间的不同。在一些具体实施例中,所述测试包括在当短期测试低于阈值到短期测试超过阈值的时间段内,加入多元化的样本差异。每个样本差异可以是阈值的样本与短期通气测试的样本之间的差异。

[0017] 或者,当不应期在第二个交叉点发生时,设备或控制器的方法可以被设置为阻止进一步的检测呼吸气流不足。此外,所述方法还可以包括启动该区域的检测,通过比较短期气流测试与阈值来测定第一相交区。呼吸气流不足的进一步检测可以依从第一个相交点到第二个相交点超过约10秒钟的这段时间而定。在一些具体实施例中,所述短期通气测试可以是通过第一时间常数测得的可呼吸气体流量的绝对值的一半的低通滤波的输出。相似的,长期流量测试可以是通过大于第一时间常数的第二时间常数测得的可呼吸气体的绝对值一半的低通滤波的输出。可选的,该比例可以定在约70%。在以下具体实施例中,所述装置或设备,通过面积的测量可以表明呼吸气流不足的严重程度。可选的,所述装置或设备可以会将该较测量面积与被选为血中氧减饱和度至少为4%的阈值。

[0018] 本技术的一些具体实施例涉及一种设备或控制器,通过控制控制器的方法,测试可呼吸气体的流量,从而测试呼吸气流不足,包括控制器或处理器确定长期通气测试及短期通气测试。然后确定长期通气测试的阈值。之后所述控制器或处理器测算呼吸气流不足的程度,作为短期通气测试及所述阈值的函数。该设备之后通过测试的范围表明此呼吸气流不足的严重程度,可以包括测试范围的输出值。所述测试范围可以是短期通气测试及阈值的第一及第二交叉点限定的测试面积。所述测试面积可以自动的与被选为代表至少血中氧浓度为4%的阈值相比较。

[0019] 在一些具体实施例中,该设备或控制器的方法可以进一步涉及通过测试的可呼吸气体的流量检测流量限制,其中所述呼吸气流不足的检测的象征基于所述作为表示阻塞的流量限制的测试。

[0020] 本技术的进一步的实施例可以涉及控制处理器的方法,从而由测得的可呼吸气体流量对呼吸气流不足进行分类。所述处理器的方法可以包括由检测的可呼吸气体流量来测试呼吸气流不足事件。可以进一步包括确定确定在测量与所述呼吸气流不足事件相一致的气流时产生阻塞的衡量标准。在一些这样的具体实施例中,所述确定方法包括测定部分阻塞,所述分类过程包括阻塞性呼吸气流不足事件的划分。在一些这样的实施例中,所述方法可以还包括测试缺少呼吸,所述分类可以还包括划分基于缺少呼吸的重要的呼吸气流不足事件。在可更换的实施例中,所述方法可以还包括测试与检测的呼吸气流不足时间相一致

的呼吸缺失,以及避免将检测的呼吸气流不足事件划分为基于呼吸缺失的中枢性呼吸不足或者阻塞性呼吸不足。在这种情况下,该事件可以被认为是呼吸暂停。

[0021] 在一些具体实施例中,本技术可以被实施为呼吸气流不足检测设备。在这样的设备中,已含有控制器可以具有至少一个接收代表可呼吸气体的流量测试数据的处理器。所述控制器可设置为由代表可呼吸气体的测试数据控制呼吸气流不足的检测。它也可被设置为由代表流量测量的数据控制与所述呼吸气流不足事件相一致的阻塞的衡量指标的确定。它还可被设置为控制将所述检测的呼吸气流不足事件进行分类,将其分类为阻塞或者严重是以阻塞的衡量标准的确定为基础的。在一些具体实施例中。所述分类检测部分阻塞,所述分类包括划分阻塞性呼吸气流不足事件。在这样的一些实施例中,所述控制器可被进一步配置来检测呼吸缺失,所述分类可以包括划分重要的呼吸气流不足事件。在可选择的实施例中,所述控制器可以会确定于检测的呼吸气流不足事件相符的呼吸缺失,以及避免将事件划分为基于呼吸缺失的重要呼吸气流不足事件或阻塞呼吸气流不足。在这种情况下,所述事件可以会被认为是窒息。这样的设备可以也包括流量发生器装置,为患者提供高于大气压力的可呼吸气体,以及流量传感器。所述控制器然后可以被设置成通过流量传感器测量可呼吸气体流量,以及根据基于测量的呼吸气流不足情况的治疗压力规则来控制流量发生器生成可呼吸气体。

[0022] 本呼吸技术的附加特征将通过接下来的详细讨论,附图,及权利要求的综述更加清晰。

附图说明

[0023] 本技术由附图中的例子解释,而不是限制,其中参考数字指的是相似的元素,包括:

[0024] 图1显示了利用本技术的呼吸气流不足检测设备,带有可选择的流量传感器和流量发生器;

[0025] 图2是一种控制设备来测量呼吸气流不足的方法的具体实施例的流程图;

[0026] 图3是另一个设备例子的状态图,该设备可以实施检测呼吸气流不足的方法;

[0027] 图4是用来解释与本技术的各种方法的一个具体实施例的检测相关性图;

[0028] 图5是另一个具体实施例通过一种方法控制设备检测呼吸气流不足或严重呼吸气流不足的流程图;

[0029] 图6是对测试呼吸气流不足以及/或者测试呼吸不足的严重性的方法的图解;

[0030] 图7是测试呼吸气流不足设备的一控制器的框图,包括适于实施本技术测试方法的作为例子的组件。

具体实施方式

[0031] 如图1所示,本技术的具体实施例可以包括呼吸气流检测设备或者带有控制器104的装置,控制器104可以有一个或多个处理器来实施特别的呼吸气流不足测试方法,比如在本文中详细描述的计算。因此,所述设备或装置可以包括集成芯片,内存及/或其他控制指令,数据或信息存储介质。例如,完成这样的测试方法的编程指令可以被编码在所述设备或装置的内存的集成芯片上,从而形成一个专用集成芯片(ASIC)。这些指令也可以或者作为

替换的存储到使用合适存储介质的软件或硬件上。通过这样的控制器或处理器,所述设备能够用来处理由流动信号得出的数据。从而,所述控制器可通过测得或记录的前面一段时间睡眠的呼吸流量数据评定在本文中详细讨论的具体实施例中描述的呼吸气流不足的发生或变严重。另外,所述检测可在一段睡眠时间内进行,该段睡眠时间与检测呼吸流量信号同时发生。因此,在一些具体实施例中,所述设备或装置本身可选择的通过流量传感器106实施检测呼吸流量信号,用来使用所述实施方法。例如,通过使用呼吸速率计及差压传感器或者相似的设备,例如使用很多导管或橡胶管来获得流量信号的简易装置,可测试流入或通过鼻导管或面具的流量。或者,流量信号可从其他传感器推断出来,例如,在2005年11月2日申请的申请号为PCT/AU2005/001688的专利上所描述的电机电流传感器,以及美国专利12/294,957,本文中参考了其全部内容。

[0032] 通过进一步举例,所述呼吸气流不足检测设备可通过一种控制方法作为呼吸治疗设备对检测的呼吸气流不足作出回应。例如,如图1所示,检测设备可通过流量生成器选择实施,例如伺服控制风机,其带有合适的起控制作用的传感器(例如,压力传感器)。呼吸治疗或压力治疗规则,例如与CPAP治疗相关的治疗压力水平,可通过所述设备的控制器传递。这种治疗的压力水平可能会被自动调整应对此处所述的呼吸气流不足条件的检测。例如,在检测到呼吸气流不足后,压力水平可以被升高指定数值。或者,它可以根据检测的呼吸气流不足的严重程度升高相应的比例。例如,检测的严重的呼吸气流不足可以相对应较大的压力调整,然后较小的调整对应于轻的呼吸气流不足。也可实施其他压力调整方案。

[0033] 在一些具体实施例中,所述呼吸气流不足探测器根据AASM的指导方针实施对呼吸气流不足的检测。例如所述探测器可被构造为通过以下方式划分呼吸气流不足事件,检测通气减少约30%,或多约10秒,或伴随检测的血液氧饱和浓度4%或者更多。在这样的实施例中,所述通气的减少可以通过如下方式确定,例如通过呼吸容量或其他基于测试呼吸流量信号的测试方法来测试通气。或者,通气的测试可通过处理确定的呼吸吸气峰及/或呼吸呼气峰流量来获得。类似的,血中氧浓度的降低可以是基于由可选择的血氧传感器测得的血氧信号(未显示在图1中)。然而,正如本文中讨论的更详细的细节,本技术的其他实施例可以效仿AASM方针而被实施,而没有对血氧传感器测得血氧数据行分析。

