



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110461395 B

(45) 授权公告日 2023. 05. 23

(21) 申请号 201780083336.0

(22) 申请日 2017.11.17

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110461395 A

(43) 申请公布日 2019.11.15

(30) 优先权数据
2016904724 2016.11.18 AU

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2019.07.12

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/AU2017/051265 2017.11.17

(87) PCT国际申请的公布数据
W02018/090095 EN 2018.05.24

(73) 专利权人 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 大卫·约翰·巴鑫

(74) 专利代理机构 华进联合专利商标代理有限公司 44224

专利代理师 刘培培 王雯雯

(51) Int.Cl.
A61M 16/00 (2006.01)

审查员 黄小玲

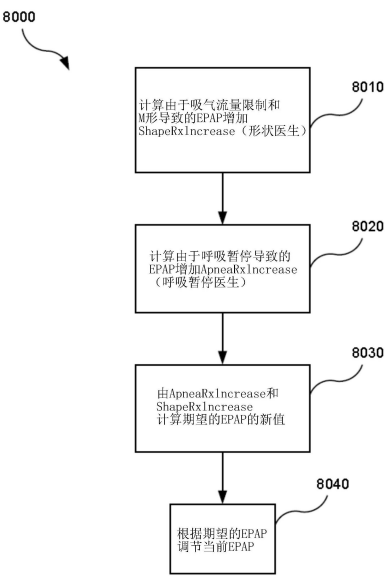
权利要求书3页 说明书52页 附图32页

(54) 发明名称

用于呼吸障碍的通气治疗的方法和设备

(57) 摘要

公开了一种用于治疗患者呼吸障碍的设备。所述设备包括压力发生器,其被配置为通过患者接口将正压下的空气流输送到所述患者的气道,传感器,其被配置为生成表示所述患者的呼吸流量的信号,以及控制器。所述控制器被配置为控制所述压力发生器以通过所述患者接口输送具有基础压力和压力支持的通气治疗,由表示所述患者的呼吸流量的所述信号检测呼吸暂停,控制所述压力发生器以在所述呼吸暂停期间向所述患者输送一个或多个探测呼吸,由响应于所述一个或多个探测呼吸中的一个的所述呼吸流量信号的波形确定所述患者气道的通畅,基于所述气道的所述通畅计算所述呼吸暂停的有效持续时间,以及基于所述呼吸暂停的所述有效持续时间,响应于所述呼吸暂停调节所述通气治疗的所述基础压力的设定点。



1. 一种用于治疗患者呼吸障碍的设备,其包括:
压力发生器,其被配置为通过患者接口将正压下的空气流输送到所述患者的气道;
传感器,其被配置为生成表示所述患者的呼吸流量的呼吸流量信号;以及
控制器,其被配置为:
控制所述压力发生器以通过所述患者接口输送具有基础压力和压力支持的通气治疗;
由表示所述患者的呼吸流量的所述呼吸流量信号检测呼吸暂停;
控制所述压力发生器以在所述呼吸暂停期间向所述患者输送一个或多个探测呼吸;
由响应于所述一个或多个探测呼吸中的一个探测呼吸的所述呼吸流量信号的波形确定所述患者气道的通畅;
基于所述气道的所述通畅计算所述呼吸暂停的有效持续时间;以及
基于所述呼吸暂停的所述有效持续时间,响应于所述呼吸暂停调节所述通气治疗的所述基础压力的设定点。
2. 根据权利要求1所述的设备,其中如果所述通气治疗的所述压力支持高于阈值,则所述控制器确定所述气道通畅是闭合的,与所述呼吸流量信号无关。
3. 根据权利要求1所述的设备,其中为确定所述通畅,所述控制器被配置为:
由响应于所述一个或多个探测呼吸的所述呼吸流量信号的波形的吸气部分计算吸气平坦度比,
如果所述吸气平坦度比低于吸气阈值,则确定所述气道是打开的。
4. 根据权利要求3所述的设备,其中所述控制器还被配置为基于所述一个或多个探测呼吸的相对大小指示值计算所述吸气阈值。
5. 根据权利要求4所述的设备,其中所述控制器还被配置为由上阈值、下阈值和响应于所述一个或多个探测呼吸的所述呼吸流量的大小的指示值计算所述相对大小指示值。
6. 根据权利要求5所述的设备,其中所述控制器还被配置为将响应于所述一个或多个探测呼吸的所述呼吸流量的大小的指示值计算为响应于所述一个或多个探测呼吸的所述呼吸流量的绝对值的平均值除以所述患者的所述通气的典型近期值。
7. 根据权利要求3至6中任一项所述的设备,其中将所述吸气平坦度比计算为对所述吸气部分的直线近似的最终值除以对所述吸气部分的所述直线近似的初始值。
8. 根据权利要求1至6中任一项所述的设备,其中为确定所述通畅,所述控制器还被配置为:
由响应于所述一个或多个探测呼吸的所述呼吸流量信号的波形的呼气部分计算呼气平坦度比,
如果所述呼气平坦度比低于呼气阈值,则确定所述气道是打开的。
9. 根据权利要求1至6中任一项所述的设备,其中为确定所述通畅,所述控制器还被配置为:
由所述呼吸流量信号计算响应于所述一个或多个探测呼吸的所述呼吸流量的大小的指示值,以及
基于所述计算的指示值确定所述通畅。
10. 根据权利要求9所述的设备,其中为确定所述通畅,所述控制器被配置为如果所述计算的指示值低于下阈值,则确定所述气道是闭合的。

11. 根据权利要求10所述的设备,其中所述下阈值基于所述通气治疗的所述压力支持。

12. 根据权利要求9所述的设备,其中为确定所述通畅,所述控制器被配置为如果所述计算的指示值高于上阈值,则确定所述气道是打开的。

13. 根据权利要求1至6中任一项所述的设备,其中为基于所述通畅计算所述呼吸暂停的所述有效持续时间,所述控制器被配置为计算所述呼吸暂停的闭合气道部分的总持续时间。

14. 一种呼吸治疗系统,其包括:

用于通过患者接口将通气治疗输送到患者的装置,所述通气治疗具有基础压力和压力支持;

用于产生表示所述患者的呼吸流量的呼吸流量信号的装置;

用于由所述呼吸流量信号检测呼吸暂停的装置;

用于在所述呼吸暂停期间将一个或多个探测呼吸输送到所述患者的装置;

用于由响应于所述一个或多个探测呼吸中的一个探测呼吸的所述呼吸流量信号的波形确定所述患者气道通畅的装置;

用于基于所述气道的所述通畅计算所述呼吸暂停的有效持续时间的装置;以及

用于基于所述呼吸暂停的所述有效持续时间,响应于所述呼吸暂停调节所述通气治疗的所述基础压力的设定点的装置。

15. 一种用于治疗患者呼吸障碍的设备,其包括:

压力发生器,其被配置为通过患者接口将正压下的空气流输送到所述患者的气道;

传感器,其被配置为生成表示所述患者的呼吸流量的呼吸流量信号;以及

控制器,其被配置为:

控制所述压力发生器以通过所述患者接口输送通气治疗;

控制所述压力发生器以在所述患者的呼吸暂停期间向所述患者输送一个或多个探测呼吸;以及

在所述呼吸暂停期间由所述呼吸流量信号的波形确定所述气道的通畅,其中确定所述通畅取决于吸气部分的形状评估的输出和呼气部分的形状评估的输出中的一者或两者,所述吸气部分和所述呼气部分各自根据响应于所述一个或多个探测呼吸中的至少一个探测呼吸的所述呼吸流量信号的波形来确定。

16. 根据权利要求15所述的设备,其中为确定所述气道的所述通畅,所述控制器被配置为:

由响应于所述一个或多个探测呼吸的所述呼吸流量信号的波形的所述吸气部分计算吸气平坦度比,

如果所述吸气平坦度比低于吸气阈值,则确定所述气道是打开的。

17. 根据权利要求16所述的设备,其中所述控制器还被配置为基于所述一个或多个探测呼吸的相对大小指示值来计算所述吸气阈值。

18. 根据权利要求17所述的设备,其中所述控制器还被配置为由上阈值、下阈值和响应于所述一个或多个探测呼吸的所述呼吸流量的大小的指示值计算所述相对大小指示值。

19. 根据权利要求18所述的设备,其中所述控制器还被配置为将响应于所述一个或多个探测呼吸的所述呼吸流量的大小的指示值计算为响应于所述一个或多个探测呼吸的所

述呼吸流量的绝对值的平均值除以所述患者的通气的典型近期值。

20. 根据权利要求16至19中任一项所述的设备,其中将所述吸气平坦度比计算为对所述吸气部分的直线近似的最终值除以对所述吸气部分的所述直线近似的初始值。

21. 根据权利要求15至19中任一项所述的设备,其中为确定所述通畅,所述控制器被配置为:

由响应于所述一个或多个探测呼吸的所述呼吸流量信号的波形的所述呼气部分计算呼气平坦度比,

如果所述呼气平坦度比低于呼气阈值,则确定所述气道是打开的。

22. 根据权利要求15至19中任一项所述的设备,其中为确定所述通畅,所述控制器还被配置为:

由所述呼吸流量信号计算响应于所述一个或多个探测呼吸的所述呼吸流量的大小的指示值,以及

基于所述计算的指示值确定所述通畅。

23. 根据权利要求22所述的设备,其中为确定所述通畅,所述控制器被配置为如果所述计算的指示值低于下阈值,则确定所述气道是闭合的。

24. 根据权利要求23所述的设备,其中所述下阈值基于输送给所述患者的通气治疗的压力支持。

25. 根据权利要求22所述的设备,其中为确定所述通畅,所述控制器被配置为如果所述计算的指示值高于上阈值,则确定所述气道是打开的。

26. 根据权利要求15至19中任一项所述的设备,其中所述控制器还被配置为基于所述气道的所述通畅计算所述呼吸暂停的有效持续时间。

27. 根据权利要求26所述的设备,其中为基于所述通畅计算所述呼吸暂停的所述有效持续时间,所述控制器被配置为计算所述呼吸暂停的闭合部分的总持续时间。

28. 一种用于在患者的呼吸暂停期间确定气道的通畅的控制器的方法,所述控制器的方法包括:

控制压力发生器的设定以在所述呼吸暂停期间向患者接口生成一个或多个探测呼吸;
和

在所述呼吸暂停期间由表示所述患者的呼吸流量的呼吸流量信号确定所述气道的通畅,其中所述确定取决于吸气部分的形状评估的输出和呼气部分的形状评估的输出中的一者或两者,所述吸气部分和所述呼气部分各自根据响应于所述一个或多个探测呼吸中的至少一个探测呼吸的呼吸流量信号的波形来确定。

29. 一种呼吸治疗系统,其包括:

用于通过患者接口将正压下的空气流输送到患者气道的装置;

用于产生表示所述患者的呼吸流量的呼吸流量信号的装置;

用于在所述患者的呼吸暂停期间向所述患者输送一个或多个探测呼吸的装置;以及

用于在所述呼吸暂停期间由所述呼吸流量信号的波形确定所述气道通畅的装置,

其中所述确定取决于吸气部分的形状评估的输出和呼气部分的形状评估的输出中的一者或两者,所述吸气部分和所述呼气部分各自根据响应于所述一个或多个探测呼吸中至少一个探测呼吸的呼吸流量信号的波形来确定。

用于呼吸障碍的通气治疗的方法和设备

[0001] 1相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2016年11月18日提交的澳大利亚临时申请第AU2016904724号的权益，其全部公开内容通过引用并入文中。

[0003] 2关于联邦政府资助的研究或开发的声明

[0004] 不适用

[0005] 3序列表

[0006] 不适用

4背景技术

4.1技术领域

[0007] 本技术涉及呼吸相关障碍的检测、诊断、治疗、预防和改善中的一种或多种。本技术还涉及医疗装置或设备，以及他们的使用。

[0008] 4.2相关技术的描述

[0009] 4.2.1人体呼吸系统及其障碍

[0010] 人体的呼吸系统促进气体交换。鼻和嘴形成患者的气道入口。

[0011] 气道包括一系列分支管，当分支管穿透更深入肺部时，其变得更窄、更短且更多。肺部的主要功能是气体交换，从而允许氧气从空气进入静脉血液并排出二氧化碳。气管分成右主支气管和左主支气管，他们最终再分成端部细支气管。支气管构成传导气道，但是并不参与气体交换。气道的其他分支通向呼吸细支气管，并最终通向肺泡。肺部的肺泡区域为发生气体交换的区域，且称为呼吸区。参见2011年由John B.West, Lippincott Williams & Wilkins出版的《呼吸系统生理学 (Respiratory Physiology)》，第9版。

