



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101366672 B

(45) 授权公告日 2012. 11. 14

(21) 申请号 200810145957. X

(22) 申请日 2008. 08. 14

(30) 优先权数据

60/965, 171 2007. 08. 17 US

61/125, 066 2008. 04. 22 US

(73) 专利权人 雷斯梅德有限公司

地址 澳大利亚新南威尔士

(72) 发明人 C·索脉亚 N·M·Y·叶

J·D·奥茨 A·巴恩斯

C·K·布鲁斯登

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英

(51) Int. Cl.

A61F 5/56 (2006. 01)

A61B 5/087 (2006. 01)

A61M 16/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 5704345 A, 1998. 01. 06, 全文.

CN 1557270 A, 2004. 02. 04, 全文.

CN 1826150 A, 2006. 08. 30, 全文.

EP 1205203 A2, 2002. 05. 15, 全文.

EP 1393767 A1, 2004. 03. 03, 全文.

CN 2582571 Y, 2003. 10. 29, 全文.

CN 1758931 A, 2006. 04. 12, 全文.

审查员 田蕴青

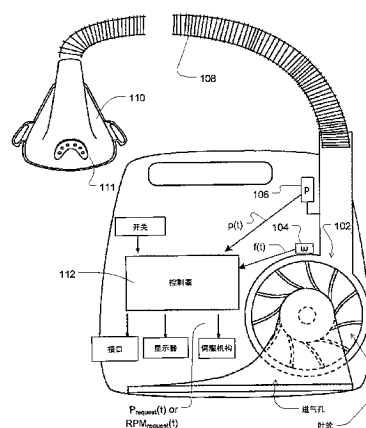
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 5 页

(54) 发明名称

呼吸流量传送系统、呼吸流量产生设备及其方法

(57) 摘要

一种用于呼吸压力治疗设备的控制器或处理器, 基于与由流量产生器产生的流量有关的压力的测量值和流量产生器的频率的测量值, 例如伺服机构控制的吹风机电机的转速, 确定患者呼吸流量的估计值。可以在没有来自流量传感器的数据的情况下做出这个估计。可以基于流量产生器的特性将频率测量值转换为预期压力, 并用所测量压力减去该预期压力, 以确定流量估计值。在使用流量产生器的呼吸压力治疗的情况下可以实现该流量估计。例如, 可以按照用所估计的流量信号所检测的, 利用流量估计值在患者呼气过程中触发呼气减压。



1. 一种用于呼吸流量产生设备的方法,包括:
确定由呼吸流量产生设备所产生的压力的测量值;
确定所述呼吸流量产生设备产生的频率的测量值;以及
导出患者呼吸流量的估计值,其是所述压力测量值和所述频率测量值的函数。
2. 如权利要求1所述的方法,其中,所述频率测量值是转速。
3. 如权利要求2所述的方法,其中,所述导出包括:确定预期压力,其是所述频率测量值的函数。
4. 如权利要求3所述的方法,其中,所述导出包括:计算在所确定的预期压力与所述压力测量值之间的差值。
5. 如权利要求4所述的方法,还包括:由所述呼吸流量产生设备传送压力,其是所导出的呼吸流量估计值的函数。
6. 如权利要求5所述的方法,其中,所导出的呼吸流量估计值的所述函数包括:确定所导出的呼吸流量估计值的峰值。
7. 如权利要求6所述的方法,其中,所述呼吸流量产生设备的所述传送压力操作包括:触发呼气减压。
8. 如权利要求7所述的方法,其中,在没有来自流量传感器的患者呼吸流量测量值的情况下,与所述患者的呼吸周期同步地传送压力中的变化。
9. 如权利要求1所述的方法,还包括:调整由所述呼吸流量产生设备传送的压力,以补偿在患者接口处由患者引入的变化,其中,所述调整是基于所导出的患者呼吸流量的估计值。
10. 一种设备,用于产生呼吸流量,包括:
患者接口,用于将可吸入气体流传送到患者;
流量产生器,耦合到所述患者接口,以产生穿过所述患者接口的所述可吸入气体流;
压力变换器,用于提供表示与所述流量产生器有关的压力的压力信号;
转速计,用于提供表示所述流量产生器的速度的速度信号;以及
处理器,用于控制所述流量产生器,所述处理器耦合到所述压力变换器,以处理所述压力信号,并且耦合到所述转速计,以处理所述速度信号,所述处理器被配置为:
用所述压力信号确定压力的测量值;
用所述速度信号确定频率的测量值;以及
导出患者呼吸流量的估计值,其是所述压力测量值和所述频率测量值的函数。
11. 如权利要求10所述的设备,其中,所述频率测量值是转速。
12. 如权利要求10所述的设备,其中,所述导出包括:确定预期压力,其是所述频率测量值的函数。
13. 如权利要求12所述的设备,其中,所述导出包括:计算在所确定的预期压力与所述压力测量值之间的差值。
14. 如权利要求10所述的设备,其中,所述处理器进一步被配置为:用所述流量产生器控制压力的产生,所述压力是所导出的呼吸流量估计值的函数。
15. 如权利要求14所述的设备,其中,所导出的呼吸流量估计值的所述函数包括:确定所导出的呼吸流量估计值的峰值。

16. 如权利要求 15 所述的设备,其中,用所述流量产生器控制压力的产生的操作包括:触发呼气减压。

17. 如权利要求 14 所述的设备,其中,在没有来自流量传感器的患者呼吸流量测量值的情况下,与所述患者的呼吸周期同步地传送压力中的变化。

18. 如权利要求 10 所述的设备,其中,所述处理器控制:调整由所述流量产生器传送的压力,以补偿在所述患者接口处由患者引入的变化,其中,所述调整是基于所导出的患者呼吸流量估计值。

19. 一种系统,用于向患者传送呼吸流量,包括:

接口单元,用于传送可吸入气体流;

流量单元,耦合到所述接口单元,用于产生所述可吸入气体;

压力检测单元,用于测量压力,并产生表示所述可吸入气体的所测量压力的压力信号;

频率检测单元,用于测量所述流量单元的频率,并产生表示所测量频率的频率信号;