[0034] (1) 检测功能举例

[0035] 如附图2的流程图所示,在本发明的一些具体实施例中,由检测设备自动进行的呼吸气流不足的检测可以基于代表可呼吸气体流量或呼吸流量信号的数据的方差的测定或计算。例如,在220框架中,由短期方差测量的第一个测试可被确定。这样的测试可通过确定平方的均值减去测试呼吸流量信号的样本的均方值或者记录的数据来计算。其他用来计算方差的方法也可被实施。所述短期方差可以以秒为量级,比如约10至15秒,例如10秒的方差是由流量信号中抽取样本的大约10秒。类似的,一个长期方差的测定可以再222中确定。所述长期方差可以分为量级,如1分或者大约50秒至70秒,例如,60秒是利用从流量信号抽取出的样本的60秒。在某些情况下,长期通气测试的时间至少是短期通气测试的时间的约3至5倍。例如,长期通气测试被选为计算的时间是60秒,短期通气测试可以被计算的时间是前者的五分之一(60/5),即12秒的时间。

[0036] 在224中,短期方差的测试可以与长期方差的第一和第二比例部分进行比较。例如,它可以需要检测跌幅不超过一定幅度的呼吸气流不足,例如,在45%至70%之间。在这

种情况下,长期测试方差可以要乘以系数 $(0.45)^2$ 以及 $(0.7)^2$ 。或者,如果这些系数乘以长期测试方差的平方根,则他们可以不进行平方运算而被使用,所得的结果与短期测试方差相比较。这样的比较代表基于通气的RMS的呼吸道气流减少的确定。在226中,当短期方差的测试值低于第一比例部分但是没有大幅度超过第一时间阶段的第一和第二比例部分的范围,呼吸气流不足事件可以被划分或指示出。这样的一个系统可以允许更精确的自动测试或划分呼吸气流不足,当患者呼吸下降的时间段被积累或计时,允许短暂的呼吸流量信号的数据偏差,该偏差高于第一比例部分但不高于第二比例部分。

[0037] 如附图3是实施本技术的实施例的状态图。该探测器是有用的设备,在当患者经历呼吸气流不足的同时,该设备划分睡眠过程中的呼吸气流不足情况,但是也可以是睡眠过程之后对上述呼吸气流不足情况进行分析。该设备行为开始于开始状态S0。在332中,该设备可以确定通气的RMS值是否低于50%的阈值。例如,该设备可以将10或12秒窗口(V10, V12)确定的呼吸流量信号的短期方差数据与在60秒的数据窗口($(0.5)^2 * V60$)确定的长期方差部分作比较。如果达到或超过阈值,一时间期限可以在334中被触发或开始,该设备就会进入低于-50的状态(S1)。比如,一个倒数计时器(指定“低于-50计时器(Sub-50Timer)”)可以被设定为最长期限约是3至8秒,但是优选是4秒。此时间设定的其他值可以根据呼吸气流不足评价标准的预期结果预先确定。如果在332中没有达到所述阈值,该设备会返回到初始状态(S0)。

[0038] 在336中,所述设备之后确定通气的RMS值是否继续低于50%。这样的测试可与在332中的测试相齐并论。如果通气的RMS值没有低于50%,该设备然后转换到偏移范围状态(S2)。在这种状态下,该设备测试通气的RMS值是否在338中再次低于50%。如果是,该设备然后返回到低于-50状态(S1)。如果不是,该设备之后测试该通气RMS值是否超过340中的阈值的75%。例如,该设备可以将在一个10秒或12秒数据窗口(V10或V12)确定的呼吸流量信号的短期方差与在60秒数据窗口($(0.75)^2 * V60$)确定的呼吸流量信号的长期方差相比较。如果达到或超过所述阈值,该设备然后可以转换到初始状态(S01),不划分呼吸气流不足事件。如果没有达到该阈值,该设备然后返回到偏移范围状态(S2)。

[0039] 如果在336中,该测试确定通气RMS仍低于50%,然后在框架342中,如果计时器还没过期(即如果计时器时间大于0),所述低于-50计时器开始倒数计时。然后在344中,检查所述低于-50计时器过期的条件,使得时间期限过期或失效。如果还没有过期,该设备会仍在低于-50状态(S1)。如果已经过期,该设备进入划分状态(S3),从而划分呼吸气流不足情况。从而,测试设备以分析低于-50状态(S1)及偏移范围状态(S2)为基础,进而说明呼吸气流不足的情况。

[0040] 该设备的另一个功能是一旦已经进入划分区(S3),立即实施不应期以防止对普通呼吸气流不足事件进行多种划分。因此,在346中测试通气RMS值是否超过75%的阈值。该测试可与340中的比较相比。如果在346中,没有超过阈值,该设备会仍处于划分状态(S3)。如果在346中,超过所述阈值,可以在348中触发或开始另一个时间期限或难驾驭的时间期限,该设备进入超过-75的状态(S4)。例如,一个倒数计时器(定义为“超过-75计时器”)可以被设定为最大期限约是10至20秒,优选是15秒。该时间设定的其他值可以根据保证所述划分呼吸气流不足情况已经停止的不应期的预想长度来确定。

[0041] 在所述超过-75状态(S4)中,在350中检测所述通气的RMS值,以确认该值仍像346

中比较的那样高于阈值的约75%。如果是,在352的超过-75计时器递减,以便它继续运行或倒数计时。如果在354中,该超过-75计时器已经失效或超过预设时间期限,那么该设备返回到初始状态(S0)。如果没有,该设备仍处于超过-75状态中(S4)。

[0042] 总之,该探测器确定短期通气测试是否低于50%的阈值,然后停留约4秒钟。在这4秒的积累时间内,该探测器允许偏移阈值的50%以上但是不能超过75%。然而,如果在积累期结束前超过阈值的75%,该探测器将重置到初始,而不做出呼吸气流不足的指示。反之,当积累期结束,即会做出呼吸气流不足的指示。该探测器要求在探测器到达非不应期之前,短期阈值测试在比如15秒的不应期内超过阈值的75%。由于上述的实施,该探测器将不会划分短的呼吸气流不足,而是趋向于将混乱的减弱的气流时间划分为一个呼吸气流不足,而不是两个或更多。

[0043] 在一些实施例中,进入存储状态(S3)或指示或划分呼吸气流不足可以被流量限制的测试所限制。阻塞性窒息或中枢性窒息可通过普通的呼吸气流不足检测处理器或者一与呼吸气流不足检测处理器通过电子方式相连接的处理器来测得。例如,该设备可被构造为使用美国专利6,138,675及6,029,665中所描述的方法也可测定阻塞性窒息,部分窒息或/及中枢性窒息,其中本文通过交叉参考纳入了上述专利的全部内容,其中带有不同的处理器或控制器。相似的,该设备可被构造进行流量限制的测试,例如在PCT专利号为PCT/AU008/000647申请日为2008年5月9日的专利(国际申请公布号为:WO/2008/138040)及申请日为2007年8月17日的美国临时专利申请60/965,172中揭示模糊流量限制测试,上述专利中所揭示的内容引入此处以作参考。在这样的实施例中,通气减少的确定(例如,与低于-50状态相关的分类)连同个或多个中枢性窒息的检测,气道的通畅,部分阻塞的缺少,阻塞性窒息或者流量限制的较低或不足的测试,可以被看做是呼吸气流不足情况的禁忌征兆。在这种情况下,通气的降低可以被认为是窒息的结果。例如,如果部分阻塞或者流量限制测试表明在低于-50的时间期限内轻微的或没有阻塞,那么所述探测器将不会划分呼吸气流不足,而是可以会返回到初始状态(S0)或者另一个等待状态(未指出),提供一个相似的不应期来等待通气测试返回到高于阈值比如像346中所阈值的75%。相似的,通过进一步举例,如果中枢性窒息或气道通畅的检测表明在低于-50时间内发生中枢性窒息,那么该探测器不会划分呼吸气流不足,而是可以返回到初始状态(S0)或者另一个等待状态,提供一个相似的不应期来等待通气测试返回到高于阈值比如像346中所阈值的75%。作为进一步的例子,如果阻塞性窒息的测试表明在低于-50的时间内发生阻塞性窒息,那么该探测器不会划分呼吸气流不足,而可以会返回到初始状态(S0)或另一个等待状态,提供一个相似的不应期来等待通气测试返回到高于阈值比如像346中所阈值的75%。