[0012] 存在一系列呼吸障碍。某些障碍可以通过特定事件来表征，例如呼吸中止、呼吸不足和呼吸过度。

[0013] 阻塞性睡眠呼吸暂停 (OSA)，一种睡眠障碍性呼吸 (SDB)，其特征在于包括睡眠期间上气道堵塞或阻塞的事件。其是由在睡眠期间异常小的上气道和舌头，软腭和后口咽壁区域的正常的肌张力丧失的组合导致的。该病症导致受影响的患者停止呼吸，持续时间通常为30至120秒，有时为每晚200至300次。其经常导致白天过度嗜睡，并可能导致心血管疾病和脑损伤。该综合征是一种常见障碍，特别是在中年超重男性中，尽管受影响的人可能没有意识到这个问题。参见美国专利号4,944,310 (Sullivan)。

[0014] 潮式呼吸 (CSR) 是睡眠呼吸障碍的另一种形式。CSR是患者呼吸控制器的一种障碍，其中存在渐强和减弱通气的有节奏的交替期，称为CSR循环。CSR的特征在于动脉血的重复脱氧和再氧合。由于重复性缺氧，因此CSR可能是有害的。在一些患者中，CSR与从睡眠中的重复唤醒相关，这导致严重的睡眠中断，增加交感神经活动和增加后负荷。参见美国专利号6,532,959 (Berthon-Jones)。

[0015] 呼吸衰竭是呼吸障碍的总称，其中如果患者的代谢活动增加远多于休息，则患者

就无法充足通气来平衡血液中的CO₂。呼吸衰竭包括所有下列病症。

[0016] 肥胖过度换气综合征 (OHS) 被定义为在不存在其他已知的通气不足的原因的情况下,严重肥胖和清醒慢性高碳酸血症的组合。综合征包括呼吸困难、早晨头痛和白天过度嗜睡。

[0017] 慢性阻塞性肺病 (COPD) 包括具有某些共同特征的一组下呼吸道疾病中的任一种。这些包括对空气运动的抗性增加,呼吸的呼气阶段延长和肺部的正常弹性丧失。COPD的实例是肺气肿和慢性支气管炎。COPD是由慢性吸烟(主要危险因素)、职业暴露、空气污染和遗传因素引起的。症状包括:运动时呼吸困难、慢性咳嗽和咳痰。

[0018] 神经肌肉疾病 (NMD) 是一种广义术语,其涵盖许多疾病和微恙,这些疾病和微恙直接通过内在肌肉病理学或间接通过神经病理学损害肌肉的功能。一些NMD患者的特征在于进行性肌肉损伤导致行走丧失、坐轮椅、吞咽困难、呼吸肌无力以及最终因呼吸衰竭而死亡。神经肌肉障碍可分为快速进展性和缓慢进展性:(i) 快速进展性障碍:以肌肉损伤为特征,在数月内恶化并几年内导致死亡(例如青少年中的肌萎缩侧索硬化 (ALS) 和杜氏肌营养不良 (DMD)); (ii) 可变或缓慢进展性障碍:以肌肉损伤为特征,多年后恶化,仅轻度降低预期寿命(例如肢带、面肩胛臂和强直性肌营养不良)。NMD中呼吸衰竭的症状包括:全身无力、吞咽困难、运动时和休息时呼吸困难、疲劳、嗜睡、早晨头痛以及注意力不集中和情绪变化。

[0019] 胸壁障碍是一组胸部畸形,导致呼吸肌与胸廓之间的低效耦合。这些障碍通常以限制性缺陷为特征,并且具有长期高碳酸血症呼吸衰竭的可能性。脊柱侧凸和/或脊柱后凸可能导致严重的呼吸衰竭。呼吸衰竭的症状包括:运动时呼吸困难、外周水肿、端坐呼吸、反复胸部感染、早晨头痛、疲劳、睡眠质量差和食欲不振。

[0020] 已经使用一系列治疗来治疗或改善这些病症。此外,健康个体可以利用这些治疗来预防呼吸障碍的发生。但是,这些都有许多缺点。

[0021] 4.2.2治疗

[0022] 持续气道正压通气 (CPAP) 治疗已被用于治疗阻塞性睡眠呼吸暂停 (OSA)。作用机制是持续气道正压通气充当气动夹板,并且可以诸如通过向前并远离后口咽壁推动软腭和舌头来防止上气道堵塞。通过CPAP治疗来治疗OSA可以是自愿的,因此如果患者发现用于提供此类治疗的装置为:不舒适、难以使用、昂贵和不美观中的任一种或多种,则患者可选择 not 依从治疗。

[0023] 无创通气 (NIV) 通过上气道为患者提供通气支持以通过做一些或所有呼吸工作来帮助患者呼吸和/或维持体内足够的氧气水平。通过无创患者接口提供通气支持。NIV已被用于治疗CSR和呼吸衰竭,其形式如OHS、COPD、MD和胸壁障碍。在一些形式中,可以改善这些治疗的舒适性和有效性。

[0024] 接受无创通气的患者,特别是在睡眠和/或镇静时,往往会出现上气道不稳定和塌陷,如OSA。这种不稳定性 and 塌陷可以通过减少或甚至消除实际从呼吸机到达肺部的压力而损害通气治疗的有效性。

[0025] 上气道可以通过维持正基础压力来稳定,文中称为EPAP,在其上叠加通气辅助。EPAP不足导致上气道塌陷,而EPAP过度可以完全稳定上气道,但会对舒适性产生负面影响,促进面罩漏气或引起心血管并发症。借助于完整的多项睡眠图 (PSG) 研究,选择足以在睡眠状态、姿势、镇静水平和疾病进展范围内通常保持上气道稳定性同时避免负面副作用的

EPAP的任务(称为EPAP滴定的任务)是一个重大挑战,即使对于有经验的临床医生也如此。适当滴定的EPAP是极端之间的平衡,不一定防止所有阻塞事件。虽然NIV在全球范围内的使用越来越多,但只有一小部分患者借助于PSG研究施用了NIV以滴定EPAP。在更紧急的环境中,历史上,关于睡眠和镇静对无创通气功效的影响的认识是有限的。

[0026] 因此,非常需要能够在动态响应NIV患者的上气道的变化症状时自动调节EPAP(即,执行“EPAP自动滴定”)的NIV治疗。

[0027] 4.2.3治疗系统

[0028] 这些治疗可以由治疗系统或装置提供。这种系统和装置也可用于诊断病症而不对其进行治疗。

[0029] 治疗系统可包括呼吸压力治疗装置(RPT装置)、空气回路、湿化器、患者接口和数据管理。

[0030] 4.2.3.1患者接口

[0031] 患者接口可用于将呼吸装置接合到其佩戴者,例如通过向气道的入口提供空气流。空气流可以经由面罩提供到鼻子和/或嘴部、经由管提供到嘴部或经由气切管提供到患者的气管。根据待施加的治疗,患者接口可与例如患者面部的区域形成密封,从而有利于气体以与环境压力具有足够差异的压力(例如,相对于环境压力约10cm H₂O的正压)进行输送,以实现治疗。对于其他形式的治疗,诸如氧输送,患者接口可以不包括足以有利于将约10cm H₂O的正压下的气体供给输送到气道的密封。

[0032] 4.2.3.2呼吸压力治疗(RPT)装置

[0033] 空气压力发生器在一系列应用中是已知的,例如,工业规模的通气系统。然而,用于医学应用的空气压力发生器具有未被更普遍的空气压力发生器满足的特定要求,诸如医疗装置的可靠性、尺寸和重量要求。此外,即使被设计用于医疗的装置也可具有关于以下一个或多个的缺点:舒适性、噪音、易用性、功效、尺寸、重量、可制造性、成本和可靠性。

[0034] 一种已知的用于治疗睡眠呼吸障碍的RPT装置是由瑞思迈有限公司(ResMed)制造的S9睡眠治疗系统。RPT装置的另一个实例是呼吸机。呼吸机诸如瑞思迈Stellar™系列的成人和儿科呼吸机可以为一系列患者提供对创伤性和无创性非依赖性通气的支持以用于治疗多种病状,诸如但不限于NMD、OHS和COPD。

[0035] 瑞思迈Elisée™ 150呼吸机和瑞思迈VS III™呼吸机可为适用于成人或儿童患者的创伤性和无创性依赖性通气提供支持以用于治疗多种病状。这些呼吸机提供具有单肢或双肢回路的体积和气压通气模式。RPT装置通常包括压力发生器,例如电动机驱动的鼓风机或压缩气体贮存器,并且被配置成向患者的气道供应空气流。在一些情况下,可以在正压力下将空气流供应到患者的气道。RPT装置的出口经由空气回路连接到患者接口,例如上述的那些。

[0036] 4.2.3.3湿化器

[0037] 输送没有加湿的空气流可能导致气道干燥。使用具有RPT装置和患者接口的湿化器产生加湿气体,使鼻黏膜的干燥最小化并增加患者气道舒适度。此外,在较冷的气候中,通常施加到患者接口中和患者接口周围的面部区域的暖空气比冷空气更舒适。一系列人工加湿装置和系统是已知的,然而它们可能不能满足医用湿化器的专门要求。

[0038] 5技术简述

[0039] 本技术旨在提供用于诊断、改善、治疗或预防呼吸障碍的医疗装置,其具有改善的舒适性、成本、功效、易用性和可制造性中的一种或多种。

[0040] 本技术的第一方面涉及用于诊断、改善、治疗或预防呼吸障碍的设备。

[0041] 本技术的另一方面涉及用于诊断、改善、治疗或预防呼吸障碍的方法。

[0042] 本技术包括用于呼吸障碍的通气治疗的方法和设备,其自动滴定通气的基础压力以维持上气道稳定性,使得所施加的通气辅助可以到达患者的肺部。自动滴定使基础压力增加通常与检测到的呼吸暂停的严重程度和/或流量限制的发作成比例的量,并且在没有这种发作的情况下将基础压力降低到最小值。特别地,调节考虑了呼吸暂停期间气道的打开/关闭状态,如通过分析对在呼吸暂停期间递送的定时后备呼吸的流量响应所确定的。

[0043] 根据本技术的一种形式,提供了一种用于治疗患者的呼吸障碍的设备。该设备包括被配置为通过患者接口将正压下的空气流输送到患者的气道的压力发生器,被配置为产生表示患者的呼吸流量的信号的传感器,和控制器。该控制器被配置为控制压力发生器以通过患者接口输送具有基础压力和压力支持的通气治疗,由表示患者呼吸流量的信号检测呼吸暂停,控制压力发生器以在呼吸暂停期间向患者输送一个或多个探测呼吸,响应于一个或多个探测呼吸中的一个,由呼吸流量信号的波形确定患者气道的畅通,基于气道的畅通计算呼吸暂停的有效持续时间,以及基于呼吸暂停的有效持续时间,响应于呼吸暂停,调整通气治疗的基础压力的设定点。

[0044] 根据本技术的另一种形式,提供了一种治疗患者呼吸障碍的方法。该方法包括控制压力发生器以通过患者接口向患者输送通气治疗,该通气治疗具有基础压力和压力支持;在压力发生器的控制器中,由表示患者的呼吸流量的信号检测呼吸暂停;控制压力发生器以在呼吸暂停期间向患者输送一个或多个探测呼吸;响应于一个或多个探测呼吸中的一个,由呼吸流量信号的波形确定患者气道的畅通;基于气道的畅通计算呼吸暂停的有效持续时间;以及基于呼吸暂停的有效持续时间,响应于呼吸暂停,调整通气治疗的基础压力的设定点。