处理单元,用于处理所述压力信号和所述频率信号,所述处理单元被配置为:

(a) 用所述压力信号确定压力的测量值;

(b) 用所述频率信号确定频率的测量值;以及

(c) 导出患者呼吸流量的估计值,其是所述压力测量值和所述频率测量值的函数。

20. 如权利要求 19 所述的系统,其中,所述频率测量值是转速。

21. 如权利要求 20 所述的系统,其中,所述导出包括:确定预期压力,其是所述频率测量值的函数。

22. 如权利要求 21 所述的系统,其中,所述导出包括:计算在所确定的预期压力与所述压力测量值之间的差值。

23. 如权利要求 22 所述的系统,其中,所述处理单元进一步被配置为:用所述流量单元控制压力的产生,所述压力是所导出的呼吸流量估计值的函数。

24. 如权利要求 23 所述的系统,其中,所导出的呼吸流量估计值的所述函数包括:确定所导出的患者呼吸流量估计值的峰值。

25. 如权利要求 24 所述的系统,其中,用所述流量单元控制压力的产生的操作包括:触发呼气减压。

26. 如权利要求 25 所述的系统,其中,在没有流量传感器的情况下,与患者的呼吸周期同步地传送压力。

呼吸流量传送系统、呼吸流量产生设备及其方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于 2007 年 8 月 17 日提交的美国临时专利申请 No. 60/965, 171 和 2008 年 4 月 22 日提交的 61/125, 066 的申请日的优先权, 其公开内容因此合并于此作为参考。

[0003] 技术领域

[0004] 本技术涉及用于呼吸状况治疗的方法和设备, 所述呼吸状况例如为与阻塞性睡眠呼吸暂停低通气综合症 (OSHAS) 或阻塞性睡眠呼吸暂停 (OSA) 相关的状况。

[0005] 背景技术

[0006] 患有 OSA 的患者在睡眠期间具有屡发的呼吸暂停或呼吸不足, 这种情况只能在患者醒来时才会停止。这些屡发事件引起了睡眠中断及交感神经系统的刺激。这会对患者产生严重的后果, 例如白天困倦 (存在机动车辆事故的伴随可能性)、心理状态较差、记忆问题、抑郁和高血压。患有 OSA 的患者还可能会大声打鼾, 因此也妨碍了其同室者的睡眠。对患有 OSA 的患者最佳的治疗形式是由吹风机 (压气机) 经连接软管和面罩 (患者接口) 施加的持续性气道正压 (constant positive airway pressure) (CPAP)。该正压力避免了在吸气过程中患者气道的萎陷, 从而防止了屡发的呼吸暂停或呼吸不足及其后遗症。

[0007] 可以以许多形式传送所述正气道压力。例如, 正压力级可以在患者呼吸周期的吸气和呼气阶段中保持为近似恒定级别。作为替代, 可以将压力级调整为与患者呼吸周期同步地进行改变。例如, 为了使患者舒适, 可以在吸气过程中将压力设定为一个级别, 在呼气过程中设定为另一较低级别。这种压力治疗系统可以称为双级别。作为替代, 可以连续地调整压力级, 以便平滑地复制患者呼吸周期中的变化。在呼气过程中的较低压力设定通常称为呼气减压。

[0008] 在提供这种压力变化和 / 或检测对治疗压力进行调整的状况时, 有所帮助的是, 获得对患者呼吸流量 (respiratory flow) 的测量值。例如, 患者呼吸流量的测量值可以用于检测患者何时从吸气变为呼气, 以确定何时传送呼气压力治疗设定或吸气压力治疗设定。类似的, 为了进行治疗压力的调整, 可以利用所测量的患者呼吸流量信号来检测患者流量限制。在美国专利 No. 5, 704, 345 的专利中说明了这种调整。出于这些目的, 可以从流量传感器, 例如差压转换器或气压图 (pneumotachograph) 得到所测量的流量信号。

[0009] 希望研发用于估计流量的进一步的方法和设备以改进现有方法和设备, 和 / 或研发新的压力治疗和检测方法及设备。

发明内容

[0010] 本技术的各方面包括用于呼吸流量产生设备的多种方法。在一个方法中, 确定了由呼吸流量产生设备所产生的压力的测量值和呼吸流量产生设备的频率的测量值。这个方法随后导出患者呼吸流量的估计值, 其是所述压力测量值和所述频率测量值的函数。在一些实施例中, 所述频率测量值可以是转速。而且, 所述估计值的推导还可以包括: 确定预期压力, 其是所述频率测量值的函数; 并且还可以包括: 计算在所述所确定的预期压力与所述压力测量值之间的差值。可以设定或调整所述呼吸流量产生设备的压力治疗, 其是所述

所导出的呼吸流量估计值的函数。

[0011] 在一个实施例中,该技术包含一种设备,用于产生呼吸流量。这个设备可选地包括患者接口,其用于将可吸入气体传送给患者。该设备还可以包括流量产生器,其耦合到所述患者接口,以产生穿过所述患者接口的所述可吸入气体流。该设备还可以包括测量传感器,诸如:压力变换器,其用于提供压力信号,所述压力信号表示在所述患者接口的一部分中的压力,或者与所述流量产生器有关的压力;以及转速计,其用于提供速度信号,所述速度信号表示所述流量产生器的速度。该设备还可以具有控制器,其用于控制所述流量产生器。所述控制器耦合到所述压力变换器,用于处理所述压力信号,并且耦合到转速计,用于处理所述速度信号。所述控制器可以被配置和调整为:控制用于估计患者呼吸流量的方法,或者借助于在此所述的方法设置所传送的治疗压力,例如:通过用压力信号来确定压力的测量值,用速度信号来确定频率的测量值,导出患者呼吸流量的估计值,其是所述压力测量值和所述频率测量值的函数。