[0044] 上述基于图3的状态表的探测器的实施例测试代表记录患者呼吸流量信号的数据。所述流量数据与氧减饱和度数据相关。该呼吸气流不足探测器分析该流量数据,然后记录下呼吸气流不足事件。测得的呼吸气流不足事件与氧减饱和度数据相关。图标显示,在氧减饱和度(ODI)为至少4%时,呼吸气流不足检测方法与之密切相关。

[0045] 在如附图3所示的划分方法的进一步的例子中,当检测到窒息事件时(例如,中枢性窒息或阻塞性窒息),状态机的状态可以被实施以避免划分呼吸气流不足。例如,当探测器进入存储状态(S3),呼吸气流不足是仅仅“预先记录的”(比如通过设定一个“预先记录”变量为真),从而不会立刻划分。这可以被认为是探测器测定的一个潜在的呼吸气流不足。

此时,窒息探测器(比如阻塞性窒息或/及中枢性窒息探测器)可以被检查(比如持续的在状态阶段)以确定该窒息探测器是否已检测到窒息。如果,作为回应上述检查,窒息的检测已经被确定,那么“预先记录”的变量值可以会改变(例如,设置为假),呼吸气流不足探测器的状态进入到设定有超过-75计时器的348中的超过-75状态(S4)。通过这种方式,呼吸气流不足的划分可以就被避开了。一旦探测器进入到超过-75状态(S4),潜在的呼吸气流不足事件将会被记录或划分为呼吸气流不足事件,划分或记录的基础是预先记录的变量(例如,如果“预先记录”的变量是真,则将事件记录为呼吸气流不足;但是如果“预先记录”的变量是假,则不把该事件记录或划分为呼吸气流不足)。

[0046] 在这个实施例中,检测期的状态机通过进入到超过-75状态(S4)从而出了存储状态(S3)。因此,如果在进入存储状态阶段与进入超过75状态(S4)之间的任何时间内,确定存在窒息,那么就将会不会记录下呼吸气流不足。此外,如果在呼吸气流不足被划分前的任何时间内确定窒息存在,那么该呼吸气流不足探测器会进入到不应期,并且知道不应期结束才会有划分的可能。这样,在潜在的呼吸气流不足事件是窒息事件时,该实施例能帮助防止误报呼吸气流不足的划分。当这样的实施例通过如上说述的被连接的独立探测器(例如,独立设备或独立软件或/及共同设备的硬件模块)实施协调窒息或呼吸气流不足检测时,在一些实施例中,上面的状态机的状态可以被附加阈值而被改进,从而使用已知的方法检测窒息。在这种情况下,普通软件或/及硬件模块的一体化的状态机的输出可用来测试呼吸气流不足情况或窒息情况,其基础是状态机不同阈值或条件的评定结果。

[0047] (2)附加测试功能

[0048] 在一些实施例中,呼吸气流不足的划分可以包括确定测量的划分的呼吸气流不足的严重程度。如图5所示,是该方法的一个例子。在此例中,通气的短期及长期测试可分别由540及542中的呼吸流量信号确定。例如,所述测试可以是前面实施例所讨论的,由短的或长的时间窗口(例如,分别约12秒及60秒)确定的通气RMS或方差。通过进一步的例子,该通气测试可以每个都是低通滤波平均通气(例如,使用短期或长期时间常数的数据样本的绝对值的一半)。在进一步的实施例中,长期基于多呼吸的平均呼吸容量以及现在一个呼吸或者是几个呼吸的平均呼吸容量可以被用作通气测试。在544中确定作为长期测试函数的阈值。例如,该阈值可以是测试的一部分(比如,50%,75%,等)。该阈值可以在患者呼吸气流不足情况的基础上凭经验确定。然后在546,检测设备通过该阈值及短期测试检测呼吸气流不足或呼吸气流不足的严重程度,其中短期测试是通过测试短期通气的第一及第二比例部分的交点及阈值确定的区域而测得的。

[0049] 本技术的例子可结合图6所示的内容。改图绘出了长期流量测试650及短期流量测试652,二者可由测得的呼吸流量信号确定。该图也显示了确定为长期流量测试的函数的阈值650P。可进行呼吸气流不足事件严重程度测试的限定区域A的范围,可由检测设备通过这些测试的数据确定。例如,限定区域A可通过下面的公式确定:

$$[0050] \quad A = \int_a^b f(x) - g(x) dx$$

[0051] 其中:f(x)长期通气测试部分;

[0052] g(x)是短期通气测试部分;

[0053] a和b是f(x)和g(x)的第一,二交点,可以限定至少10秒的时间长度。

[0054] 在示范性实施例中,通气测量值的积分可以通过在一段时间的这些信号的取样,并通过从时间(a)到时间(b)连续将阈值和短期测量值的样本差值相加(即, $f(x) - g(x)$,其中 x 为样本时间)来实现。如图6所示,相加操作可以在(触发a处)通过比较阈值和短期测量值,确定短期测量值低于阈值(例如, $G(x) \leq F(x)$ at $x=a$)而开始。随后,相加操作可以在(触发b处)再次比较阈值和短期通气测量值(例如, $G(x) \geq F(x)$ at $x=b$)确定短期测量值已超过阈值而停止。所获得的相加总和可以作为严重性测量值。在一些实施例中,如果样本所取的时间区间(例如,样本总数)没有超过表示呼吸不足的选择时间区间,例如约10秒钟,严重性测量值可以被忽略(例如,如果 $(b-a) < 10$ 秒钟)。

[0055] 图5的这些面积确定方法可以与图2和3的确定方法一起采用,以提供每个确定事件的严重性测量值和/或提供联合的呼吸不足确定。例如,如果任何一种方法或者两种方法都检测到呼吸不足的存在,探测器可以认为呼吸不足。严重性测量值可以用于计算的呼吸不足。但是,面积方法也可以独立于前面的方法而实施为独立的探测器。

[0056] 因此,面积方法测量不仅可以用于确定呼吸不足,还可以用于提供呼吸不足的严重性测量值。例如,严重性测量值与表示呼吸不足的阈值比较。例如,预先确定的阈值可以通过经验为主来确定,以表示减饱和,例如约4%的减饱和。因此,通过比较严重性测量值和该阈值比较,可以确定呼吸不足事件。作为选择,严重性可以通过确定数值超过阈值或与阈值的比例来进一步分析或量化。此外,面积本身的数值也可以作为严重性的测量值。

[0057] 在这些实施例中,呼吸不足的长度例如持续时间,可以作为严重性的测量值。通过面积测量值,可以与一个或多个阈值比较,以评定呼吸不足事件。在一些实施例中,可以分析面积测量值、长度或持续时间和计数来确定呼吸不足和/或确定其严重性。例如,通过上述实施例确定的呼吸不足事件还可以进一步由其长度和面积来显示其严重性。

[0058] 在呼吸不足的检测技术的进一步实施例中,呼吸不足事件可以被分类为各种类型,例如呼吸不足是阻塞性呼吸不足,或者是中枢性呼吸不足。这样,探测器可以区分各种类型的呼吸不足。例如,(1)这些方法检测到的通常发生的呼吸不足,例如没有确认的检测到的呼吸暂停;(2)检测到以下的任何一种或多种:(a)气流限制(例如,通过分析气流限制指数),(b)在呼吸不足期间检测呼吸或呼吸循环(例如基于触发阈值,确认患者从呼气状态到吸气状态转换的触发),和/或(c)部分障碍;可以共同地作为阻塞性呼吸不足的检测评定而不是中枢性呼吸不足。类似地,(1)这些方法检测到的通常发生的呼吸不足,例如没有确认的检测到的呼吸暂停;(2)检测到以下的任何一种或多种:(a)通气道的开放情况,(b)不能检测到呼吸或呼吸循环(例如,基于触发阈值,在一段时间后没有从呼气状态到吸气状态的转变的触发),和/或(c)没有气流限制或部分阻塞;可以共同地作为中枢性呼吸不足的检测,而不是阻塞性呼吸不足。因此,许多呼吸不足事件可以整体表现为阻塞性呼吸不足和中枢性呼吸不足,本发明的一些实施例也可以实施为分别评定或汇报探测器确定的阻塞性呼吸不足和中枢性呼吸不足。