[0045] 根据本技术的又另一种形式,提供了一种呼吸治疗系统,其包括:用于通过患者接口向患者输送通气治疗的装置,该通气治疗具有基础压力和压力支持;用于产生表示患者呼吸流量的信号的装置;用于由呼吸流量信号检测呼吸暂停的装置;用于在呼吸暂停期间向患者输送一个或多个探测呼吸的装置;用于响应于一个或多个探测呼吸中的一个,由呼吸流量信号的波形确定患者气道的畅通的装置;用于基于气道的畅通计算呼吸暂停的有效持续时间的装置;以及用于基于呼吸暂停的有效持续时间,响应于呼吸暂停,调整通气治疗的基础压力的设定点的装置。

[0046] 根据本技术的又另一种形式,提供了一种在患者的呼吸暂停期间确定气道畅通的方法。该方法包括:控制压力发生器以在呼吸暂停期间向患者输送一个或多个探测呼吸;以及在呼吸暂停期间,由表示患者呼吸流量的信号确定气道的畅通,其中该确定取决于响应于一个或多个探测呼吸中的至少一个的呼吸流量信号的波形的形状。

[0047] 根据本技术的又另一种形式,提供了一种用于治疗患者的呼吸障碍的设备。该设备包括:被配置为通过患者接口将正压下的空气流输送到患者的气道的压力发生器;被配置为产生表示患者的呼吸流量的信号的传感器;和控制器,其被配置为:控制压力发生器以通过患者接口输送通气治疗;控制压力发生器以在呼吸暂停期间向患者输送一个或多个探

测呼吸；以及在呼吸暂停期间，由呼吸流量信号的波形确定气道的畅通，其中确定该畅通取决于响应于一个或多个探测呼吸中的至少一个的呼吸流量波形的形状。

[0048] 根据本技术的又另一种形式，提供了一种呼吸治疗系统，其包括：用于通过患者接口将正压下的空气流输送到患者气道的装置；用于产生表示患者呼吸流量的信号的装置；用于在患者的呼吸暂停期间向患者输送一个或多个探测呼吸的装置；和用于在呼吸暂停期间由呼吸流量信号的波形确定气道畅通的装置。所述确定畅通取决于响应于至少一个探测呼吸的呼吸流量波形的形状。

[0049] 当然，这些方面的各部分可以形成本技术的子方面。此外，各个子方面和/或方面可以以各种方式组合，并且还构成本技术的其他方面或子方面。

[0050] 通过考虑以下具体实施方式、摘要、附图和权利要求中包含的信息，该技术的其他特征将是清楚明白。

6附图说明

[0051] 本技术通过实施例而非限制的方式在附图中示出，其中相同的附图标记表示类似的元件，其包括：

[0052] 6.1治疗系统

[0053] 图1示出了包括穿戴患者接口3000的患者1000的系统，该患者接口3000以全面罩的形式从RPT装置4000接收正压下的空气供应。来自RPT装置的空气在湿化器5000中加湿，并且沿着空气回路4170传递到患者1000。

[0054] 6.2呼吸系统和面部解剖学

[0055] 图2示出了包括鼻腔和口腔、喉、声带、食道、气管、支气管、肺、肺泡囊、心脏和膈膜的人类呼吸系统的概略图。

[0056] 6.3患者接口

[0057] 图3示出了根据本技术的一种形式的鼻罩形式的患者接口。

[0058] 6.4 RPT装置

[0059] 图4A示出了根据本技术的一种形式的RPT装置。

[0060] 图4B是根据本技术的一种形式的RPT装置的气动路径的示意图。指示上游和下游的方向。

[0061] 图4C是根据本技术的一种形式的RPT装置的电气部件的示意图。

[0062] 图4D是根据本技术的一种形式的在RPT装置中实现的算法的示意图。

[0063] 6.5湿化器

[0064] 图5A示出了根据本技术的一种形式的湿化器的等距视图。

[0065] 图5B示出了根据本技术的一种形式的湿化器的等距视图，其示出了从湿化器贮存器泊区5130移除的湿化器贮存器5110。

[0066] 6.6呼吸波形

[0067] 图6A示出了人在睡觉时的典型模式呼吸流量波形。横轴是时间，纵轴是呼吸流量。虽然参数值可以变化，但是典型的呼吸可以具有以下近似值：潮气量， V_t ，0.5L，吸气时间， T_i ，1.6s，吸气峰值流量， Q_{peak} ，0.4L/s，呼气时间， T_e ，2.4s，呼气峰值流量， Q_{peak} ，-0.5L/s。呼吸的总持续时间 T_{tot} 为约4s。该人通常以每分钟约15次呼吸 (BPM) 的速度呼吸，通气

(Vent) 约7.5L/分钟。在典型的工作循环中, T_i 与 T_{tot} 的比率为约40%。

[0068] 图6B示出了呼吸流量波形的缩放吸气部分, 其中患者正在经历“经典平坦度”吸气流量限制的实施例。

[0069] 图6C示出了呼吸流量波形的缩放吸气部分, 其中患者正在经历“椅形”(晚期平坦度) 吸气流量限制的实施例。

[0070] 图6D示出了呼吸流量波形的缩放吸气部分, 其中患者正在经历“反向椅”(早期平坦度) 吸气流量限制的实施例。

[0071] 图6E示出了呼吸流量波形的缩放吸气部分, 其中患者正在经历“M形”吸气流量限制的实施例。

[0072] 图6F示出了呼吸流量波形的缩放吸气部分, 其中患者正在经历严重“M形”吸气流量限制的实施例。

[0073] 6.7 EPAP自动滴定

[0074] 图7A是示出可用于实现图4D的吸气流量限制确定算法的方法的流程图。

[0075] 图7B是示出可用于实现图7A的中心部分特征计算步骤的方法的流程图。

[0076] 图7C是示出可用于实现图7A的流量限制模糊真值变量计算步骤的方法的流程图。

[0077] 图7D是示出可用于实现图7C的流量限制模糊真值变量计算步骤中一个的方法的流程图。

[0078] 图7E是示出可用于实现图7A的后平坦度模糊真值变量计算步骤的方法的流程图。

[0079] 图7F是示出可用于实现图4D的M形检测算法的方法的流程图。

[0080] 图7G是示出可用于实现图4D的呼吸暂停检测算法的方法的流程图。

[0081] 图7H和7I是示出可用于实现图4D的气道通畅确定算法的方法的流程图。

[0082] 图8A是示出可以通过图4D的治疗参数确定算法实现的自动滴定EPAP值的方法的流程图。

[0083] 图8B是示出可用于实现图8A的EPAP-自动滴定方法的“形状医生”步骤的方法的流程图。

[0084] 图8C是示出可用于实现图8B的方法的一个步骤的方法的流程图。

[0085] 图8D是示出可用于实现图8B的方法的另一步骤的方法的流程图。

[0086] 图8E是示出可用于实现图8A的EPAP-自动滴定方法的“呼吸暂停医生”步骤的方法的流程图。

[0087] 图8F是示出可用于实现图8E的方法的呼吸暂停处理步骤的方法的流程图。

[0088] 图8G是示出可用于实现图8A的EPAP-自动滴定方法的步骤的方法的流程图。

[0089] 图9A包含示出响应于流量限制的事件的图8A的EPAP自动滴定方法的行为的实施例的图。

[0090] 图9B包含示出响应于闭合的呼吸暂停的图8A的EPAP自动滴定方法的行为的实施例的图。

[0091] 图9C包含示出响应于混合性呼吸暂停的图7H的气道通畅确定算法的行为的实施例的图。

[0092] 图9D包含图9C的图的各个部分的扩展。

7具体实施方式

[0093] 在更进一步详细描述本技术之前,应当理解的是本技术并不限于本文所描述的特定实施例,其可改变。还应当理解的是本公开中使用的术语仅是为了描述本文所描述的特定实施例的目的,并不意图进行限制。

[0094] 提供与可共有一个或多个共同特点和/或特征的各种实施例有关的以下描述。应该理解的是任何一个实施例的一个或多个特征可以与另一个实施例或其他实施例的一个或多个特征组合。另外,任何实施例中的任何单个特征或特征的组合可以构成另一实施例。

[0095] 7.1治疗

[0096] 在一种形式中,本技术包括一种用于治疗呼吸障碍的方法,其包括将正压下的空气供应到患者1000的气道入口。

[0097] 在本技术的某些实施例中,通过一个或两个鼻孔向患者的鼻通道提供正压下的空气供应。

[0098] 7.2治疗系统

[0099] 在一种形式中,本技术包括用于治疗呼吸障碍的设备或装置。该设备或装置可以包括RPT装置4000,其用于经由通向患者接口3000的空气回路4170向患者1000供应加压空气。

[0100] 7.3患者接口

[0101] 根据本技术的一个方面的无创患者接口3000包括以下功能方面:密封形成结构3100、充气室3200、定位和稳定结构3300、通气口3400、用于连接到空气回路4170的一种形式的连接端口3600以及前额支架3700。在一些形式中,可通过一个或多个物理部件来提供功能方面。在一些形式中,一个物理部件可提供一个或多个功能方面。在使用中,密封形成结构3100被布置成围绕患者气道的入口,以便于将正压下的空气输送到气道。

[0102] 7.4 RPT装置

[0103] 根据本技术的一个方面的RPT装置4000包括机械和气动部件4100,电气部件4200并且被配置为执行一个或多个算法4300。RPT装置可具有外壳4010,该外壳4010分两部分形成,上部4012和下部4014。此外,外壳4010可包括一个或多个面板4015。RPT装置4000包括支撑RPT装置4000的一个或多个内部部件的底盘4016。RPT装置4000可以包括手柄4018。

[0104] RPT装置4000的气动路径可以包括一个或多个空气路径物品,例如,入口空气过滤器4112、入口消声器4122、能够供应正压下的空气的压力发生器4140(例如,鼓风机4142)、出口消声器4124以及一个或多个转换器4270,例如压力传感器4272和流量传感器4274。

[0105] 一个或多个空气路径物品可位于称为气动块4020的可移除的整体结构内。气动块4020可以位于外壳4010内。在一种形式中,气动块4020由底盘4016支撑或形成为底盘4016的一部分。

[0106] RPT装置4000可具有电源4210、一个或多个输入装置4220、中央控制器4230、治疗装置控制器4240、压力发生器4140、一个或多个保护电路4250、存储器4260、转换器4270、数据通信接口4280和一个或多个输出装置4290。电气部件4200可以安装在单个印刷电路板组件(PCBA)4202上。在一种替代形式中,RPT装置4000可包括一个以上的PCBA 4202。

[0107] 7.4.1 RPT装置的机械和气动部件

[0108] RPT装置可在整体单元中包括一个或多个以下部件。在一种替代形式中,一个或多

个以下部件可以作为各自单独单元定位。

[0109] 7.4.1.1空气过滤器

[0110] 根据本发明的一种形式的RPT装置可包括一个空气过滤器4110,或多个空气过滤器4110。

[0111] 在一种形式中,入口空气过滤器4112位于压力发生器4140上游的气动路径的起点处。

[0112] 在一种形式中,出口空气过滤器4114,例如抗菌过滤器,位于在气动块4020的出口与患者接口3000之间。

[0113] 7.4.1.2消声器

[0114] 在本技术的一种形式中,入口消声器4122位于压力发生器4140上游的气动路径中。

[0115] 在本技术的一种形式中,出口消声器4124位于压力发生器4140和患者接口3000之间的的气动路径中。

[0116] 7.4.1.3压力发生器

[0117] 在本技术的一种形式中,用于输送正压空气流或供应的压力发生器4140是可控制的鼓风机4142。例如,鼓风机4142可以包括具有安置在蜗壳中的一个或多个叶轮的无刷DC电动机4144。鼓风机能够在约4cmH₂O至约20cmH₂O的正压,或以高达约30cmH₂O的其他形式的压力下例如以高达约120升/分钟的速率供应空气。鼓风机可以如以下专利或专利申请中的任一个所述,其内容通过引用整体并入本文:美国专利号7,866,944;美国专利号8,638,014;美国专利号8,636,479;和PCT专利申请公开号W02013/020167。