[0012] 在另一实施例中,一种用于将呼吸流量传送给患者的系统包括接口单元,用于传送可吸入气体流。该系统还可以包括流量单元,其耦合到所述接口单元,用于产生所述可吸入气体。该系统可以包括:压力检测单元,用于测量压力,并产生表示所述可吸入气体的所述所测量压力的压力信号,以及频率检测单元,用于测量所述流量单元的频率,并产生表示所述所测量频率的频率信号。该系统通常还会包括处理单元,用于处理所述压力信号和所述频率信号。所述处理单元可以被配置为或调整为处理:用所述压力信号确定压力的测量值,用所述频率信号确定频率的测量值,并且导出患者呼吸流量的估计值,其是所述压力测量值和所述频率测量值的函数。所述处理单元还可以被配置为用所述流量单元控制压力的产生,所述压力是所述所导出的呼吸流量估计值的函数。在该系统的一个实施例中,可以在没有流量传感器或不利用来自流量传感器的信号的情况下,与患者的呼吸周期同步地传送压力治疗的变化。

[0013] 在再另一实施例中,可以将该技术的方法作为软件或固件而编码在信息承载介质上。例如,信息承载介质可以包括处理器可读信息或处理器控制指令。所述处理器可读信息可以控制一种用于提供压力治疗疗法的设备。所述处理器可读信息或处理器控制指令可以包括以下步骤:确定由流量产生器产生的压力的测量值,确定所述流量产生器的频率的测量值,以及导出患者呼吸流量的估计值,其是所述压力测量值和所述频率测量值的函数。

[0014] 由以下的详细公开内容、权利要求和附图,该技术的更多实施例和特征会是显而易见的。

附图说明

[0015] 借助于实例在附图的图中示出了本技术,但不是作为限制,其中相同的参考数字标记指代相似的元件,包括:

[0016] 图 1 显示了用于呼吸流量估计及基于呼吸流量估计的压力治疗的设备的实例部件;

[0017] 图 2 是用于本技术的压力治疗或流量估计设备的方法的流程图;

[0018] 图 3 是用于实施流量估计技术的控制电路或处理器的说明性输入/输出图示;

[0019] 图 4 是由利用本流量估计技术的压力治疗设备所执行的示例性压力治疗波形的

曲线图 ;以及

[0020] 图 5 是示出利用了用于面罩的变化 (swing) 调整的流量估计技术的压力治疗设备的反馈控制回路的适合部件的图示。

具体实施方式

[0021] 参考图 1, 可以用压力治疗传送设备来实施本技术, 该压力治疗传送设备可以包括流量产生器, 例如伺服控制的吹风机 102。吹风机 102 通常会包括进气口和由电机 (未示出) 驱动的叶轮。

[0022] 在图 1 所示的实施例中, 提供了频率传感器 104。该传感器可以用于测量吹风机的转速。例如, 转速计可以测量吹风机电机或吹风机叶轮每分钟的旋转 (RPM)。频率传感器 104 可以用于产生表示该传感器的测量值的频率信号 $f(t)$ 。

[0023] 图 1 的设备还包括压力传感器 106, 例如压力转换器。压力传感器 106 用于测量由吹风机 102 产生的压力。在这个实施例中, 压力传感器 106 靠近吹风机 102, 但按照需要, 可以位于吹风机的下游。压力传感器 106 产生表示压力测量值的压力信号 $p(t)$ 。在图 1 中仅是象征性的示出了压力传感器 106 和频率传感器 104, 这是因为可以理解, 可以利用其他结构和其他部件来测量与吹风机 102 有关的频率和压力。

[0024] 该压力治疗传送设备通常还包括患者接口, 例如送气导管 108 和面罩 110, 用于向患者和 / 或从患者运送空气流或可吸入气体流。可以将吹风机 102 耦合到送气导管 108 和面罩 110, 以便从吹风机 102 供应可吸入气体。可以从患者接口经排气装置 111 排出用完的气体。

[0025] 可以将频率 $f(t)$ 信号和压力 $p(t)$ 信号发送到控制器或处理器 112。在从频率传感器和压力传感器提供的信号不是数字形式而控制器是数字控制器的情况下, 可以利用可选的模数 (A/D) 转换器 / 采样器 (未单独示出)。基于来自这些传感器和 / 或其他可选的传感器的输入信号, 控制器可以进而产生吹风机控制信号。例如, 控制器可以产生 RPM 请求信号, 以便通过设定预期频率或转速设定值并将其与频率传感器的所测量状况相比较, 来控制吹风机 102 的速度。作为替代, 这种改变可以基于: 确定预期压力设定值, 并将其与压力传感器的所测量状况相比较。通常, 通过用伺服机构基于所测定的在设定值与所测量状况之间的差值, 例如采用闭环反馈方式并将该差值变换为电流, 增大或减小所提供的电机电流, 从而完成这种对电机速度的改变。这样, 处理器 112 或控制器可以借助于吹风机 102 对传送给患者接口的压力做出受控的改变。可选的, 在保持相对恒定的吹风机速度的同时, 可以通过用机械放气阀 (未示出) 增大或减小排放量来控制排放装置, 从而实现这种对压力的改变。

[0026] 控制器或处理器 112 通常被配置和调整用于执行特定的控制方法, 例如在此详细说明的方法。这样, 控制器可以包括集成芯片、存储器和 / 或其他控制指令、数据或信息存储介质。例如, 可以在设备存储器中的集成芯片上编码包含这个控制方法的经编程指令, 或者使用适当的介质将上述指令作为软件或固件来装入。借助于这种控制器或处理器, 该设备通过调整用于设定吹风机速度或压力的压力传送等式, 或者借助于放气阀的排气, 可以用于许多不同压力治疗疗法, 例如前述的压力治疗。

[0027] 例如, 基于这个结构, 即使没有来自流量传感器的流量信号, 系统的实施例也可以

测定或估计患者呼吸流量,并随后基于从或用估计的流量信号所检测的患者呼吸状况,对由设备传送的压力治疗进行调整。虽然从软管到面罩的流动特性也会影响压力测定,但是这个流量估计模型可以基于这样的前提:在 rpm 受控的系统中,负荷扰动(即,患者呼吸流量)反映在设备的压力输出中。类似的,在压力受控的系统中,负荷扰动会反映在设备的 rpm 输出中。