[0059] 通过举例,在探测器的一个这种实施例中,可以评定阻塞性呼吸不足事件,而不评定中枢性呼吸不足事件。在实施例中,在此描述的任何方法所检测的呼吸不足事件,这些也与满足所需阈值的气流限制指数一致,可以被认为是呼吸不足或阻塞性呼吸不足。但是,在所检测到的呼吸不足事件与没有检测到呼吸或呼吸循环一致时,可以认为没有呼吸不足。在这种情况下,检测不到呼吸或呼吸循环(例如,基于触发阈值,在一段时间后没有从呼气

状态到吸气状态的转变的触发)可以被认为是中枢性呼吸不足(例如,中枢性呼吸暂停)的指示。

[0060] 系统结构实例

[0061] 控制器的系统结构实例如图7框图所示。在图中,呼吸不足检测装置701或一般功能的计算机可以包括一个或多个处理器708。该装置也可以包括显示界面710,以输出呼吸不足检测报告(例如,呼吸不足计数和/或严重性测量值)、结果或图表(例如,图6所示的面积曲线),如在监控器或LCD面板上显示。也可以设置用户控制/输入接口712例如键盘、触摸板、控制按钮、鼠标等,以启动上述各种方法。装置也可以包括传感器或数据接口714,例如包括用于接收/发送数据例如编程指令、血氧数据、流动数据、呼吸不足检测数据等。装置也可以包括存储器/数据存储元件,含有上述方法(如图2-6)的控制指令。这些可以包括在722中的气流或血氧信号处理的处理器控制指令(例如,预处理方法,过滤器)。它们也可以包括在724的用于通气测量确定的处理器控制指令(例如,变量、RMS计算等)。它们也可以包括在726的用于呼吸不足检测或严重性测量的处理器控制指令(例如,阈值确定、比较、面积测量、触发、计时方法、计分等)。最后,它们也可以包括用于这些方法的存储数据728,例如检测到呼吸不足事件和/或呼吸不足严重性测量值、阈值比例、计时阈值、报告和图表等)。

[0062] 在一些实施例中,用于控制上述方法的处理器控制指令和数据也可以被包含在计算机可读的纪录介质中,如用于一般计算机的软件,从而一般计算机可以作为根据上述任何一种方法的特定目的的计算机,将该软件装在一般计算机中。

[0063] 在上述描述和附图中,特定术语、方程式和附图符号用来帮助本技术的彻底理解。在一些实例中,术语和符号可以暗示不需要实施本技术的特定细节。例如,虽然在此已经用了术语“第一”和“第二”,除非特别说明,这不旨在提供任何特定的顺序,而只是在于帮助解释本技术的各部分。此外,虽然在检测技术中的处理步骤已经在图中按顺序表示出,这种顺序不是必要的。本领域技术人员将知道这些顺序可以修改和/或其各方面可以是平行的。

[0064] 此外,虽然该技术已经在特定实施例中描述,应当理解这些实施例只是示范性。因此,应当理解这些实施例可以有很多修改方案,其他设置也将步脱离本技术的精神和范围。例如,虽然在这些实施例中进行上述计分和严重性测量方法可以没有测量血氧数据,探测器还可以包括从血氧传感器获取减饱和数据,以分类带实际 SpO_2 数据和通气或气流数据的呼吸不足,例如通过AASM指导方法。在该实施例中,探测器可以利用 SpO_2 数据进行呼吸不足检测,而没有如在前实施例中所描述的(例如图2、3和5)。因此,装置可以通过任意一种方法或两种方法检测,来确定呼吸不足。这种实施例也可以用于比较两种方法的结果,以评定任何一种方法,或提供检测到的呼吸不足的处理。

[0065] 在此揭露的技术的另外实施例可以在考虑下述段落得以理解。从这点上,技术可以包括:

[0066] 用于控制处理器从可呼吸气体的测量气流中检测呼吸不足的方法,该处理器的方法包括:基于可呼吸气体的测得流量,从数据的短期方差确定第一测量值;基于可呼吸气体的测得流量,从数据的长期方差确定第二测量值;将所述第一测量值与所述第二测量值的第一和第二比例部分进行比较;如果在第一时间阶段所述第一测量值处于所述第一比例部分下面且没有随后超过所述第一和第二比例部分的范围,那么基于该比较指示检测到呼吸不足。

[0067] 根据前述任一段落的方法,其中所述第一比例部分少于所述第二比例部分,且还包括如果在所述第一时间阶段第一测量值没有所述第一比例部分,那么指示出检测到呼吸不足。

[0068] 根据前述任一段落的方法,其中所述第一比例部分少于所述第二比例部分,且还包括如果在所述第一时间阶段第一测量值超过所述第一比例部分但没有超过所述第二比例部分,那么指示出检测到呼吸不足。

[0069] 前述任一段落的方法还包括:从可呼吸气体的测得流量检测流量限制测量值,其中检测到呼吸不足的指示还进一步基于表示阻塞的流量限制测量值。

[0070] 根据前述任意一段的方法,其中所述第一测量值和所述第一比例部分之间的比较,代表确定从约10至15秒的呼吸流量数据计算得到的RMS数值是否低于从约50秒到70秒的呼吸流量数据计算得到的RMS数值的约50%的阈值,其中所述第一时间阶段为约3至8秒。

[0071] 根据前述任意一段的方法,其中第二测量值和第二比例部分的比较,代表确定从约10至15秒的呼吸流量数据计算得到的RMS数值是否低于从约50秒到70秒的呼吸流量数据计算得到的RMS数值的约75%的阈值。

[0072] 根据前述任意一段的方法,其中所述第一测量值和第一比例部分的比较,代表确定从约10至15秒的呼吸流量数据计算得到的RMS数值是否低于从约50秒到70秒的呼吸流量数据计算得到的RMS数值的约50%的阈值。

[0073] 前述任意一段的方法还包括阻止呼吸不足的进一步测量,直到在第二时间阶段所述第一测量值超过第二比例部分。

[0074] 根据前述任意一段的方法,其中进一步检测的阻止包括比较第一测量值和第二比例部分,其中该比较代表确定从约10至15秒的呼吸流量数据计算得到的RMS数值是否超过从约50秒到70秒的呼吸流量数据计算得到的RMS数值的约75%的阈值,其中所述第二时间阶段为约10至20秒。

[0075] 前述任意一段的方法还包括利用流量传感器测量可呼吸气体的流量。

[0076] 呼吸不足检测设备,包括:控制器,该控制器具有至少一个处理器,以存取表示可呼吸气流的测得流量的数据,该控制器进一步设置为:从数据的短期方差确定第一测量值;从数据的长期方差确定第二测量值;将所述第一测量值与所述第二测量值的第一比例部分和第二比例部分进行比较;基于该比较,如果在第一时间阶段所属所述第一测量值低于所述第一比例部分且随后没有超过所述第一和第二比例部分的范围,那么指示检测到呼吸不足。

[0077] 根据前述任意一段的设备,其中所述第一比例部分少于所述第二比例部分,其中控制器进一步设置为如果在第一时间阶段所述第一测量值没有超过所述第一比例部分,那么指示检测到呼吸不足。

[0078] 根据前述任意一段的设备,其中所述第一比例部分少于所述第二比例部分,其中所述控制器进一步设置为如果在所述第一时间阶段所述第一测量值超过所述第一比例部分但没有超过所述第二比例部分,那么指示检测到呼吸不足。

[0079] 根据前述任意一段的设备,其中所述控制器进一步设置为从所述数据检测流量限制测量值,其中检测到呼吸不足的指示还进一步基于表示阻塞的流量限制测量值。

[0080] 根据前述任意一段的设备,其中所述第一测量值和所述第一比例部分之间的比

较,代表确定从约10至15秒的呼吸流量数据计算得到的RMS数值是否低于从约50秒到70秒的呼吸流量数据计算得到的RMS数值的约50%的阈值,其中所述第一时间阶段为约3至8秒。

[0081] 根据前述任意一段的设备,其中所述第二测量值和第二比例部分的比较,代表确定从约10至15秒的呼吸流量数据计算得到的RMS数值是否低于从约50秒到70秒的呼吸流量数据计算得到的RMS数值的约75%的阈值。

[0082] 根据前述任意一段的设备,其中所述第一测量值和所述第一比例部分的比较,代表确定从约10至15秒的呼吸流量数据计算得到的RMS数值是否低于从约50秒到70秒的呼吸流量数据计算得到的RMS数值的约50%的阈值,其中所述第一时间阶段为约3至8秒。