[0118] 压力发生器4140受治疗装置控制器4240的控制。

[0119] 在其他形式中,压力发生器4140可以是活塞驱动的泵、连接到高压源(例如,压缩空气储存器)的压力调节器或风箱。

[0120] 7.4.1.4转换器

[0121] 转换器可以在RPT装置的内部,或RPT装置的外部。外部转换器可以位于例如空气回路(例如患者接口)上或形成其一部分。外部转换器可以是非接触式传感器的形式,例如将数据传送或传输到RPT装置的多普勒雷达运动传感器。

[0122] 在本技术的一种形式中,一个或多个转换器4270可以位于压力发生器4140的上游和/或下游。一个或多个转换器4270可以被构造和布置成测量例如气动路径中该点处的流量、压力或温度的性质。

[0123] 在本技术的一种形式中,一个或多个转换器4270位于患者接口3000的近侧。

[0124] 在一种形式中,可以对来自转换器4270的信号进行滤波,例如通过低通滤波、高通滤波或带通滤波。

[0125] 7.4.1.4.1流量传感器

[0126] 根据本技术的流量传感器4274可基于压差转换器,例如来自SENSIRION的SDP600系列压差转换器。

[0127] 在一种形式中,表示例如来自流量传感器4274的总流量 Q_t 等流量的信号由中央控制器4230接收。

[0128] 7.4.1.4.2压力传感器

[0129] 根据本技术的压力传感器4272被定位成与气动路径流体连通。合适的压力传感器的实例是来自HONEYWELL ASDX系列的传感器。替代性合适的压力转换器是来自GENERAL ELECTRIC的NPA系列传感器。

[0130] 在一种形式中,来自压力传感器4272的信号由中央控制器4230接收。

[0131] 7.4.1.4.3电动机速度转换器

[0132] 在本技术的一种形式中,电动机速度转换器4276用于确定电动机4144和/或鼓风机4142的转动速度。可将来自电动机速度转换器4276的电动机速度信号提供给治疗装置控制器4240。电动机速度转换器4276可以是例如速度传感器,诸如霍尔效应传感器。

[0133] 7.4.1.5防溢回阀

[0134] 在本技术的一种形式中,防溢回阀被定位在湿化器5000与气动块4020之间。防溢回阀被构造和布置为降低水从湿化器5000向上游流动到例如电动机4144的风险。

[0135] 7.4.1.6空气回路

[0136] 根据本技术的一个方面的空气回路4170是导管或管,其被构造和布置成在使用中允许空气在两个部件(例如气动块4020和患者接口3000)之间流动。

[0137] 具体地,空气回路4170可与气动块的出口和患者接口流体连接。空气回路可被称为空气输送管。在一些情况下,回路可具有用于吸气和呼气的单独分支。在其它情况下,使用单个分支。

[0138] 在一些形式中,空气回路4170可包括一个或多个加热元件,所述加热元件被配置为加热空气回路中的空气,例如以维持或升高空气的温度。加热元件可以是加热丝回路的形式,并且可包括一个或多个转换器,诸如温度传感器。在一种形式中,加热丝回路可绕空气回路4170的轴螺旋缠绕。加热元件可与诸如中央控制器4230或湿化器控制器5250的控制器相连通。在美国专利申请号US/2011/0023874中描述了包括加热丝回路的空气回路4170的一个实例,该专利申请以引用的方式整体并入本文。

[0139] 7.4.1.7氧气输送

[0140] 在本技术的一种形式中,补充氧气4180被输送至气动路径中的一个或多个点(诸如气动块4020的上游)处、空气回路4170和/或患者接口3000。

[0141] 7.4.2 RPT装置电气部件

[0142] 7.4.2.1电源

[0143] 电源4210可被定位在RPT装置4000的外壳4010的内部或外部。

[0144] 在本技术的一种形式中,电源4210仅向RPT装置4000提供电力。在本技术的另一种形式中,电源4210向RPT装置4000和湿化器5000提供电力。

[0145] 7.4.2.2输入装置

[0146] 在本技术的一种形式中,RPT装置4000包括按钮、开关或转度盘形式的一个或多个输入装置4220,以允许人员与装置进行交互。按钮、开关或转度盘可以为物理装置或者可由触摸屏访问的软件装置。在一种形式中,按钮、开关或转度盘可以物理连接到外壳4010,或者在另一种形式中,可以与接收器无线通信,所述接收器与中央控制器4230电连接。

[0147] 在一种形式中,输入装置4220可以被构造或布置为允许人员选择值和/或菜单选项。

[0148] 7.4.2.3中央控制器

[0149] 在本技术的一种形式中,中央控制器4230为一个或多个适于控制RPT装置4000的处理器。

[0150] 合适的处理器可包括x86英特尔处理器、基于来自ARM Holdings的ARM®Cortex®-M处理器的处理器,诸如来自ST MICROELECTRONIC的STM32系列微控制器。在本技术的某些替代性形式中,32位RISC CPU诸如来自ST MICROELECTRONICS的STR9系列微控制器,或16位RISC CPU诸如来自TEXAS INSTRUMENTS制造MSP430系列微控制器的处理器可同样适用。

[0151] 在本技术的一种形式中,中央控制器4230为专用电子电路。

[0152] 在一种形式中,中央控制器4230为专用集成电路。在另一种形式中,中央控制器4230包括分立电子部件。

[0153] 中央控制器4230可被配置为从一个或多个转换器4270、以及一个或多个输入装置4220接收输入信号。

[0154] 中央控制器4230可被配置为向输出装置4290、治疗装置控制器4240、数据通信接口4280和湿化器控制器5250中的一个或多个提供输出信号。

[0155] 在本技术的一些形式中,中央控制器4230被配置为实现本文所述的一种或多种方法,诸如一种或多种表示为计算机程序的算法4300,所述计算机程序存储在非暂时性计算机可读存储介质诸如存储器4260中。在本技术的一些形式中,中央控制器4230可与RPT装置4000集成。然而,在本技术的一些形式中,一些方法可通过远程定位装置来执行。例如,远程定位装置可通过对诸如来自本文所述的任何传感器的存储数据进行分析来确定呼吸机的控制设置或检测呼吸相关事件。

[0156] 7.4.2.4时钟

[0157] RPT装置4000可包括连接到中央控制器4230的时钟4232。

[0158] 7.4.2.5治疗装置控制器

[0159] 在本技术的一种形式中,治疗装置控制器4240是治疗控制模块4330,其形成由中央控制器4230执行的算法4300的一部分。

[0160] 在本技术的一种形式中,治疗装置控制器4240为专用电动机控制集成电路。例如,在一种形式中,使用由ONSEMI制造的MC33035无刷直流电动机控制器。

[0161] 7.4.2.6保护电路

[0162] 根据本技术的一个或多个保护电路4250可包括电气保护电路、温度和/或压力安全电路。

[0163] 7.4.2.7存储器

[0164] 根据本技术的一种形式,RPT装置4000包括存储器4260,例如非易失性存储器。在一些形式中,存储器4260可包括电池供电的静态RAM。在一些形式中,存储器4260可包括易失性RAM。

[0165] 存储器4260可被定位于PCBA 4202上。存储器4260可以是EEPROM或NAND闪存的形式。

[0166] 另外地或替代地,RPT装置4000包括可移除形式的存储器4260,例如根据安全数字(SD)标准制成的存储卡。

[0167] 在本技术的一种形式中,存储器4260用作非暂时性计算机可读存储介质,其上存

储表达本文所述的一种或多种方法(例如一种或多种算法4300)的计算机程序指令。存储器4260还可以用作当文中描述的一种或多种方法由一个或多个处理器作为指令执行时,用于获取,收集,使用或生成的数据的易失性或非易失性存储介质。

[0168] 7.4.2.8数据通信系统

[0169] 在本技术的一种形式中,提供了数据通信接口4280,并且将其连接到中央控制器4230。数据通信接口4280可连接到远程外部通信网络4282和/或本地外部通信网络4284。远程外部通信网络4282可连接到远程外部装置4286。本地外部通信网络4284可连接到本地外部装置4288。

[0170] 在一种形式中,数据通信接口4280为中央控制器4230的一部分。在另一种形式中,数据通信接口4280与中央控制器4230分离,并可包括集成电路或处理器。

[0171] 在一种形式中,远程外部通信网络4282为因特网。数据通信接口4280可使用有线通信(例如,经由以太网或光纤)或无线协议(例如,CDMA、GSM、LTE)以连接到因特网。

[0172] 在一种形式中,本地外部通信网络4284利用一种或多种通信标准,诸如蓝牙或消费者红外协议。

[0173] 在一种形式中,远程外部装置4286可以为一台或多台计算机,例如网络计算机的群集。在一种形式中,远程外部装置4286可以为虚拟计算机,而非实体计算机。在任一情况下,此远程外部装置4286可以由适当授权人员(诸如临床医生)进行访问。

[0174] 本地外部装置4288可以为个人计算机、移动电话、平板或远程控制装置。

[0175] 7.4.2.9包括任选的显示器、警报器的输出装置

[0176] 根据本技术的输出装置4290可以采取视觉、音频和触觉单元中的一种或多种的形式。视觉显示器可以是液晶显示器(LCD)或者发光二极管(LED)显示器。

[0177] 7.4.2.9.1显示器驱动器

[0178] 显示驱动器4292接收要在显示器4294上显示的字符、符号或图像作为输入,并将它们转换成使显示器4294显示那些字符、符号或图像的命令。

[0179] 7.4.2.9.2显示器

[0180] 显示器4294被配置为响应于从显示器驱动器4292接收的命令可视地显示字符、符号或图像。例如,显示器4294可为八段显示器,在这种情况下,显示器驱动器4292将每个字符或者符号(诸如数字“0”)转换成八个逻辑信号,所述逻辑信号指示这八个相应的节段是否将被激活以显示特定的字符或符号。

[0181] 7.4.3 RPT装置算法

[0182] 7.4.3.1预处理模块

[0183] 根据本技术的一种形式的预处理模块4310接收来自转换器4270(例如流量传感器4274或压力传感器4272)的信号作为输入,并执行一个或多个处理步骤以计算将被用作另一个模块(例如治疗引擎模块4320)的输入的一个或多个输出值。

[0184] 在本技术的一种形式中,输出值包括接口或面罩压力 P_m 、呼吸流量 Q_r 和泄漏流速 Q_l 。

[0185] 在本技术的各种形式中,预处理模块4310包括以下算法中的一种或多种:压力补偿4312、通气流量估计4314、泄漏流量估计4316和呼吸流量估计4318。

[0186] 7.4.3.1.1压力补偿

[0187] 在本发明的一种形式中,压力补偿算法4312接收指示气动块出口附近的气动路径中压力的信号作为输入。所述压力补偿算法4312估计空气回路4170中的压降,并提供患者接口3000中的估计压力 P_m 作为输出。

[0188] 7.4.3.1.2通气流量估计

[0189] 在本技术的一种形式中,通气流量估计算法4314接收患者接口3000中的估算压力 P_m 作为输入,并且估算来自患者接口3000中的通气口3400的通气流量 Q_v 。

[0190] 7.4.3.1.3泄漏流量估计

[0191] 在本技术的一种形式中,泄漏流量估计算法4316接收总流量 Q_t 和通气流量 Q_v 作为输入,并且提供泄漏流量的估计值 Q_1 作为输出。在一种形式中,泄漏流量估计算法4316通过计算一段长至包括几个呼吸周期(例如,约10秒)的时间内总流量与通气流量 Q_v 间差值的平均值来估算泄漏流量 Q_1 。

[0192] 在一种形式中,泄漏流量估计算法4316接收患者接口3000中的总流量 Q_t ,通气流量 Q_v 以及估计压力 P_m 作为输入,并且通过计算泄漏电导并且确定泄漏流量 Q_1 为泄漏电导和压力 P_m 的函数来提供泄漏流量 Q_1 作为输出。泄漏电导可以计算为等于总流量 Q_t 和通气流量 Q_v 间差值的低通滤波非通气流量与低通滤波压力 P_m 的平方根之间的商,其中低通滤波器时间常数具有长至足够包括几个呼吸周期(例如,约10秒)的值。所述泄漏流量 Q_1 可以估计为泄漏电导和压力函数 P_m 的乘积。