[0028] 因此,在一个实施例中,一起进行的两个测量,例如压力和流量产生器系统频率(例如吹风机的转速,如 RPM),可以给出流量的测量值。在一个适合的患者流量估计中,可以利用所测量的压力和根据频率测量值导出的预期压力值两者来导出作为它们的函数的流量。这可以用以下函数来示出:

[0029] 流量 = 函数 ($P_M - P_{RPM_derived}$)

[0030] 在此:

[0031] P_M 是所测量的压力;

[0032] $P_{RPM_derived}$ 是在特定流量上的预期压力,其是根据除压力之外的所测量的系统变量,例如吹风机的频率或转速(例如 RPM),而确定或计算的。根据流量产生器特性以及所需的精度,其也可以是固定值或校准值。

[0033] 在一个实施例中,可以通过以下的静态扇形曲线来确定或计算 $P_{RPM_derived}$:

[0034] $P_{RPM_derived} = K_2 * \omega^2 + K_1 * \omega + K_0$

[0035] 在此:

[0036] ω 是流量产生器的角频率(其也可以被称为角速度、径向频率和弧度频率);及

[0037] K_2 、 K_1 和 K_0 可以通过实验预先确定的常数,其用于基于流量产生器或吹风机的特定结构特性(例如,叶轮设计),将所传送压力的实验性测量值与所测量的吹风机角频率相关联。可选的,在小常数的情况下,可以将常数统一按比例放大,以减小设备处理器或控制器上的小数点运算的运算开销。

[0038] 在一个实施例中,通过利用以下等式,可以将流量作为 P_M 与 $P_{RPM_derived}$ 之间差值的函数来确定:

[0039] 流量 = $A_3 * x^3 + A_2 * x^2 + A_1 * x + A_0$

[0040] 在此:

[0041] x 是按前述的 P_M 减去 $P_{RPM_derived}$;及

[0042] A_3 、 A_2 、 A_1 和 A_0 可以通过实验预先确定的常数,其用于基于该系统的特定结构特性,将流量的实验性测量值与一函数相关联,该函数是所测量的吹风机角频率与所测量的压力的函数。

[0043] 然而,假定 32 位处理的限制,就发现使用以上等式,为了达到预期的流量线性化的性能水平,计算复杂性是相当高的。因此,在该技术的另一个实施例中,为了简化该确定操作,可以基于以上等式预先形成查询表。可以基于一系列频率输入测量值和一系列压力输入测量值,使用该公式预先计算适合的表。该表的输出就会是基于如前所述的压力的输入瞬时测量值和频率的输入瞬时测量值的导出瞬时流量值。

[0044] 在该技术的再进一步实施例中,可以根据所测量压力与频率导出的压力之间的差值(即 $P_M - P_{RPM_derived}$) 确定所述所导出流量值。这样,可以通过以下等式更简单地估计流量:

[0045] 流量 = $P_M - P_{RPM_derived}$

[0046] 在此：

[0047] P_M 是所测量压力；及

[0048] $P_{RPM_derived}$ 是预期压力，其是借助前述任何方法，根据除压力之外的所测量的系统变量，例如吹风机的频率或转速（例如 RPM 或 ω ），而确定或计算的。

[0049] 尽管这个特定估计不是线性化的，但可以给出对流量偏差的估计。因此，它非常适用于依赖周期检测的算法。在没有进一步的处理时，单就其而言不会非常适用于需要更精确的流量值或更精确的流动形态的算法。然而，其简单性会使得其尤其适合作为用于减小系统处理器负载的硬件部件，或者适合作为用于系统处理器的固件 / 软件。

[0050] 在采用结合患者呼吸流的连续系统排气流或泄漏的系统中，可以借助适合的运算，进一步处理以上所确定的流量值，来将该系统或泄漏流量与患者呼吸流量分离，所述合适的运算如由以下等式所示的：

[0051] 呼吸流量 = FLW-LPF (FLW)

[0052] 在此：

[0053] FLW 是根据任何前述方法得到的连续或周期性确定的流量值；及

[0054] LPF (FLW) 是对该流量值进行的低通滤波操作，对该滤波操作进行选择，以便去除流量中的与相对恒定的泄漏或系统流量有关的恒定成分。一个实例操作可以是具有 10 秒时间常数的低通滤波。

[0055] 图 3 示出了针对控制器或处理器 312 的流量估计方法。将所测量的压力值信号 302(p(t)) 和所测量的频率值信号 304($\omega(t)$) 输入到流量估计算法 306，用以导出估计的流量值信号 308。该流量估计算法 306 是基于前述的任何计算或函数，例如一个或多个流量查询表 330。

[0056] 随后，可以将借助于在此所述的任何方法所做出的流量估计值（例如，所估计的患者呼吸流量）用于通常由压力治疗设备做出的、任何适合的基于流量的确定操作。例如，所导出的流量估计值可以用于在患者呼吸周期的特征检测时对压力进行改变。在一个说明性实施例中，所导出的流量估计值可以用于触发呼气减压。在这个实施例中，可以利用比例制的触发阈值，例如作为峰值呼吸流量的函数的触发阈值，来检测呼气的开始。利用这种具体与以上可能或多或少偏离于真实患者流量的任何流量估计值相结合的触发，提供了更可靠或有弹性的呼吸周期检测以及适当的压力响应。

[0057] 在这个实施例中，可以根据以下伪代码来实现该技术：

[0058] if (RespiratoryFlow > PeakRespiratoryFlow/Y) or

[0059] (EPR 已经持续超过 15 秒) then

[0060] 关闭 EPR

[0061] else if (RespiratoryFlow < 0) then

[0062] 开启 EPR

[0063] 在此：

[0064] RespiratoryFlow 是借助前述任何方法导出的流量估计；

[0065] PeakRespiratoryFlow 是先前峰值的呼吸流量值，例如在先前呼吸周期中确定的峰值；

[0066] Y 是峰值呼吸流量的某个除数（例如 4）；及

[0067] EPR 是为了使患者舒适而减小所传送的治疗压力设定的过程。

[0068] 在这个实施例中,可以产生两级压力治疗疗法,以便在患者呼气过程中由 EPR 传送减小的压力级,在患者吸气过程中传送未经 EPR 减小的较高治疗压力级。根据流量产生器的特性或设定,例如电机下降时间和上升时间,可以使在吸气级与呼气级之间的变化是渐进的,从而可以实现吸气压力治疗级与呼气压力治疗级之间的更平滑的变化。