[0083] 根据前述任意一段的设备,其中所述控制器还设置成阻止呼吸不足的进一步检测,直到在第二时间阶段所述第一测量值超过所述第二比例部分。

[0084] 根据前述任意一段的设备,其中所述进一步测量的阻止包括:将所述第一测量值与所述第二比例部分的比较,其中所述比较代表确定从约10至15秒的呼吸流量数据计算得到的RMS数值是否低于从约50秒到70秒的呼吸流量数据计算得到的RMS数值的约75%的阈值,其中所述第一时间阶段为约10至20秒。

[0085] 前述任意一段的设备还包括流量传感器,其中控制器进一步设置为利用流量传感器确定可呼吸气体的测得流量。

[0086] 前述任意一段的设备还包括:气流发生器,该气流发生器设置为产生高于大气压的用于患者的可呼吸气体;其中控制器还设置为基于检测到的呼吸不足根据压力治疗方案控制气流发生器,以产生可呼吸气体。

[0087] 一种用于控制处理器以从可呼吸气体的测得流量检测呼吸不足的方法,该处理器的方法包括:确定通气的长期测量值;确定通气的短期测量值;确定作为通气长期测量值一定比例的阈值;测量阈值和通气短期测量值的第一和第二交叉点围成的面积;以及利用测得的面积来检定呼吸不足。

[0088] 根据前述任意一段的方法,其中测量包括从当短期测量值低于阈值到当短期测量值超过阈值的时间阶段,将通气的短期测量值和阈值之间的差进行积分。

[0089] 根据前述任意一段的方法,其中测量包括从当短期测量值低于阈值到当短期测量值超过阈值期间,将多个样本差值相加,其中每个样品差值为阈值的样本和通气短期测量值的样本之间的差值。

[0090] 前述任意一段的方法还包括在第二交叉点开始的不应期中,阻止呼吸不足的进一步检测。

[0091] 前述任意一段的方法还包括:通过比较通气的短期测量值和阈值的差异,一旦检测到所述第一交叉点,那么触发所述面积的测量。

[0092] 根据前述任意一段的方法,其中呼吸不足的检测取决于从所述第一交叉点到第二交叉点的时间超过约10秒。

[0093] 根据前述任意一段的方法,其中通气的短期测量值包括第一时间常数的可呼吸气体流量测量值的绝对值的低通滤波半部分的输出。

[0094] 根据前述任意一段的方法,其中通气的长期测量值包括第二时间常数的可呼吸气体流量测量值的绝对值的低通滤波半部分的输出,所述第二时间常数大于所述第一时间常数。

- [0095] 根据前述任意一段的方法,其中所述比例部分包括约70%。
- [0096] 前述任意一段的方法还包括利用面积测量值指示呼吸不足的严重性。
- [0097] 根据前述任意一段的方法,其中所述检测包括将测得面积与阈值进行比较,所述阈值为选择来近似表示血氧的减饱和,至少4%。
- [0098] 前述任意一段的方法还包括利用流量传感器测量可呼气气体的流量。
- [0099] 前述任意一段的方法还包括从测得流量信号检测流量限制的测量值,其中呼吸不足的检测进一步基于表示阻塞的流量限制的测量值。
- [0100] 用于从可呼气气体的测得流量检测呼吸不足的设备,该设备包括:控制器,该控制器具有至少一个处理器,以存取表示可呼气气体的测得流量,所述控制器进一步设置为:从所述测得流量确定通气的长期测量值;从所述测得流量确定短期测量值;确定所述长期测量值的一定比例部分作为阈值;测量所述通气短期测量值与所述阈值的第一交叉点和第二交叉点围城的面积;通过所述测得面积检测呼吸不足。
- [0101] 根据前述任意一段所述的设备,其中所述控制器设置为:通过从当短期测量值低于阈值到当短期测量值超过阈值的时间阶段、将通气的短期测量值和阈值之间的差进行积分来测量所述面积。
- [0102] 根据前述任意一段所述的设备,其中所述控制器设置为:通过从当短期测量值低于阈值到当短期测量值超过阈值期间,将多个样本差值相加来测量所述面积,其中每个样本差值为阈值的样本和通气短期测量值的样本之间的差值。
- [0103] 根据前述任意一段所述的设备,其中所述控制器还设置为在检测到第二交叉点而开始的不应期期间,阻止呼吸不足的进一步检测。
- [0104] 根据前述任意一段所述的设备,其中所述控制器进一步设置为:通过比较通气的短期测量值和阈值的差异,一旦检测到所述第一交叉点,那么触发所述面积的测量。
- [0105] 根据前述任意一段所述的设备,其中呼吸不足的检测取决于从所述第一交叉点到第二交叉点的时间超过约10秒。
- [0106] 根据前述任意一段所述设备,其中通气的短期测量值包括第一时间常数的可呼吸气体流量测量值的绝对值的低通滤波半部分的输出。
- [0107] 根据前述任意一段所述的设备,其中通气的长期测量值包括第二时间常数的可呼吸气体流量测量值的绝对值的低通滤波半部分的输出,所述第二时间常数大于所述第一时间常数。
- [0108] 根据前述任意一段所述的设备,其中所述比例部分包括约70%。
- [0109] 根据前述任意一段所述的设备,其中所述控制器还设置为通过面积测量值指示呼吸不足的严重性。
- [0110] 根据前述任意一段所述的设备,其中所述检测包括将测得面积与阈值进行比较,所述阈值为选择来近似表示血氧的减饱和,至少4%。
- [0111] 根据前述任意一段所述的设备,其中所述控制器进一步设置为从所述数据检测流量限制测量值,其中检测到呼吸不足的指示还进一步基于表示阻塞的流量限制测量值。
- [0112] 前述任意一段所述的设备还包括流量传感器,其中所述控制器进一步设置为利用所述流量传感器确定可呼吸气体的测得流量。
- [0113] 前述任意一段所述的设备还包括:气流发生器,该气流发生器设置为产生高于大

气压的用于患者的可呼吸气体;其中控制器还设置为基于检测到的呼吸不足根据压力治疗方案控制气流发生器,以产生可呼吸气体。

[0114] 一种用于控制处理器以从可呼吸气体的测得流量检测呼吸不足的方法,所述处理器的方法包括:确定通气的长期测量值;确定通气的短期测量值;确定作为通气长期测量值一定比例的阈值;计算作为所述阈值和所述通气的短期测量值的函数的呼吸不足程度;以及利用测得的程度来指示呼吸不足的程度。

[0115] 根据前述任意一段的方法,其中所述指示包括输出测得的程度的数值。

[0116] 根据前述任意一段的方法,其中所述计算出的程度为计算出的面积,该面积为所述通气的短期测量值和所述阈值的第一交叉点和第二交叉点围界定的面积。

[0117] 前述任意一段的方法还包括将测得面积与阈值进行比较,所述阈值为选择来近似表示血氧的减饱和,至少4%。

[0118] 前述任意一段的方法还包括利用流量传感器来测量可呼吸气体的流量。

[0119] 前述任意一段的方法还包括,从所述测量流量来检测流量限制的测量值,其中检测到呼吸不足的指示还进一步基于表示阻塞的流量限制的测量值。

[0120] 一种从可呼吸气体的测得流量检测呼吸不足的设备,该设备包括:控制器,该控制器具有至少一个处理器以存取表示可呼吸气体的测得流量的数据,所述控制器进一步设置为:从所述数据确定通气的长期测量值;从所述数据确定通气的短期测量值;确定作为通气长期测量值一定比例的阈值;计算作为所述阈值和所述通气的短期测量值的函数的呼吸不足程度;以及利用计算出的程度来指示呼吸不足的严重性。

[0121] 根据前述任意一段的设备,其中所述控制器设置为:通过将所述计算出的程度的数值输出到输出设备,来指示呼吸不足的严重性。

[0122] 根据前述任意一段的设备,其中通过计算所述通气的短期测量值和所述阈值的第一交叉点和第二交叉点所界定的面积,所述控制器计算呼吸不足的程度。

[0123] 根据前述任意一段的设备,其中所述控制器还设置为:将计算出的面积与阈值进行比较,所述阈值为选择来近似表示血氧的减饱和,至少4%。

[0124] 前述任意一段的设备还包括流量传感器,其中所述控制器还设置为利用所述流量传感器来确定可呼吸气体的测得流量。

[0125] 前述任意一段的设备还包括:气流发生器,该气流发生器设置为产生高于大气压的用于患者的可呼吸气体;其中控制器还设置为基于检测到的呼吸不足根据压力治疗方案控制气流发生器,以产生可呼吸气体。