[0193] 7.4.3.1.4呼吸流量估计

[0194] 在本技术的一种形式中,呼吸流量估计算法4318接收总流量 Q_t 、通气流量 Q_v 和泄漏流量 Q_1 作为输入,并且通过从总流量 Q_t 中减去通气流量 Q_v 和泄漏流量 Q_1 估算患者的呼吸流量 Q_r 。

[0195] 7.4.3.2治疗引擎模块

[0196] 在本技术的一种形式中,治疗引擎模块4320接收患者接口3000中的压力 P_m 和患者的呼吸流量 Q_r 中的一个或多个作为输入,并提供一个或多个治疗参数作为输出。

[0197] 在本技术的一种形式中,治疗参数是治疗压力 P_t 。

[0198] 在各种形式中,治疗引擎模块4320包括以下算法中的一种或多种:相位确定4321、波形确定4322、通气确定4323、吸气流量限制检测4324、呼吸暂停检测4325、吸气M形检测4326、气道通畅确定4327、典型的近期通气确定4328和治疗参数确定4329。

[0199] 7.4.3.2.1相位确定

[0200] 在本技术的一种形式中,相位确定算法4321接收指示呼吸流量 Q_r 的信号作为输入,并且提供患者1000的当前呼吸周期的相位 Φ 作为输出。

[0201] 在一些称为离散相位确定的形式中,相位输出 Φ 为一个离散变量。离散相位确定的一个实现方式在分别检测到开始自主吸入和呼出后提供具有吸气或呼气值(例如,分别表示为0和0.5转的值)的二值相位输出 Φ 。因为触发点和循环点分别是相位从呼气变化到吸气和从吸气变化到呼气的时间点,所以“触发”和“循环”的RPT装置4000有效地执行离散相位确定。在双值相位确定的一个实施中,当呼吸流量 Q_r 超出“触发阈值”(从而触发RPT装置4000递送“自主呼吸”)时,确定相位输出 Φ 具有离散值0(指示吸气),当呼吸流量 Q_r 低于“循环阈值”(从而“自发地循环”RPT装置4000)时,具有0.5转的离散值(指示呼气)。在一些此类实施中,触发和循环阈值可根据相应的触发和循环阈值函数在呼吸期间随时间变化。

这些函数描述在ResMed Limited的以W0 2006/000017公布的专利合作条约专利申请号PCT/AU2005/000895中,其全部内容通过引用并入文中。

[0202] 在一些这样的实施中,可以在最后一次触发时刻之后的“不应期”(表示为 $T_{\min}$)期间防止循环,并且必须在最后一次触发时刻之后的间隔(表示为 $T_{\max}$)内发生非自发循环。 $T_{\min}$ 和 $T_{\max}$ 的值是RPT装置4000的设置,并且可以例如在RPT装置4000的配置期间通过硬编码或通过输入装置4220手动输入来设置。

[0203] 在称为连续相位确定的其他形式中,相位输出 Φ 是连续变量,例如从0到1转,或从0到 2π 弧度。当连续相位分别达到0和0.5转时,执行连续相位确定的RPT装置4000可以触发和循环。在连续相位确定的一个实施中,首先由呼吸流量 Q_r 估计吸入时间 T_i 和呼气时间 T_e 。然后将相位 Φ 确定为自上一次触发时刻起经过的吸入时间 T_i 的一半比例,或0.5转加上自上一次循环时刻起经过的呼气时间 T_e 的一半比例(以较近者为准)。

[0204] 在一些实施中,适合于通气治疗(下面描述),相位确定算法4321被配置为即使在呼吸流量 Q_r 不显着时(例如在呼吸暂停期间)也触发。因此,RPT装置4000在没有来自患者1000的自主呼吸努力的情况下递送“后备呼吸”。对于这种形式,称为自发/定时(ST)模式,相位确定算法4321可以使用“后备频率” R_b 。后备频率 R_b 是RPT装置4000的设置,并且可以例如在RPT装置4000的配置期间通过硬编码或通过输入装置4220手动输入来设置。

[0205] 相位确定算法4321(离散的或连续的)可以以称为定时备份的方式使用后备频率 R_b 来实现ST模式。定时备份可以如下实现:相位确定算法4321尝试检测由于自主呼吸努力引起的吸气开始,例如通过将呼吸流量 Q_r 与上述触发阈值进行比较。如果在最后一次触发时刻之后的间隔内没有检测到自发吸气的开始,该间隔的持续时间等于后备频率 R_b 的倒数或逆数(被称为后备定时阈值的间隔, T_{backup}),则相位确定算法4321将相位输出 Φ 设置为0,从而触发RPT装置4000以提供后备呼吸。然后,相位确定算法4321尝试检测自发呼气的开始,例如通过将呼吸流量 Q_r 与上述循环阈值进行比较。后备呼吸的循环阈值可以与自主呼吸的循环阈值不同。与自主呼吸一样,在最后一次触发时刻之后的持续时间 $T_{\min}$ 的“不应期”期间,可以防止在后备呼吸期间的自发循环。

[0206] 与自主呼吸一样,如果在后备呼吸期间在最后一次触发时刻之后的 $T_{\max}$ 秒内未检测到自发呼气的开始,则相位确定算法4321将相位输出 Φ 设置为值0.5,从而使RPT装置4000循环。然后,相位确定算法4321通过将呼吸流量 Q_r 与上述触发阈值进行比较来尝试检测自发吸气的开始。

[0207] 7.4.3.2.2波形确定

[0208] 在本技术的一种形式中,波形确定算法4322在患者的整个呼吸循环中提供近似恒定的治疗压力。

[0209] 在本技术的其他形式中,波形确定算法4322控制压力发生器4140以提供根据波形模板在患者的整个呼吸循环中变化的治疗压力 P_t 。

[0210] 在本技术的一种形式中,波形确定算法4322提供波形模板 $\Pi(\Phi)$,其具有在相位确定算法4321提供的相位值 Φ 范围上的 $[0,1]$ 范围中的值,以供波形确定算法4322使用。

[0211] 在一种适用于离散或连续值相位的形式中,波形模板 $\Pi(\Phi)$ 是方波模板,对于直到并包括0.5转的相位值,其值为1,对于超过0.5转的相位值,其值为0。在一种适用于连续值相位的形式中,波形模板 $\Pi(\Phi)$ 包括两个平滑弯曲部分,即对于高达0.5转的相位值,从0

上升到1的平滑弯曲部分(例如升余弦),以及对于0.5转以上的相位值,从1衰减到0的平滑弯曲部分(例如指数)。

[0212] 在本技术的一些形式中,波形确定算法4322根据RPT装置4000的设置从波形模板库中选择波形模板 $\Pi(\Phi)$ 。库中的每个波形模板 $\Pi(\Phi)$ 可以作为值 Π 相对于相位值 Φ 的查找表提供。在其他形式中,波形确定算法4322使用预定的函数形式“在运行中”计算波形模板 $\Pi(\Phi)$,可能由一个或多个参数(例如,上升时间和下降时间)参数化。函数形式的参数可以是预定的或取决于患者1000的当前状态。

[0213] 在本技术的一些形式中,适用于吸气($\Phi=0$ 转)或呼气($\Phi=0.5$ 转)的离散双值相位,波形确定算法4322计算“运行中”的波形模板 Π 作为自最近触发时刻以来测量的离散相位 Φ 和时间 t 的函数。在这样一种形式中,波形确定算法4322分两部分(吸气和呼气)如下计算波形模板 $\Pi(\Phi, t)$:

$$[0214] \quad \Pi(\Phi, t) = \begin{cases} \Pi_i(t), & \Phi = 0 \\ \Pi_e(t - Ti), & \Phi = 0.5 \end{cases}$$

[0215] 其中, $\Pi_i(t)$ 和 $\Pi_e(t)$ 是波形模板 $\Pi(\Phi, t)$ 的吸气和呼气部分。

[0216] 在一种这样的形式中,波形模板的吸气部分 $\Pi_i(t)$ 分两个连续部分从0平滑上升到1:

[0217] • 被称为“时间尺度”的参数的前半部分线性上升至2/3;

[0218] • 时间尺度的后半部分抛物线上升至1。

[0219] 这种吸气部分的“上升时间” $\Pi_i(t)$ 可以被定义为 $\Pi_i(t)$ 上升到0.875值所用的时间。

[0220] 波形模板的呼气部分 $\Pi_e(t)$ 分两个连续抛物线部分从1平滑下降到0,其中拐点在时间尺度的25%和50%之间。这样的呼气部分 $\Pi_e(t)$ 的“下降时间”可以被定义为 $\Pi_e(t)$ 下降到0.125值所用的时间。

[0221] 7.4.3.2.3通气确定

[0222] 在本技术的一种形式中,通气确定算法4323接收呼吸流量 Q_r 作为输入,并确定指示当前患者通气的测量Vent。

[0223] 在一些实施中,通气确定算法4323将Vent计算为“瞬时通气” V_{int} ,其为呼吸流量信号 Q_r 的绝对值的一半。

[0224] 在一些实施中,通气确定算法4323通过低通滤波器(例如具有约0.10Hz的转角频率的四阶贝塞尔低通滤波器)对瞬时通气 V_{int} 进行滤波来将Vent计算为“非常快速通气” $V_{veryFast}$ 。这相当于约十秒的时间常数。

[0225] 在一些实施中,通气确定算法4323通过低通滤波器(例如具有约0.05Hz的转角频率的四阶贝塞尔低通滤波器)对瞬时通气 V_{int} 进行滤波来将Vent计算为“快速通气” V_{fast} 。这相当于约20秒的时间常数。

[0226] 在本技术的一些实施中,通气确定算法4323将Vent确定为肺泡通气的量度。肺泡通气是在给定时间内实际到达呼吸系统的气体交换表面的空气量的量度。因为患者的呼吸系统包括显著的“解剖死腔”,即不进行气体交换的体积,所以肺泡通气小于直接对呼吸流量 Q_r 进行的上述计算将产生的“总”通气值,但是患者呼吸性能的更准确量度。

[0227] 在这样的实施中,通气确定算法4323可以将瞬时肺泡通气确定为零或呼吸流量 Q_r

的绝对值的一半。瞬时肺泡通气为零的条件是：

- [0228] • 当呼吸流量从非负值变为负值时，或
- [0229] • 当呼吸流量从负值变为非负值时，和
- [0230] • 在呼吸流量改变符号之后，在呼吸流量 Q_r 的积分的绝对值小于患者的解剖死腔体积的时间段内。

[0231] 患者的解剖死腔体积可以是RPT装置4000的设置，例如在RPT装置4000的配置期间通过硬编码或通过输入装置4220手动输入来设置。

[0232] 在一些这样的实施中，通气确定算法4323可以通过使用上述相应的低通滤波器对瞬时肺泡通气进行低通滤波来将Vent计算为“非常快速肺泡通气”和/或“快速肺泡通气”。

[0233] 在下文中，省略了“肺泡”一词，但是可以假设其存在于治疗引擎模块4320的一些实施中。即，在随后的描述中对“通气”和“潮气量”的提及可以用于应用肺泡通气和肺泡潮气量以及“总”通气量和潮气量。

[0234] 7.4.3.2.4 吸气流量限制确定

[0235] 在本技术的一种形式中，治疗引擎模块4320执行一个或多个算法以确定呼吸流量波形的吸气部分（文中有时缩短为“吸气波形”）中的流量限制的程度，有时称为部分上气道阻塞。在一种形式中，流量限制确定算法4324接收呼吸流量信号 Q_r 作为输入，并且提供每个吸气波形表现出流量限制的程度的量度作为输出。

[0236] 正常的吸气波形是圆形的，接近正弦形状（见图6A）。通过足够的上气道肌张力（或EPAP），气道基本上作为刚性管，其中流量响应于增加的呼吸努力（或外部通气辅助）而增加。在一些情况下（例如，睡眠，镇静），上气道可以是可折叠的，例如响应于来自呼吸努力，或甚至来自应用的通气的其中的低于大气压的压力。这可能导致完全阻塞（呼吸暂停），或称为“流量限制”的现象。术语“流量限制”包括增加的呼吸努力仅引起增加的气道变窄的行为，使得吸气流量变得限制在恒定值，与努力无关（“斯塔林电阻器行为”）。因此，吸气流量曲线表现出扁平形状（见图6B）。