[0069] 在图 4 的曲线图中示出了可以根据本技术传送的实例压力波形。图 4 包括患者模拟流量波形曲线图 402,其由患者流量模拟设备产生。患者流量模拟设备耦合到实施在此所述的流量估计技术的压力治疗设备的患者接口。图 4 还包括压力波形曲线图 404,该波形曲线图 404 是使用在此所述的流量估计和触发技术在压力治疗设备内产生的。该曲线图示出了该设备可以基于估计流量方法,与患者模拟流量波形 402 的周期同步地传送压力调整。

[0070] 压力治疗设备会受到由患者呼吸周期引入的系统中压力变化的影响,在用于对到患者接口的面罩的压力级进行控制的传感器位于流量产生器附近,而不是在患者接口的面罩附近的情况下,患者的呼吸会在面罩压力中引入不想要的变化。可以利用该估计患者流量的技术,用控制器调整这些不想要的的面罩压力变化,以保持更稳定的压力级。

[0071] 例如,在另一个实施例中,压力治疗设备控制压力,而不是控制电机 rpm,且用于该控制的压力传感器位于流量产生器上或其附近。在该实施例中,对将要在用于压力控制的反馈回路中使用的压力测量值作为流量估计值的函数进行调整。采用某种可预测的方式来实现这个调整,以致力于阻止由患者的呼吸周期引入的面罩变化。例如,可以根据以下方法来调整所测量的控制压力:

[0072] $\text{MeasuredPressure}_{\text{adjusted}} = \text{MeasuredPressure} - \text{FlowFactor}$

[0073] 在此:

[0074] FlowFactor 是由任何前述方法所确定的流量估计值的函数。

[0075] 在一个实施例中,这个流量估计值的函数可以是将估计值乘以数值 K,在此, K 是对于正流量(例如患者吸气)和对于负流量(例如患者呼气)而言不同的值。可以按照需要,通过实验为正流量和负流量选择 K 的数值,以确定用于减小变化的最佳值,其产生了响应于患者呼吸的更稳定的面罩压力。

[0076] 然后,可以将经调整的压力测量值用于压力控制反馈回路,例如实现如下伪微分反馈(PDF)控制的控制回路:

[0077] $\text{Error} = \text{DesiredPressure} - \text{MeasuredPressure}_{\text{adjusted}}$

[0078] $\text{MotorCommand} = P * \text{Error} + I \int \text{Error}$

[0079] 在此:

[0080] DesiredPressure 是所确定的治疗压力设定值,例如吸气或呼气治疗压力级;

[0081] $\text{MeasuredPressure}_{\text{adjusted}}$ 是如前所述的经调整的压力;

[0082] P 和 I 是为从压力设定值到对被施加到流量产生器电机的电流的调整的变换而选择的因子,这个调整用于基于电机特性而调整特定的电机速度。

[0083] 在图 5 中示出了用于这种变化补偿控制的控制器部件。将所估计的流量值或信号与由压力传感器 556 所测量的压力值或信号一起提供给所测量压力调整器 550。将压力设定值或信号与经调整的所测量压力值或信号一起提供给伺服机构 552。基于这些信号,伺服

机构调整电机电流,用以控制流量产生器的电机 554 的输出或速度,从而调整由流量产生器设备传送的压力,以便可预测性地减小由患者呼吸引入的面罩压力变化。

[0084] 在再进一步的实施例中,可以用该变化控制等式的修改形式来实现变化补偿控制。在这个实施例中,通过将预期压力设定值与来自压力传感器的测量值相比较,来控制在流量产生器处的压力。换句话说,可以控制流量产生器,以使得压力设定值等于从流量产生器处的压力传感器所测定的压力测量值。

[0085] 然而,因为在流量产生器处的压力被控制为设定值,因此在面罩处的压力波动是由于穿过患者接口或传送通路所造成的与流量相关的压力下降的结果。这可以用以下等式来表示:

[0086] $\text{MaskPres} = \text{PresSetPoint} - \text{PresLossInDeliveryCircuit}$

[0087] 在此:

[0088] MaskPres 是患者面罩或患者接口中的压力,

[0089] PresSetPoint 是预期压力或目标压力,

[0090] $\text{PresLossInDeliveryCircuit}$ 是传送通路的阻碍 (impedance) 所造成的压力损失。

[0091] 可以通过按前所述的如下修改经测量的压力,来减小面罩中的压力波动:

[0092] $\text{MeasuredPressure}_{\text{adjusted}} = P_M - \text{FlowFactor}$

[0093] 在此

[0094] P_M 是来自诸如压力变换器之类的传感器的压力测量值。

[0095] FlowFactor 可以表示在传送通路中的压力下降,并可以假定为与流量估计值成比例。例如,

[0096] $\text{FlowFactor} = \text{ImpedOfDeliveryCir} * \text{Flow}$

[0097] 在此

[0098] $\text{ImpedOfDeliveryCir}$ 是传送通路或患者接口的阻碍,

[0099] Flow 是如前确定的流量的估计值。

[0100] 然而,由于可以将流量估计值看作是如前所述的流量产生器上的压力下降的函数,于是就可以根据以下等式使该压力下降近似为与流量估计值成比例:

[0101] $\text{Flow} = \text{PresDropAcrossTurbine} / \text{ImpedanceOfTurbine};$

[0102] 在此

[0103] $\text{PresDropAcrossTurbine}$ 是流量产生器上的压力下降,例如如前所述的确定为是所测量压力与导出压力之间差值的压力下降 (例如 $P_M - P_{\text{RPM_derived}}$), 及

[0104] $\text{ImpedanceOfTurbine}$ 是流量产生器的阻碍,其取决于流量产生器的具体设计,并可以被预想确定和 / 或预先设置到系统的控制器的存储器中。