[0126] 根据前述任意一段的设备,其中所述控制器还设置为,从所述数据检测流量限制测量值,其中检测到呼吸不足的指示还进一步基于表示阻塞的流量限制测量值。

[0127] 一种用于控制处理器以从可呼吸气体的测得流量将呼吸不足分类的方法,处理器的方法包括:从可呼吸气体的测得流量检测呼吸不足;确定与呼吸不足一致的测得流量中表示阻塞的测量值;基于表示阻塞的测量值的确定,将检测到的呼吸不足分类。

[0128] 根据前述任意一段所述的方法,其中所述确定包括确定部分阻塞,所述分类包括确定阻塞性呼吸不足。

[0129] 前述任意一段所述的方法还包括检测没有呼吸,且所述分类包括确定中枢性呼吸不足。

[0130] 前述任意一段所述的方法还包括：检测与进一步检测的呼吸不足一致的没有呼吸，和基于检测到的没有呼吸，阻止确定进一步的检测到的呼吸不足。

[0131] 一种呼吸不足检测设备，包括：控制器，该控制器具有至少一个处理器，以存取表示可呼吸气体的测得流量，所述控制器进一步设置为控制：从表示可呼吸气体的测得流量的数据中检测呼吸不足；在表示测得流量的数据中确定与呼吸不足一致的表示阻塞的测量值；基于表示阻塞的测量值的确定，将检测到的呼吸不足分类成阻塞性或中枢性。

[0132] 前述任何一段的设备，其中所述确定检测部分阻塞，所述分类包括确定阻塞性呼吸不足。

[0133] 前述任何一段的设备，其中所述控制器还设置为控制没有呼吸的检测，所述分类包括确定中枢性呼吸不足。

[0134] 根据前述任何一段的设备，其中所述控制器还设置为检测与进一步检测到的呼吸不足一致的没有呼吸，以及基于检测到的没有呼吸阻止确定进一步的呼吸不足事件。

[0135] 前述任意一段所述的设备，包括：气流发生器，该气流发生器设置为产生高于大气压的用于患者的可呼吸气体；以及流量传感器，其中控制器还设置为利用所述流量传感器测量可呼吸气体的流量，以及基于检测到的呼吸不足根据压力治疗方案控制气流发生器，以产生可呼吸气体。