[0237] 实际上，上气道行为甚至更复杂，并且存在多种流动形状，其指示上气道相关的吸气流量限制，并且在存在外部通气辅助时存在更多种（参见图6C至6F）。为此，流量限制确定算法4324可以响应于以下类型的吸气流量限制中的一个或多个：“经典平坦度”（参见图6B），“椅形”（参见图6C）和“反向椅”（见图6D）。（“M形”（见图6E和6F）单独地使用M形检测算法4326处理。）

[0238] 图7A是示出了方法7000的流程图，该方法可以用于计算呼吸流量波形的吸气部分的流量限制的量度，作为本技术的一种形式的吸气流量限制确定算法4324的一部分。

[0239] 方法7000开始于步骤7010，该步骤基于吸气波形的中心部分计算多个“中心部分特征”CF1至CF8，包括中心斜率、中心偏差、中心凹度、以及波形具有大的初始截面和大的最终截面（大概在中心部分之前和之后）的范围。下面参考图7B详细描述步骤7010。

[0240] 下一步骤7020使用模糊逻辑组合在步骤7010中计算的中心部分特征CF1至CF8，以计算多个流量限制模糊真值变量FL1至FL6，其指示吸气波形与相应的原型流量限制（部分阻塞）吸气波形之间的相似度。这些原型可能包括：适度平坦，可能是凹面；轻度负斜率，表明吸气阻力高；非常扁平；扁平或M形，初始峰值大；平坦的，可能有一个轻微负斜率，后中心部分有一个峰值；并且凹面和平坦。下面参考图7C详细描述步骤7020。

[0241] 然后,方法7000在步骤7030中计算模糊真值变量fuzzyLateFlatness,其指示吸气波形的“椅形”程度,即早期峰值、晚期线性度和中度晚期斜率的组合(如图6C所示)。下面参考图7E详细描述步骤7030。

[0242] 最后在步骤7040中,使用“模糊OR”操作将计算的流量限制模糊真值变量FL1至FL6(来自步骤7020)和模糊真值变量fuzzyLateFlatness(来自步骤7030)全部组合以计算模糊真值变量flowLimitation,其指示吸气流量限制的程度。模糊“OR”取模糊真值变量的最大值,因此模糊真值变量flowLimitation指示与吸气波形最相似的原型流量限制吸气波形中的一个的相似程度。

[0243] 通过主要基于从吸气波形的中心部分提取的特征来检测流量限制,方法7000比其他检测吸气流量限制的方法对于未建模泄漏更稳健。这是因为未建模泄漏倾向于引起呼吸流量信号Qr的(通常但非排他地)正偏移,其为面罩压力Pm的函数,其在吸气波形的中心部分和后期部分期间通常趋于恒定(例如,一旦上升时间过去)。因此,由未建模泄漏引起的呼吸流量信号Qr的偏移在吸气波形的中心部分和后期部分期间也趋于恒定。

[0244] 图7B是示出了可以用于在本技术的一种形式中实现方法7000的步骤7010的方法7100的流程图。方法7100接收吸气波形的持续时间的“低分数”和“高分数”作为参数。方法7100使用的吸气波形的“中心部分”从低分数乘以吸气波形的持续时间延伸到高分数乘以吸气波形的持续时间。在步骤7010的一个实施中,传递给方法7100的“低分数”是0.3,并且“高分数”是0.85。

[0245] 方法7100开始于步骤7110,该步骤在中心部分之前(即“中心前”部分)在吸气波形的一部分上构建假想的“斜坡”。斜坡从吸气波形的起始点延伸到中心部分的起始点。

[0246] 然后,步骤7120通过将吸气波形与中心前部分上的斜坡之间的差相加来计算斜坡上方的呼吸流量。此量被称为flowAboveRampToStartOfCentralPart。

[0247] 下一步骤7130通过将flowAboveRampToStartOfCentralPart除以所有吸气波形值的总和来计算第一中心部分特征(CF1),propnAboveRampToStartOfCentralPart。propnAboveRampToStartOfCentralPart的显著正值通常与吸气流量波形的早期峰值相关联。负值指示流量向中心部分的非常平缓增加,并且不太可能与流量限制或高吸气阻力相关。

[0248] 接着是步骤7140,其中方法7100计算在中心部分上的第二中心部分特征(CF2),centralSlope。CentralSlope表示对吸气波形的归一化中心部分的线性近似的斜率,其可以通过归一化中心部分的线性回归来计算。归一化因子是完整吸气波形的平均值的最大值,以及最小归一化流量,其在一种实施中定义为24升/分钟。

[0249] 然后,步骤7150计算centralFlowsMean,即吸气波形的归一化中心部分的平均值。然后,步骤7150将centralFlowsMean乘以中心部分的持续时间以获得第三中心部分特征(CF3),centralPartDurationByFlowsMeanProduct。

[0250] 方法7100进行到步骤7160,其计算第四中心部分特征(CF4),postCentralActualAbovePredicted,其为中心部分之后(中心后部分)的吸气波形的部分中的多少流量高出对中心部分的线性近似的量度。步骤7160通过将归一化的吸气波形值与在中心后部分上延伸的线性近似之间的差值相加,并将该和除以中心后部分的持续时间和centralFlowsMean的值来计算postCentralActualAbovePredicted。(在一个实现中,如果centralFlowsMean不为正,则postCentralActualAbovePredicted被设置为零。)

postCentralActualAbovePredicted的负值通常指示正常呼吸,因为在部分上气道阻塞中,流量通常大于或等于中心部分在时间上向前的投影,而在正常呼吸中,中心部分之后的流量几乎总是比中心部分更快地减小。换句话说,在正常呼吸中,中心部分和中心后部分的流速一般是凸出的,而在流量受限的呼吸中,中心部分与中心后部分的大部分的流量通常是不凸出的。

[0251] 下一步骤7170计算第五中心部分特征(CF5),centralDeviation,其为实际吸气波形值与对中心部分的线性近似的变化的量度。在步骤7170的一个实施中,centralDeviation被计算为归一化流量与对中心部分的线性近似(由centralFlowsMean和centralSlope计算)之间的差值的平方的和的平方根。centralDeviation的显著正值指示中心部分的显著非线性。

[0252] 最后,在步骤7180中,方法7100计算第六中心部分特征(CF6),centralConcavity,其为中心部分的凹度的量度。centralConcavity的正值指示中心部分大致向上凹。在步骤7180的一个实施中,将centralConcavity计算为归一化的减去平均值的吸气波形与中心部分的V形函数之间的相似性的量度。在步骤7180的一个实施中,相似性度量被计算为对中心部分进行归一化的减去平均值的吸气波形和V形函数的乘积求和,除以V形函数的自相关。在步骤7180中也可以使用其他凹度量度来计算centralConcavity,例如,对中心部分的抛物线近似的曲率。另一个凹度量度是中心部分的高斯函数的二阶导数的内积,其在合适的范围内具有合适的比例因子,例如,其对应于 ± 2 标准偏差。替代地,这可以通过在低通滤波中心部分的中心处取流量的二阶导数来实现,其中低通滤波已经通过具有高斯函数的卷积来执行,可能具有适当的窗口化。可以使用其他低通滤波器,然后进行对滤波波形计算二阶导数的标准数值方法。

[0253] 为了计算第七和第八中心部分特征,步骤7010可以用中心部分的不同定义重复方法7100,即参数“低分数”和“高分数”的不同值。在一个这样的实施中,方法7100的第二次迭代的“低分数”是0.2,并且“高分数”是0.8,两者都低于定义对其计算中心部分特征CF1至CF6的中心部分的相应分数,因此定义了吸气波形的早期部分。称为ConcaveAndFlattishCentralSlope的第七中心部分特征(CF7)是方法7100的第二次迭代的步骤7140返回的centralSlope值。ConcaveAndFlattishCentralSlope值与对吸气波形的早期部分计算的centralSlope(CF2)值略有不同。

[0254] 第八中心部分特征(CF8)(称为ConcaveAndFlattishCentralConcavity)是方法7100的第二次迭代的步骤7180返回的centralConcavity值。ConcaveAndFlattishCentralConcavity值与对吸气波形的早期部分计算的centralConcavity(CF6)值略有不同。

[0255] 通过将中心部分特征CF1至CF8的计算基本上基于归一化量,方法7100使得其自身对于由未建模泄漏引起的吸气波形中的偏移更稳健。

[0256] 图7C是示出了可以用于在本技术的一种形式中实现方法7000的步骤7020的方法7200的流程图。如上所述,步骤7020组合在步骤7010中计算的中心部分特征CF1至CF8,例如通过使用模糊逻辑,来计算多个流量限制模糊真值变量FL1至FL6,其指示吸气波形与相应的原型流量限制吸气波形的相似性。

[0257] 每个步骤7210至7260独立地对八个中心部分特征CF1至CF8的某个子集操作,以计算六个流量限制模糊真值变量FL1至FL6中的一个。为此,步骤7210至7260可以并行或任何

方便的顺序执行。

[0258] 步骤7210将流量限制模糊真值变量FL1(名为flattishMaybeConcave)计算为三个模糊真值变量的模糊AND:分别由中心部分特征centralSlope(CF2),centralDeviation(CF5)和centralConcavity(CF6)获得的centralSlopeFlattishMaybeConcave,centralDeviationFlattishMaybeConcave,centralConcavityFlattishMaybeConcave。导致flattishMaybeConcave的三个模糊真值变量分别表示吸气波形的中心部分是中度平坦的(近似水平且合理线性)并且略微向上凹。在一个实施中,步骤7210计算centralSlopeFlattishMaybeConcave,centralDeviationFlattishMaybeConcave和centralConcavityFlattishMaybeConcave,如下所示:

[0259] centralSlopeFlattishMaybeConcave=模糊成员(

[0260] centralSlope,-0.2,假,-0.1,真,0.1,真,0.2,假)

[0261] centralDeviationFlattishMaybeConcave=模糊成员(

[0262] centralDeviation,0.05,真,0.1,假)

[0263] centralConcavityFlattishMaybeConcave=模糊成员(

[0264] centralConcavity,-0.2,假,0.0,真)

[0265] 步骤7220由六个中心部分特征CF1至CF6计算流量限制模糊真值变量FL2(称为mildNegSlopeHighInspResistance)。流量限制模糊真值变量mildNegSlopeHighInspResistance表示吸气波形在中心部分具有轻度负斜率,这表明高吸气阻力。

[0266] 图7D是示出了可以用于在本技术的一种形式中实现方法7200的步骤7220的方法7300的流程图。

[0267] 方法7300开始于步骤7310,其检查中心部分特征centralPartDurationByFlowsMeanProduct(CF3)是否大于0,或者中心部分特征centralSlope(CF2)是否在[-0.6,-0.1]之间。如果不是(“N”),则方法7300进行到步骤7320,其将mildNegSlopeHighInspResistance设置为假,因为中心斜率不是轻度负的或者中心部分太小而不是有用的。

[0268] 否则(“Y”),方法7300开始计算四个模糊真值变量,这些变量将使用模糊AND运算组合以产生mildNegSlopeHighInspResistance。

[0269] 该计算开始于步骤7330,其由中心部分特征propnAboveRampToStartOfCentralPart(CF1)计算中间模糊真值变量pairIsHigh,使得当中心前部分变为“更尖”时,pairIsHigh变为真。在一个实施中,步骤7330如下计算pairIsHigh:

[0270] pairIsHigh=模糊成员(propnAboveRampToStartOfCentralPart,0.08,假,0.12,真)

[0271] 然后,步骤7340由pairIsHigh和centralSlope计算与斜率相关的偏差阈值。在一个实施中,步骤7340如下计算slopeDependentDeviationThreshold:

[0272] slopeDependentDeviationThreshold=pairIsHigh*0.08+(1-pairIsHigh)*(0.04+(centralSlope+0.5)*0.1)

[0273] 在下一步骤7350中,方法7300使用中心部分特征centralDeviation(CF5)减去刚刚计算的斜率相关的偏差阈值,计算导致mildNegSlopeHighInspResistance的四个模糊真值变量中的第一个,即centralDeviationLow。当这种差值增加时,centralDeviationLow的