[0105] 通过将先前的流量因子等式与以上刚刚所述的流量等式相结合,不必为变化补偿做出对于前述流量估计值之一的明确计算。相反的,当考虑到以下等式时可以隐含地执行该确定操作:

[0106] $\text{FlowFactor} = \text{PresDropAcrossTurbine} *$

[0107] $\text{ImpedOfDeliveryCir} / \text{ImpedanceOfTurbine}$

[0108] 通过将这个 FlowFactor 应用到用于经调整的压力测量值的等式,可以为测量压

力的调整获得如下进一步的表示：

[0109] $\text{MeasuredPressure}_{\text{adjusted}} = P_M - K * \text{PresDropAcrossTurbine}$

[0110] 在此

[0111] K 是两个阻碍的比值，例如 $\text{ImpedOfDeliveryCir}$ 除以 $\text{ImpedanceOfTurbine}$ 。

[0112] 随后，可以通过控制呼吸治疗设备产生压力，为本技术的压力治疗传送设备中的变化补偿控制执行这个等式，以使得经调整的压力测量值满足目标或预期压力设定值。

[0113] 在以上说明及附图中提出了具体的术语、等式和附图符号以提供对本技术的全面理解。在一些实例中，术语和符号可以暗示不是实现本技术所必需的具体细节。而且，尽管在此参考具体实施例说明了本技术，但应明白，这些实施例仅是该技术的原理和应用的说明。因此，应明白，在不脱离该技术的精神和范围的情况下，可以对这些说明性实施例做出许多修改，并且可以设计其它设置。

[0114] 例如，可以在用于检测患者流量限制或对压力治疗设备的传送治疗压力做出其它调整的系统中实现该流量估计技术。而且，可以在包含流量传感器的系统中利用该流量估计值。在这种系统中，在用于基于流量的测定操作的流量传感器故障的情况下，在此所述的流量估计技术可以充当备份流量确定值。作为替代，流量数据的估计值可以与来自流量传感器的数据相结合，产生组合的流量数据，以便将系统与来自流量传感器的流量信号或在此所述的所导出的流量估计值中的更瞬时的误差相隔离。