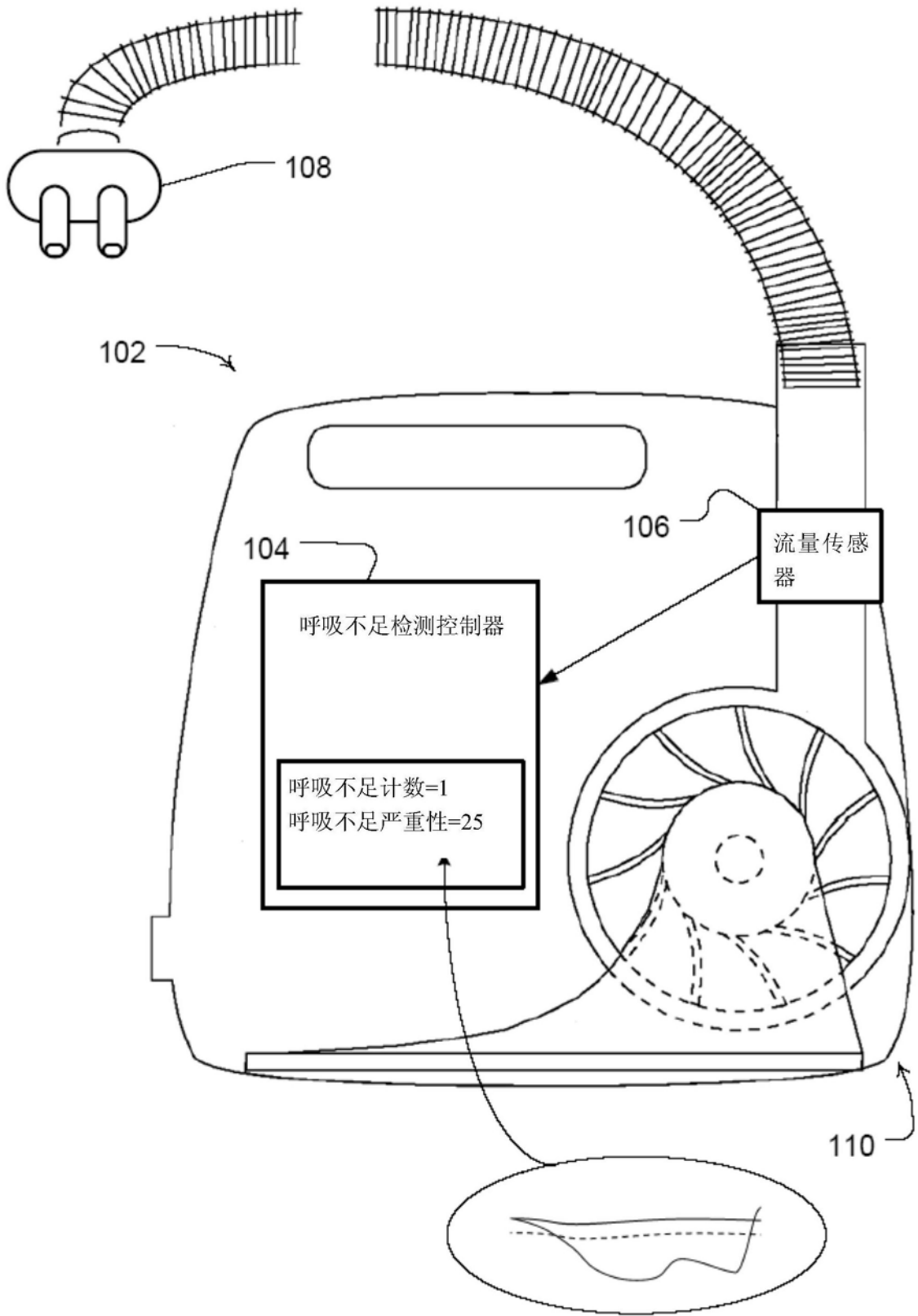


图1

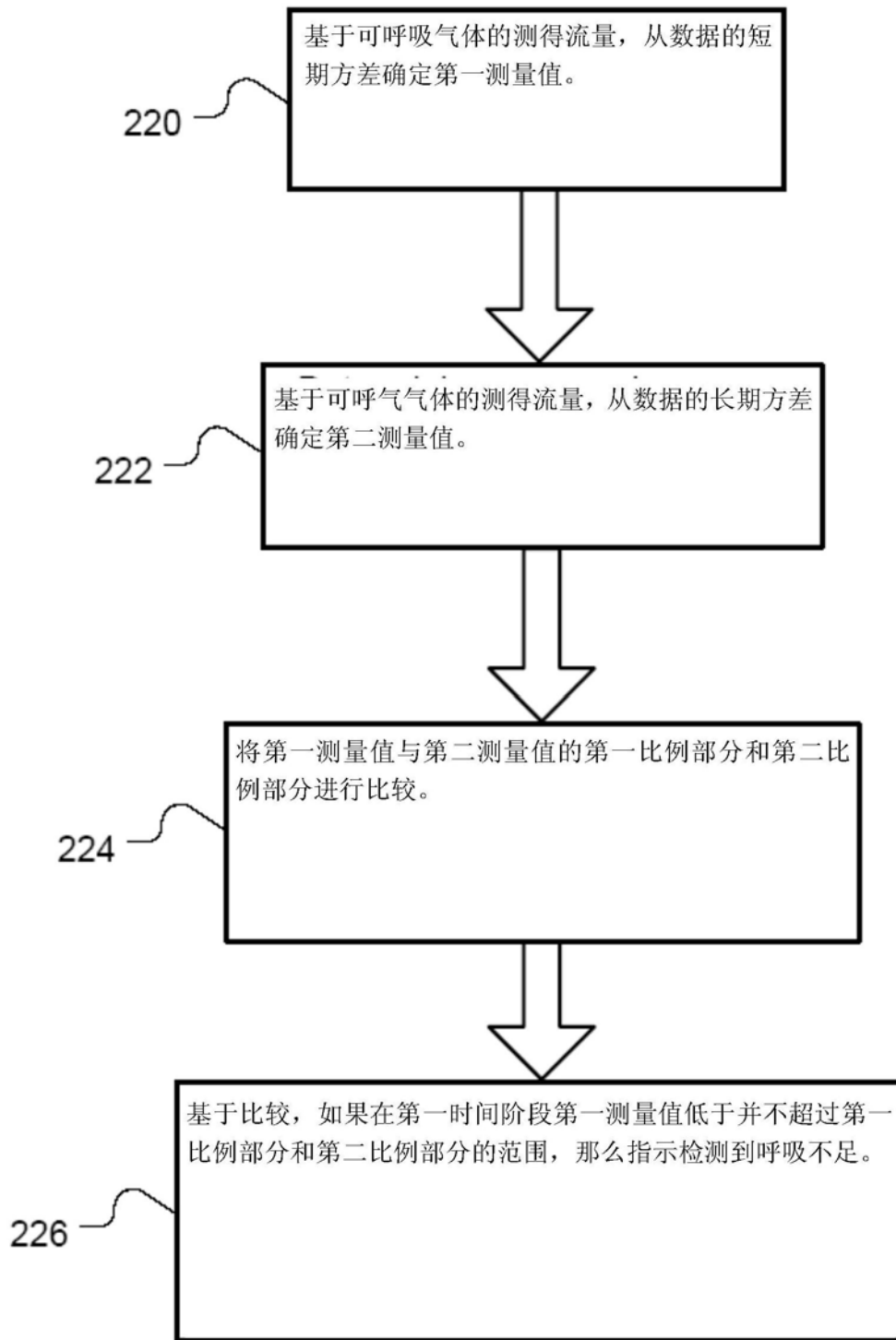


图2

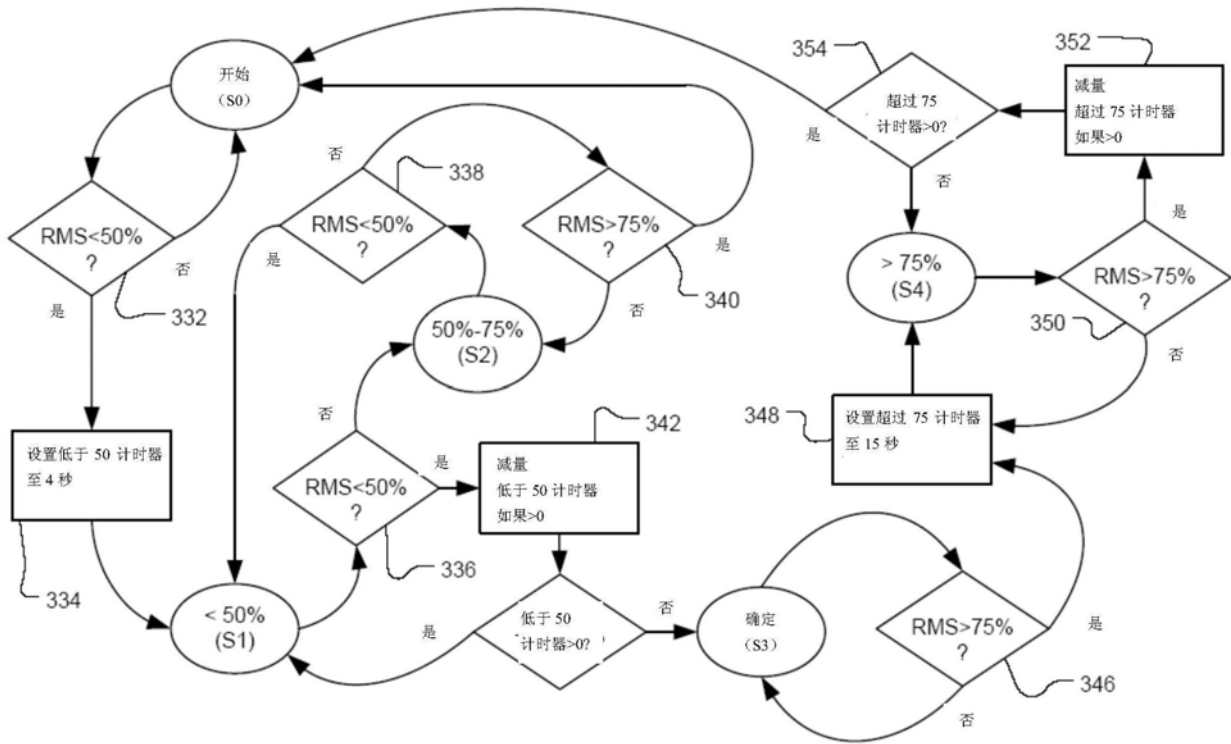


图3

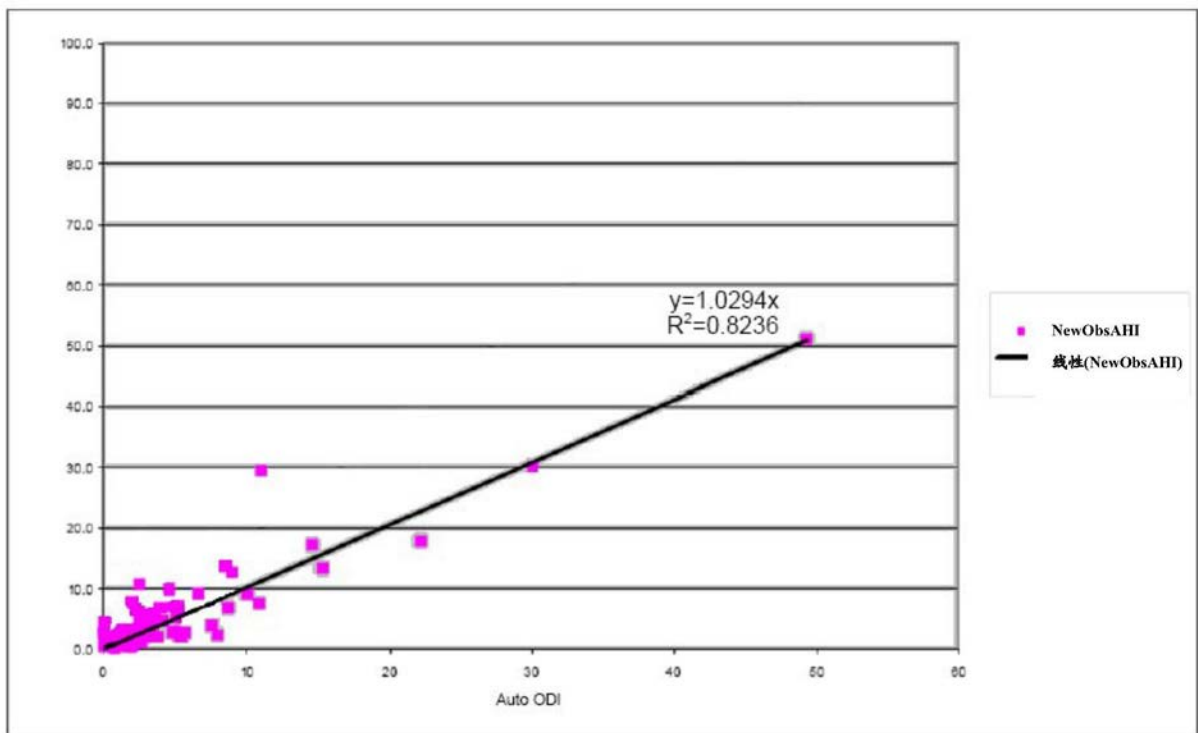


图4

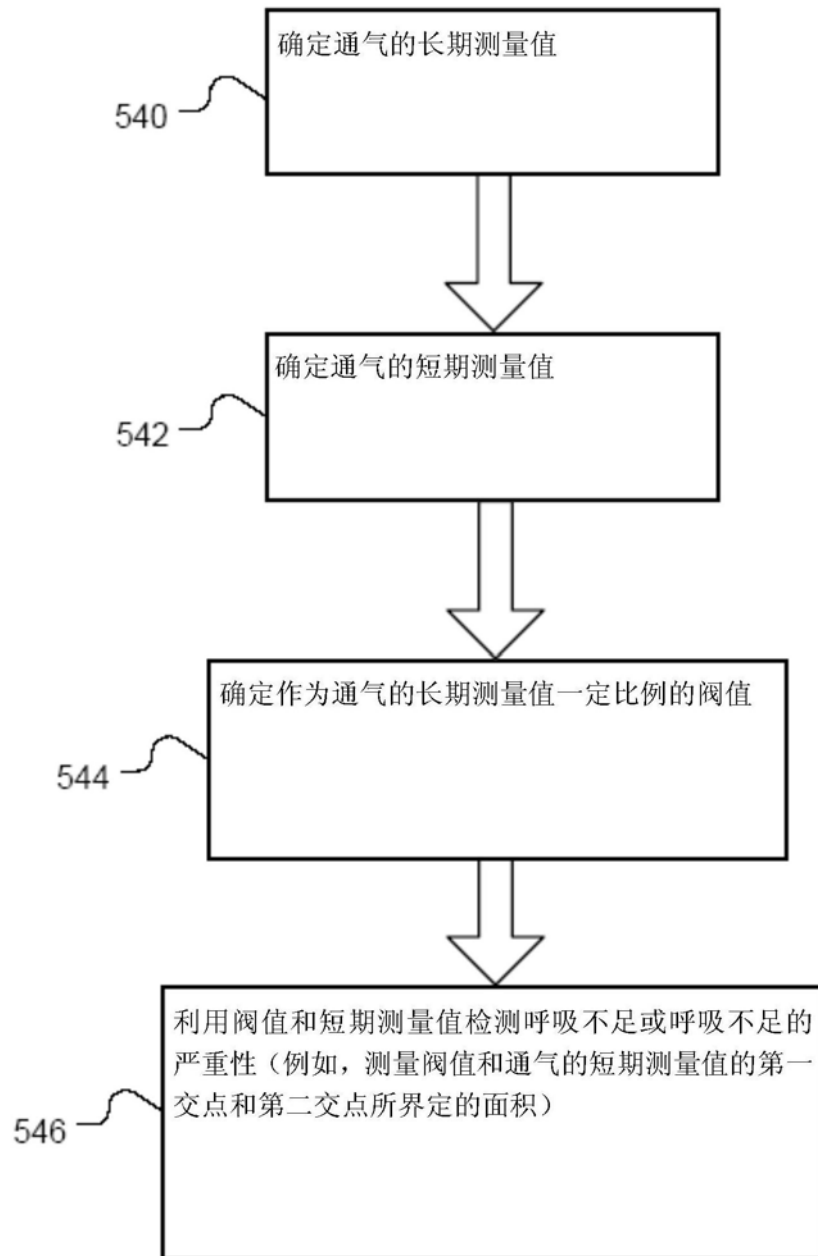


图5

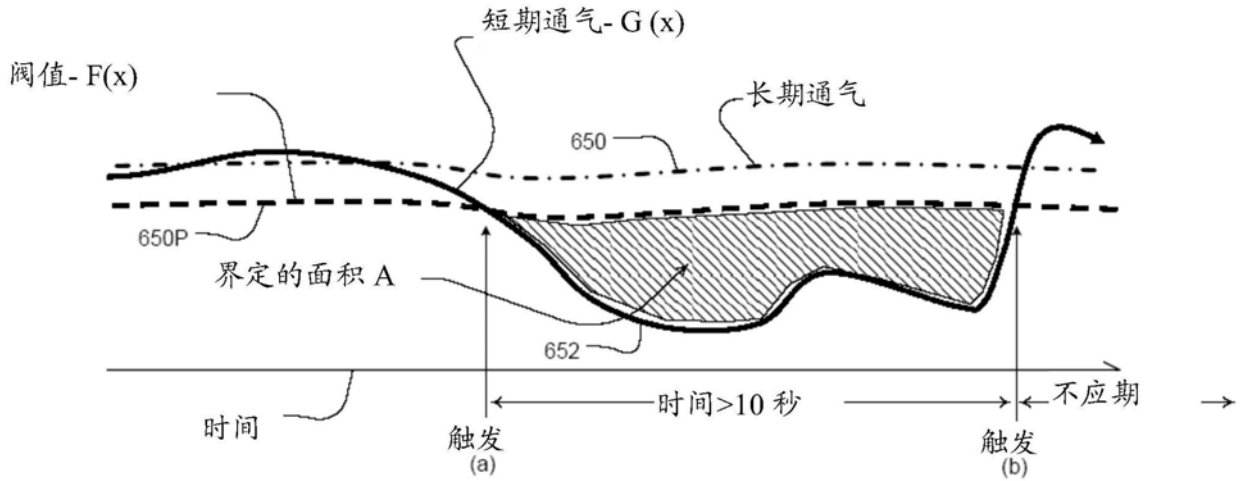


图6

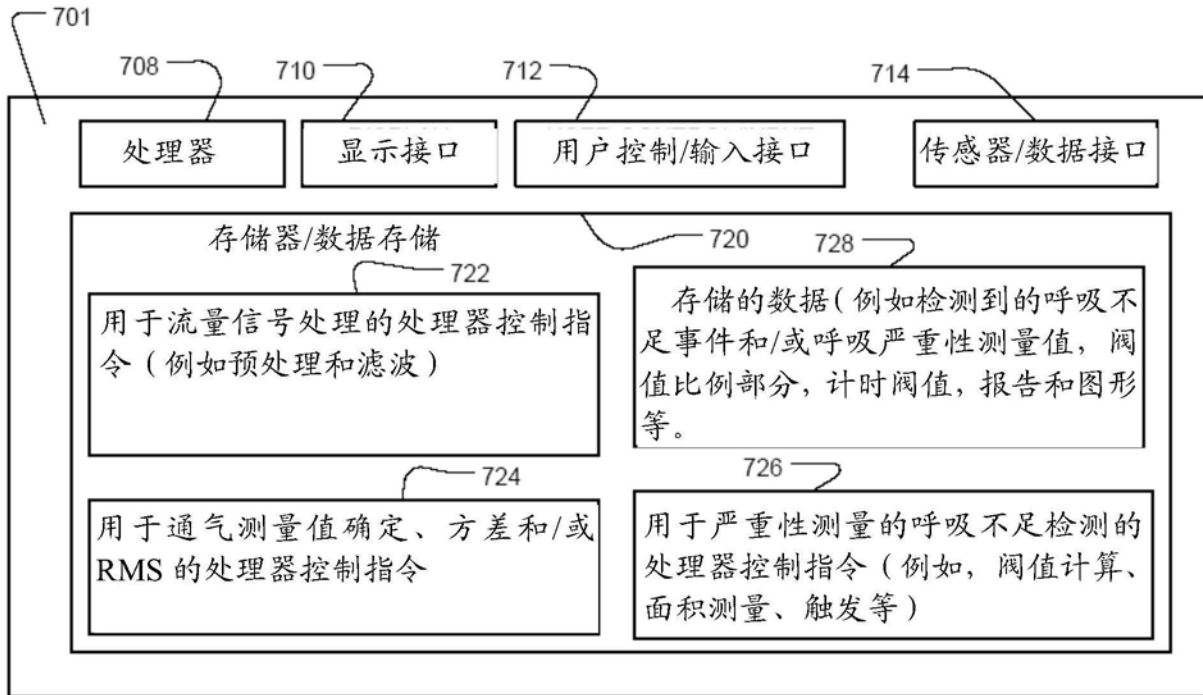


图7

专利名称(译)	检测呼吸气流不足的设备		
公开(公告)号	CN110448301A	公开(公告)日	2019-11-15
申请号	CN201910606052.6	申请日	2010-06-07
[标]申请(专利权)人(译)	雷斯梅德有限公司		
[标]发明人	杰弗里彼得艾米特斯泰德		
发明人	杰弗里·彼得·艾米特斯泰德		
IPC分类号	A61B5/087 A61B5/08 A61B5/00 A61M16/00		
CPC分类号	A61B5/087 A61B5/4818 A61M16/0069 A61M16/024 A61M2016/0039 A61M2205/505 A61M2230/205 A61M2230/005 A61B5/725 A61B5/7278 A61B5/7282 A61M16/0003 A61M16/0666 A61M16/0875 A61M2016/003 A61M2205/3334 A61M2230/40		
代理人(译)	何冲		
优先权	61/184592 2009-06-05 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

自动化的方法提供呼吸检测，以确定呼吸不足和/或呼吸不足的严重性。在一些实施例中，将测得呼吸流量信号的计算出的短期方差与测得流量信号的计算出的长期方差的第一比例部分和第二比例部分进行比较。如果在第一时间阶段第一测量值低于并不超过第一和第二比例部分，那么指示检测到呼吸不足。在一些实施例中，呼吸不足的严重性测量通过自动测量通气的短期测量值的第一和第二交叉点和长期测量值的比例部分界定的面积来确定。测量方法可以通过特定目的的计算机进行数据分析，检测装置测量呼吸气流，或呼吸治疗设备基于检测到的呼吸不足提供呼吸治疗方案。