值变为假。在一个实施中,步骤7350如下计算centralDeviationLow:

[0274] $\text{centralDeviationLow} = \text{模糊成员}(\text{centralDeviation} - \text{slopeDependentDeviationThreshold}, 0.0, \text{真}, 0.01, \text{假})$

[0275] 然后,步骤7360由中心部分特征centralConcavity (CF6) 计算导致mildNegSlopeHighInspResistance的四个模糊真值变量中的第二个,即centralConcavityModPositive,使得当中心部分的凹度适度为正时,centralConcavityModPositive为真。在一个实施中,步骤7360如下计算centralConcavityModPositive:

[0276] $\text{centralConcavityModPositive} = \text{模糊成员}(\text{centralConcavity}, -0.05, \text{假}, 0.0, \text{真}, 0.3, \text{真}, 0.5, \text{假})$

[0277] $\text{centralConcavity}, -0.05, \text{假}, 0.0, \text{真}, 0.3, \text{真}, 0.5, \text{假})$

[0278] 下一步骤7370由中心部分特征postCentralActualAbovePredicted (CF4) 计算导致mildNegSlopeHighInspResistance的四个模糊真值变量中的第三个,即postCentralActualAbovePredMildNegSlope,使得当postCentralActualAbovePredicted增加时,postCentralActualAbovePredMildNegSlope变为真。在一个实施中,步骤7370如下计算postCentralActualAbovePredMildNegSlope:

[0279] $\text{postCentralActualAbovePredMildNegSlope} = \text{模糊成员}(\text{postCentralActualAbovePredicted}, -0.4, \text{假}, -0.3, \text{真})$

[0280] $\text{postCentralActualAbovePredicted}, -0.4, \text{假}, -0.3, \text{真})$

[0281] 接下来是步骤7375,在该步骤中,方法7300由中心部分特征centralSlope (CF2) 和centralPartDurationByFlowsMeanProduct (CF3) 计算指数衰减常数exponentialDecayConstant。在一个实施中,步骤7375如下计算exponentialDecayConstant:

[0282] $\text{exponentialDecayConstant} =$

[0283] $-\text{centralSlope} / \text{centralPartDurationByFlowsMeanProduct}$

[0284] 下一步骤7380由exponentialDecayConstant计算导致mildNegSlopeHighInspResistance的四个模糊真值变量中的第四个,即expDecayConstMildNegSlope。在一个实施中,步骤7380如下计算expDecayConstMildNegSlope:

[0285] $\text{expDecayConstMildNegSlope} = \text{模糊成员}(\text{exponentialDecayConstant}, -0.4, \text{假}, -0.2, \text{真}, 0.2, \text{真}, 0.4, \text{假})$

[0286] $\text{exponentialDecayConstant}, -0.4, \text{假}, -0.2, \text{真}, 0.2, \text{真}, 0.4, \text{假})$

[0287] 方法7300的最后步骤7390计算mildNegSlopeHighInspResistance作为四个模糊真值变量centralDeviationLow, mildNegSlopeHighInspResistance, postCentralActualAbovePredMildNegSlope和expDecayConstMildNegSlope的模糊AND。

[0288] 步骤7230计算流量限制模糊真值变量FL3 (即veryFlat) 作为三个模糊真值变量的模糊AND: 分别由中心部分特征centralSlope (CF2), centralConcavity (CF6) 和propnAboveRampToStartOfCentralPart (CF1) 获得的centralSlopeVeryFlat, centralConcavityVeryFlat和propnAboveRampToStartOfCentralPartVeryFlat。导致veryFlat的三个模糊真值变量分别表示吸气波形在中心部分中近似水平而不向上凸起,而在中心前部分中不向上凹。在一个实施中,步骤7230如下计算centralSlopeVeryFlat, centralConcavityVeryFlat和propnAboveRampToStartOfCentralPartVeryFlat:

- [0289] centralSlopeVeryFlat=模糊成员 (
- [0290] centralSlope, -0.1, 假, -0.05, 真, 0.05, 真, 0.1, 假)
- [0291] centralConcavityVeryFlat=模糊成员 (
- [0292] centralConcavity, -0.1, 假, 0.0, 真)
- [0293] propnAboveRampToStartOfCentralPartVeryFlat=模糊成员 (
- [0294] propnAboveRampToStartOfCentralPart, -0.05, 假, 0.0, 真)
- [0295] 步骤7240计算流量限制模糊真值变量FL4 (即flatAndLargeInitialPeakMShapes) 作为三个模糊真值变量的模糊AND: 分别由中心部分特征centralSlope (CF2), centralConcavity (CF6) 和propnAboveRampToStartOfCentralPart (CF1) 获得的centralSlopeFlatAndLargeInitialPeakMShapes, centralConcavityFlatAndLargeInitialPeakMShapes和propnAboveRampToStartOfCentralPartFlatAndLargeInitialPeakMShapes。导致flatAndLargeInitialPeakMShapes的三个模糊真值变量分别表示吸气波形在中心部分中近似水平或M形, 并且具有大的初始峰值。在一个实施中, 步骤7240如下计算centralSlopeFlatAndLargeInitialPeakMShapes, centralConcavityFlatAndLargeInitialPeakMShapes和propnAboveRampToStartOfCentralPartFlatAndLargeInitialPeakMShapes:
- [0296] centralSlopeFlatAndLargeInitialPeakMShapes=模糊成员 (
- [0297] centralSlope, -0.3, 假, -0.2, 真, 0.2, 真, 0.3, 假)
- [0298] centralConcavityFlatAndLargeInitialPeakMShapes=模糊成员 (
- [0299] centralConcavity, 0.1, 假, 0.3, 真)
- [0300] propnAboveRampToStartOfCentralPartFlatAndLargeInitialPeakMShapes=模糊成员 (
- [0301] propnAboveRampToStartOfCentralPart, 0.15, 假, 0.3, 真)
- [0302] 步骤7250使用以下对三个中间模糊真值变量的模糊逻辑运算来计算流量限制模糊真值变量FL5, 即flatMNegSlopePostCentralHigh:
- [0303] flatMNegSlopePostCentralHigh=
- [0304] centralDeviationFlatMNegSlopePostCentralHigh AND
- [0305] (flatNegSlope OR flatMoreNegSlopeHighPostCentral)
- [0306] 模糊真值变量centralDeviationFlatMNegSlopePostCentralHigh由中心部分特征centralDeviation (CF5) 获得, 并指示吸气波形的中心部分是合理线性的。在一个实施中, 步骤7250如下计算centralDeviationFlatMNegSlopePostCentralHigh:
- [0307] centralDeviationFlatMNegSlopePostCentralHigh=模糊成员 (
- [0308] centralDeviation, 0.1, 真, 0.2, 假)
- [0309] 步骤7250将模糊真值变量flatNegSlope计算为两个模糊真值变量的模糊AND: 分别由中心部分特征centralSlope (CF2) 和postCentralActualAbovePredicted (CF4) 获得的centralSlopeFlatNegSlope和postCentralActualAbovePredFlatNegSlope。导致flatNegSlope的两个模糊真值变量分别表示吸气波形在中心部分中具有轻微的负斜率并且在中心后部分中向上凹。在一个实施中, 步骤7250如下计算centralSlopeFlatNegSlope和postCentralActualAbovePredFlatNegSlope:
- [0310] centralSlopeFlatNegSlope=模糊成员 (

- [0311] centralSlope, -0.45, 假, -0.3, 真, 0.1, 真, 0.2, 假)
- [0312] postCentralActualAbovePredFlatNegSlope=模糊成员 (
- [0313] postCentralActualAbovePredicted, 0.0, 假, 0.2, 真)
- [0314] 步骤7250计算模糊真值变量flatMoreNegSlopeHighPostCentral作为两个模糊真值变量的模糊AND: 分别由中心部分特征centralSlope (CF2) 和postCentralActualAbovePredicted (CF4) 获得的centralSlopeFlatMoreNegSlopeHighPostCentral和postCentralActualAbovePredFlatMoreNegSlopeHighPostCentral。导致flatMoreNegSlopeHighPostCentral的两个模糊真值变量分别表示吸气波形在中心部分中具有比flatNegSlope略微更大的斜率, 并且在中心后部分中具有峰值。在一个实施中, 步骤7250如下计算centralSlopeFlatMoreNegSlopeHighPostCentral和postCentralActualAbovePredFlatMoreNegSlopeHighPostCentral:
- [0315] centralSlopeFlatMoreNegSlopeHighPostCentral=模糊成员 (
- [0316] centralSlope, -0.55, 假, -0.45, 真, 0.1, 真, 0.2, 假)
- [0317] postCentralActualAbovePredFlatMoreNegSlopeHighPostCentral=
- [0318] 模糊成员 (postCentralActualAbovePredicted, 0.2, 假, 0.3, 真)
- [0319] 由步骤7250计算的模糊真值变量flatMNegSlopePostCentralHigh (FL5) 表示吸气波形在中心部分中是合理线性的, 并且在中心部分中具有轻微的负斜率并且在中心后部分中向上凹, 或者在中心部分中具有更大的负斜率, 在中心后部分中具有一个峰值。
- [0320] 步骤7260计算流量限制模糊真值变量FL6 (即concaveAndFlattish) 作为两个模糊真值变量的模糊AND: 分别由中心部分特征centralSlopeConcaveAndFlattish (CF7) 和centralConcavityConcaveAndFlattish (CF8) 获得的centralSlopeConcaveAndFlattishFuzzy和centralConcavityConcaveAndFlattishFuzzy。导致concaveAndFlattish的两个模糊真值变量分别表示吸气波形的中心部分近似水平且向上凹。流量限制模糊真值变量concaveAndFlattish (FL6) 与第一流量限制模糊真值变量flattishMaybeConcave (FL1) 略有不同, 因为其取决于中心部分特征CF7和CF8, 这些特征是对比CF2和CF6稍早定义的中心部分计算的, CF2和CF6导致flattishMaybeConcave。也就是说, concaveAndFlattish表示比flattishMaybeConcave略微更早出现水平和凹度。
- [0321] 在一个实施中, 步骤7260如下计算centralSlopeConcaveAndFlattishFuzzy和centralConcavityConcaveAndFlattishFuzzy:
- [0322] centralSlopeConcaveAndFlattishFuzzy=模糊成员 (
- [0323] centralSlopeConcaveAndFlattish, -0.4, 假, -0.2, 真, 0.2, 真, 0.4, 假)
- [0324] centralConcavityConcaveAndFlattishFuzzy=模糊成员 (
- [0325] centralConcavityConcaveAndFlattish, 0.3, 假, 0.4, 真)
- [0326] 图7E是示出了可以用于在本技术的一种形式中实现方法7000的步骤7030的方法7400的流程图。如上所述, 步骤7030计算模糊真值变量fuzzyLateFlatness, 其指示吸气波形的“椅形”的程度。
- [0327] 方法7400开始于步骤7410, 其检查吸气时间Ti是否大于吸气时间阈值, 并且典型的近期通气V_{typ} (由典型的近期通气确定算法4328返回, 如下所述) 大于零。在一种实施中, 吸气时间阈值是0.5。如果不是 (“N”), 则步骤7440将fuzzyLateFlatness设置为“模糊假”,

并且方法7400结束。否则(“Y”),步骤7420计算吸气波形的“后期部分”的开始和结束位置。步骤7420的目的是定义后期部分,以便排除吸气波形中的任何早期峰值。在一个实施中,使用由波形确定算法4322确定的压力波形模板的上升时间和下降时间参数来定义后期部分。在一个这样的实施中,后期部分的起始位置是1.25乘以上升时间,并且结束位置是从吸气波形结束返回的下降时间的四分之一。可以预期步骤7420的定义“后期部分”的其他实现。例如,步骤7420可以测试比上面定义的“后期部分”晚一些的部分,为了以接近零梯度合理逼近直线,并且如果找到,则向后搜索以找到该近似与从初始峰值快速下降的结,使用例如近似等于在结处的大的正平滑二阶导数来定位该结的标准,然后考虑后期部分大致在该结处开始。该方法比先前描述的方法在计算上更加密集。