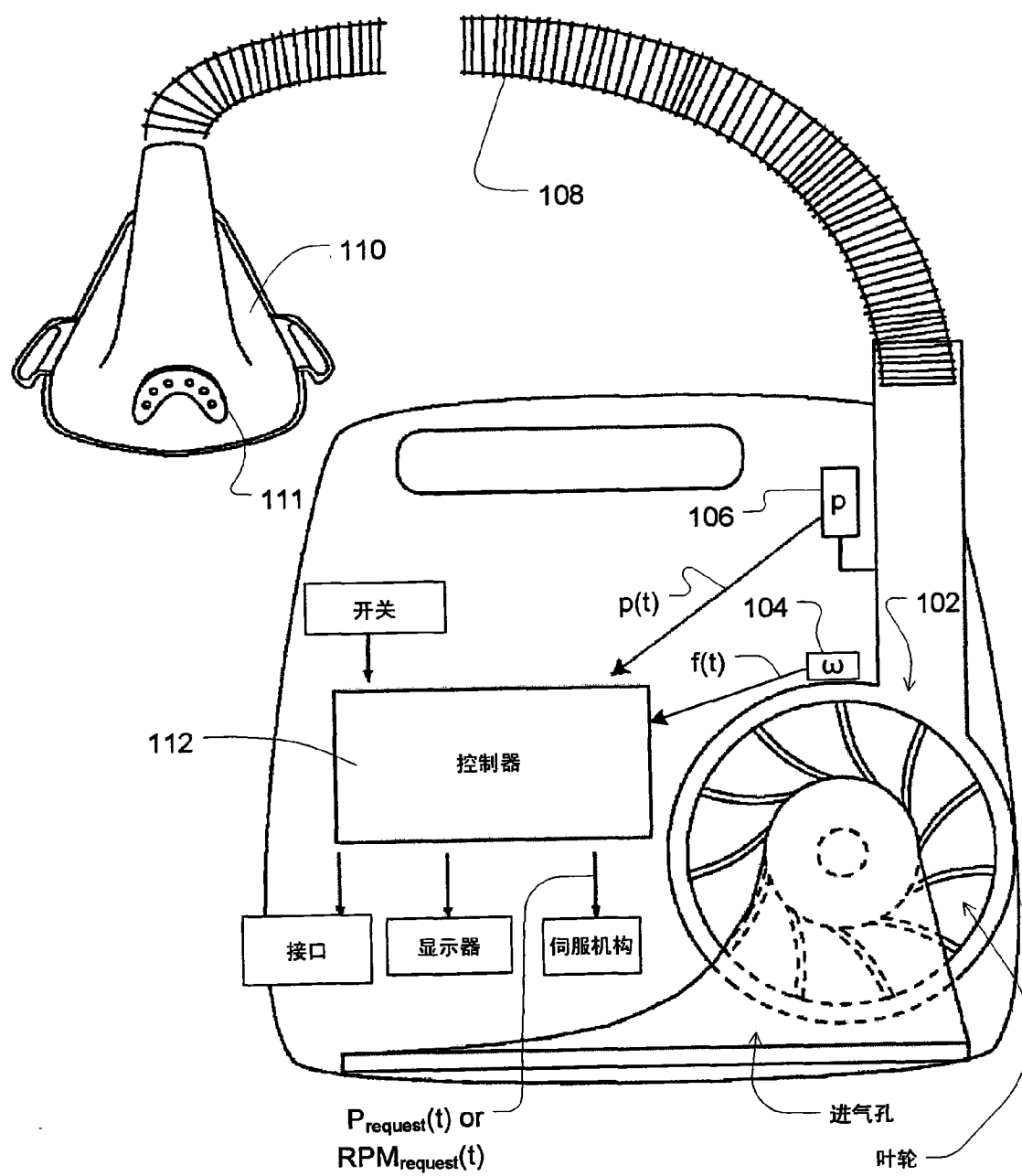


图 1

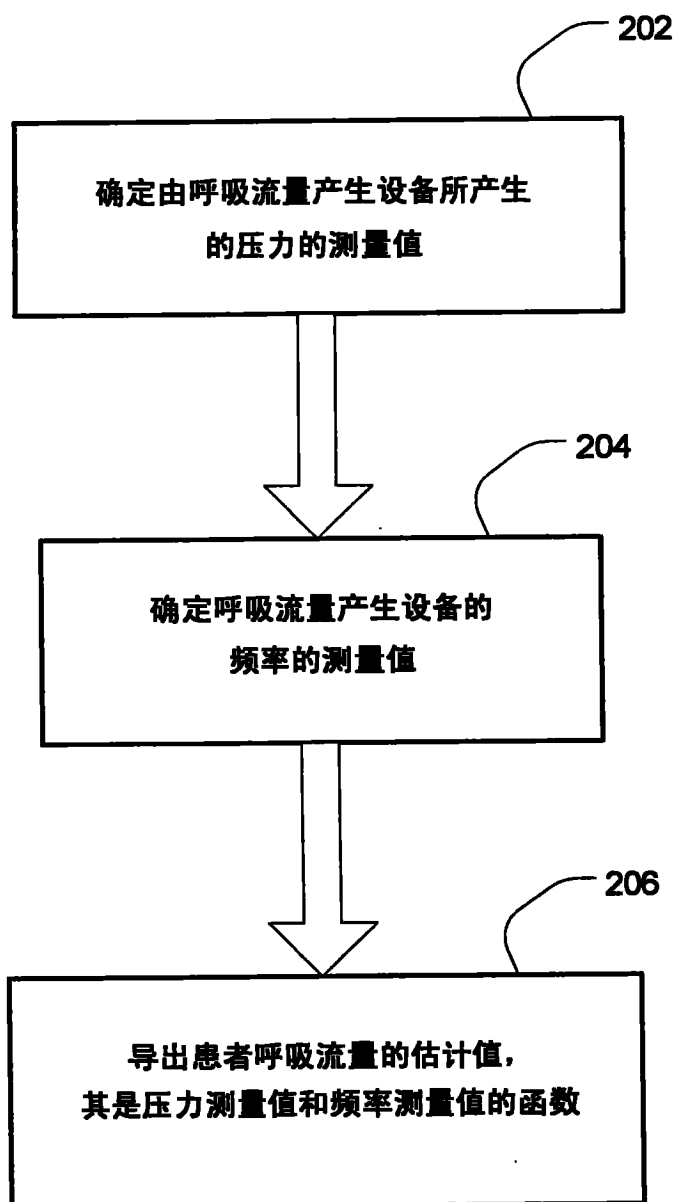


图 2

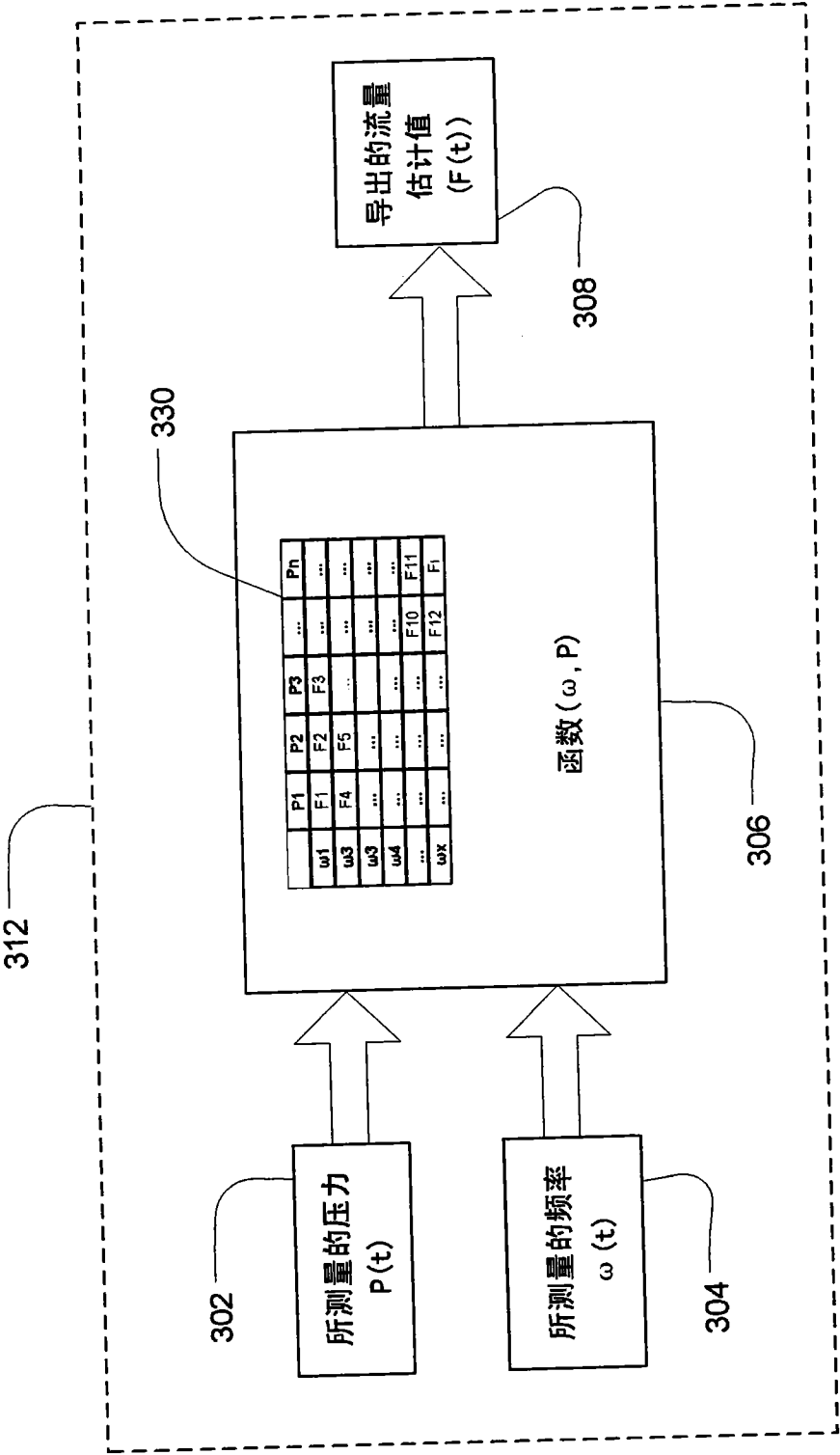


图3

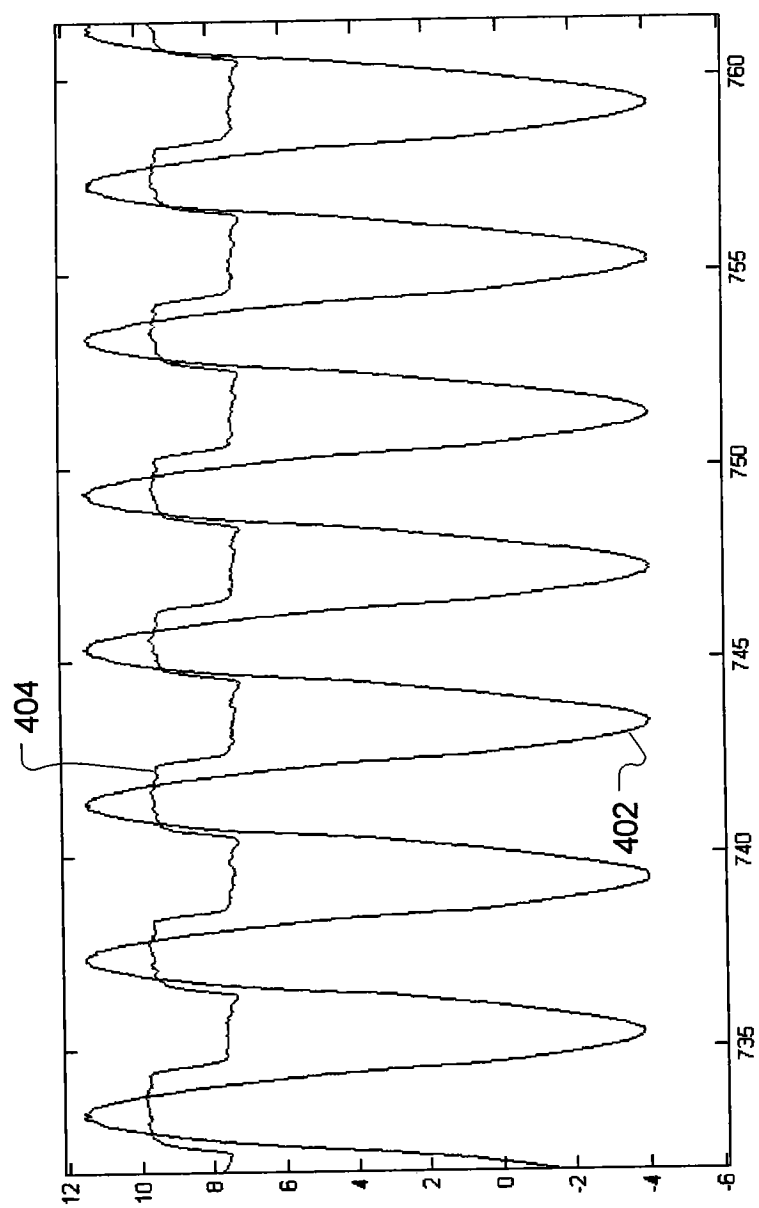


图4

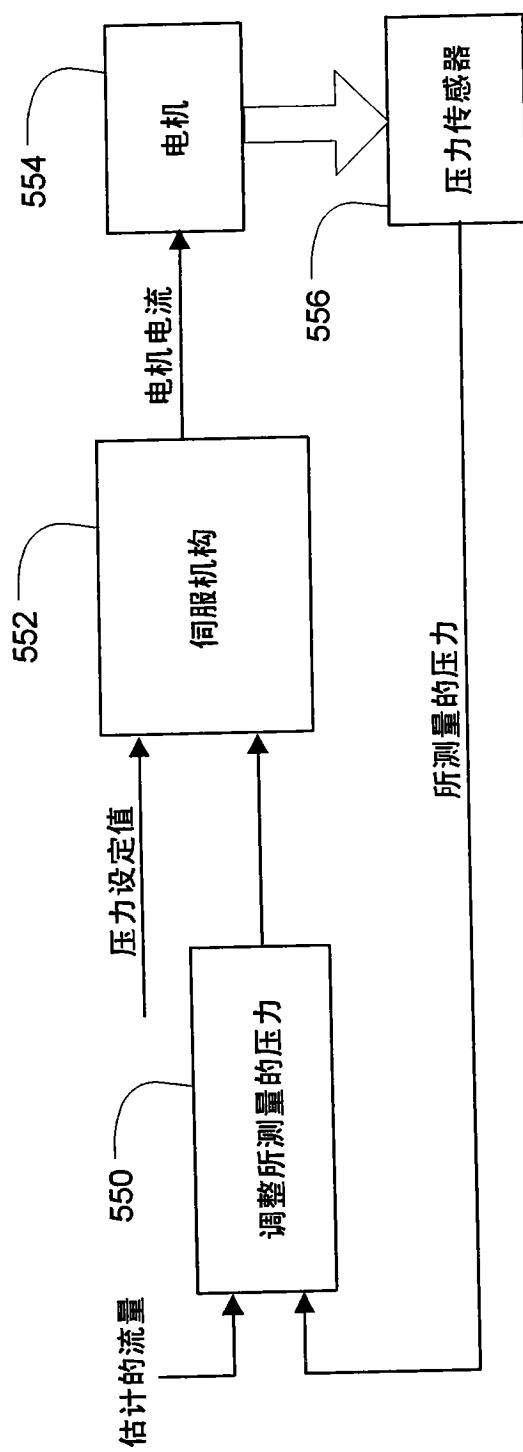


图5