[0328] 然后,方法7400检查在步骤7420中定义的后期部分的持续时间是否高于吸气时间 T_i 的最小分数。在一个实施中,最小分数是0.25。如果不是(“N”),则认为后期部分太短而不能进行可靠的分析,并且方法7400进行到步骤7440,其将fuzzyLateFlatness设置为“模糊假”,并且方法7400结束。否则(“Y”),下一步骤7450由典型的近期通气 V_{typ} 计算标准化因子normFactorTypVent,使得normFactorTypVent通常随着 V_{typ} 的增加而增加。在一个实施中,适合于当 V_{typ} 是肺泡通气时,步骤7450将normFactorTypVent计算为 $V_{typ}/4.5$ 。

[0329] 然后,步骤7455计算对后期部分上的吸气波形的线性近似。步骤7455可以使用线性回归来计算线性近似,其特征在于平均流量flowMean,斜率flowSlope和均方根预测误差rootMeanSqFlowPredErr。然后,步骤7455通过将每个参数除以归一化因子normFactorTypVent来计算这三个参数的归一化版本:

[0330] $lateFlowMean = flowMean / normFactorTypVent$

[0331] $lateSlope = flowSlope / normFactorTypVent$

[0332] $lateFlatness = rootMeanSqFlowPredErr / normFactorTypVent$

[0333] 文中的“平坦度”是指后期部分类似于直线的程度,不涉及其梯度,并且当后期部分实际上是直线时,lateFlatness的值为零。

[0334] 在下一步骤7460中,方法7400计算flowAboveLateBeforeLate的量,其指示在后期部分之前多少吸气波形超过在步骤7455中计算的对吸气波形的后期部分的线性近似的反投影,即指示在吸气波形中的早期峰值的大小。为了计算flowAboveLateBeforeLate,找到呼吸流量 Q_r 超过对后期部分的线性近似的反投影的后期部分之前的最早位置。然后在该位置和后期部分的起始位置之间平均化呼吸流量 Q_r 和线性近似之间的差值。然后通过归一化因子normFactorTypVent对平均值进行归一化,以获得flowAboveLateBeforeLate。然后,步骤7460由flowAboveLateBeforeLate的值计算模糊真值变量flowAboveLateBeforeLateAdequate,使得flowAboveLateBeforeLateAdequate为模糊假,直到flowAboveLateBeforeLate超过通常随着晚期部分lateFlowMean的平均流量(在步骤7455中计算)而增加的阈值。flowAboveLateBeforeLateAdequate与lateFlowMean的相关性的影响是,当后期部分的平均流量增加时,需要更大的早期峰值来使fuzzyLateFlatness为模糊真。

[0335] 在一个实施中,步骤7460如下计算flowAboveLateBeforeLateAdequate:

[0336] $flowAboveLateBeforeLateAdequate = \text{模糊成员} ($

[0337] $flowAboveLateBeforeLate, LOWER_THRESH, \text{假}, UPPER_THRESH, \text{真})$

[0338] 其中LOWER_THRESH和UPPER_THRESH在一个实施中是分别等于 $0.5 * \text{lateFlowMean}$ 和 lateFlowMean 的常量阈值。在一个实施中,无论 lateFlowMean 的值如何,阈值分别具有2.25和4.5升/分钟的最小值。

[0339] 方法7400进行到步骤7465,其计算模糊真值变量 $\text{lateFlatnessFuzzyComp}$,其随着 lateFlatness 增加而从真变为假,即,后期部分变得不那么线性。在一个实施中,步骤7465如下计算 $\text{lateFlatnessFuzzyComp}$:

[0340] $\text{lateFlatnessFuzzyComp}$ = 模糊成员 (

[0341] lateFlatness , LOWER_FLATNESS_THRESH, 真, UPPER_FLATNESS_THRESH, 假)

[0342] 其中LOWER_FLATNESS_THRESH和UPPER_FLATNESS_THRESH在一个实施中是分别等于0.6和0.9的常量阈值。

[0343] 下一步骤7470计算模糊真值变量 $\text{lateSlopeFuzzyComp}$,其仅在 lateSlope 为“中等”时,即在特定范围内时才为真。即, lateSlope 的大的正值或负值可能导致 $\text{lateSlopeFuzzyComp}$ 为假。在一个实施中,步骤7470如下计算 $\text{lateSlopeFuzzyComp}$:

[0344] $\text{lateSlopeFuzzyComp}$ = 模糊成员 (

[0345] lateSlope , LOWER_SLOPE_THRESH, 假, UPPER_SLOPE_THRESH, 真, 6.0, 真, 9.0, 假,)

[0346] 其中LOWER_SLOPE_THRESH和UPPER_SLOPE_THRESH是阈值。在一个实施中,阈值通常随着 lateFlowMean 增加而变得更负,意味着随着后期部分的平均流量增加,在“中等”的定义内允许更大的负斜率。在一个实施中,步骤7470如下计算LOWER_SLOPE_THRESH和UPPER_SLOPE_THRESH:

[0347] LOWER_SLOPE_THRESH = $-9.0 - 3 * \text{slopeThresholdExtension}$

[0348] UPPER_SLOPE_THRESH = $-6.0 - 3 * \text{slopeThresholdExtension}$

[0349] 其中 $\text{slopeThresholdExtension}$ 是一个实数,随着 lateFlowMean 增加从1减少到0。在一个实施中,步骤7470如下计算 $\text{slopeThresholdExtension}$:

[0350] $\text{slopeThresholdExtension}$ = 模糊成员 (

[0351] lateFlowMean , 0.6, 1.0, 0.9, 0.0)

[0352] 方法7400的最后步骤7475计算 fuzzyLateFlatness ,作为分别在步骤7460,7465和7470中计算的模糊真值变量 $\text{flowAboveLateBeforeLateAdequate}$, lateFlatnessComp 和 $\text{lateSlopeFuzzyComp}$ 的模糊AND。

[0353] 7.4.3.2.5 M形检测

[0354] 在本技术的一种形式中,治疗引擎4320模块执行一个或多个算法以检测吸气波形中的“M形”。在一种形式中,M形检测算法4326接收呼吸流量信号 Q_r 作为输入,并提供指示每个吸气波形呈现M形的程度的测量值作为输出。

[0355] 具有不比典型近期值大很多的潮气量或其他呼吸通气值的M形吸气波形表示流量限制。这种吸气波形具有相对快速的上升和下降以及约在中心处具有流量倾角或“凹口”,倾角是由于流动限制(参见图6E和6F)。在较高潮气量或呼吸通气值下,这种波形通常是行为性的,即睡眠期间的微觉醒或叹气,并且不表示流量限制。

[0356] 为了检测M形波形,M形检测算法4326确定吸气波形与大致M形波形的相似性。

[0357] 图7F是示出了可以用于在本技术的一种形式中实现M形检测算法4326的方法7500的流程图。

[0358] 由于凹口可能不在吸气波形的中心,因此方法7500试图找到凹口的位置,然后对波形进行线性时间扭曲,使得凹口位于波形的中心。为了找到凹口,第一步骤7510执行归一化的吸气波形 $f(t)$ (其中归一化除以均值)的修正卷积,其中V形核 $V(t)$ 的长度为 $T_i/2$,其中中心为零,其中 T_i 是吸气时间:

$$[0359] \quad V(t) = 8 \left| \frac{t}{T_i} \right| - 1$$

[0360] 修正卷积基于对核 $V(t)$ 的左半部和右半部的单独卷积。左半部卷积计算为

$$[0361] \quad I_L(\tau) = \int_{-\frac{T_i}{4}}^0 V(t) f(t-\tau) dt$$

[0362] 和右半部卷积为

$$[0363] \quad I_R(\tau) = \int_0^{\frac{T_i}{4}} V(t) f(t-\tau) dt$$

[0364] 将修正卷积 $I(\tau)$ 计算为左半部和右半部卷积 $I_L(\tau)$ 和 $I_R(\tau)$ 的组合,使得如果左半部和右半部卷积中的任一个为零,则结果为零,无论其他量如何,如果两者都是1,则结果为1。因此受到限制,左半部和右半部卷积的组合在某种意义上类似于逻辑“and”函数,因此被赋予名称“V-anded卷积”。在一个实施中,该组合是左半部和右半部卷积的修正的几何平均值:

$$[0365] \quad I(\tau) = \begin{cases} \sqrt{I_L(\tau) I_R(\tau)}, & I_L(\tau) > 0 \text{ 和 } I_R(\tau) > 0 \\ 0 & \text{否则} \end{cases} \quad (1)$$

[0366] 上述约束提供了这样的条件,即定位凹口左侧的吸气波形通常向左增加,而凹口右侧的吸气波形通常向右增加。这比简单地对左右积分求和更具特异性。在等式(1)给出的实施中,时移归一化吸气波形与每个半V的乘积的积分必须严格为正,否则V-anded卷积为零。这防止各种病变,例如,流到V中心左侧的吸气部分实际上并没有向左增加,但是V波形右半部的积分太大而使其超过实际上减少的左半部。

[0367] V-anded卷积是用 $T_i/4$ 到 $3T_i/4$ 范围内的核 $V(t)$ 中心位置进行的,从而得到吸气波形的半个中心的结果。

[0368] 步骤7520找到修正卷积 $I(\tau)$ 峰值的位置,如果该峰值的高度大于阈值,则认为凹口存在于核 $V(t)$ 中心位置 t_{notch} 处,这个峰值位于该位置。在一个实施中,阈值被设置为0.15。

[0369] 如果通过步骤7520(“Y”)在位置 t_{notch} 处找到凹口,则在步骤7530中,吸气波形 $f(t)$ 发生时间扭曲或“对称”,使得波形的一半位于 t_{notch} 的左侧并且一半是在右侧。该操作给出了吸气波形 $f(t)$ 的时间扭曲或“对称”版本 $G(t)$:

$$[0370] \quad G(t) = \begin{cases} f\left(\frac{t}{\left(\frac{T}{2}\right)} t_{\text{notch}}\right), & t < \frac{T}{2} \\ f\left(t_{\text{notch}} + \left(\frac{t - \frac{T}{2}}{\frac{T}{2}}\right) (T - t_{\text{notch}})\right) & t \geq \frac{T}{2} \end{cases}$$

[0371] 如果在步骤7520中没有找到凹口(“N”),则步骤7535将G(t) 设置为吸气波形f(t), 因为一些不具有可检测凹口的波形可能仍具有M形流量限制。

[0372] 为了检测对称波形G(t) 中的M形流量限制,首先将半宽度Ti的第一和第三正弦谐波函数定义为

$$[0373] \quad F_1(t) = \sin\left(\pi \frac{t}{T_i}\right)$$

[0374] 和

$$[0375] \quad F_3(t) = \sin\left(3\pi \frac{t}{T_i}\right)$$

[0376] 这两个谐波函数在[0,Ti]上是正交的。对于t在[0,Ti]中,F₃(t)大致类似于M形吸气波形,F₁(t)大致类似于正常吸气波形。因此,对称波形G(t)类似于F₃(t)的程度是波形类似于M的程度的指示。步骤7540计算该程度。在一个实施中,步骤7540将对称波形G(t)的一次谐波中的功率计算为一次谐波函数F₁与对称波形G(t)的内积的平方,以及将对称波形G(t)的三次谐波中的功率计算为三次谐波函数F₃与对称波形G(t)的内积的平方。两种内积均在吸气间隔[0,Ti]上计算。然后,步骤7540计算对称波形G(t)类似于F₃(t)的程度,作为对称波形G(t)的三次谐波中的功率与对称波形G(t)的一次和三次谐波中的功率之和的比率M3Ratio:

$$[0377] \quad M3Ratio = \frac{\langle F_3, G \rangle_{[0, T_i]}^2}{\langle F_1, G \rangle_{[0, T_i]}^2 + \langle F_3, G \rangle_{[0, T_i]}^2}$$

[0378] 当M3Ratio很大时,吸气波形通常类似于M。但如果波形非常不对称,则M3Ratio也可能很大,波形的第一个或第二个半部分的平均流量要比另一半部分高得多。为了排除这种可能性,步骤7540还计算吸气波形f(t)关于凹口位置的对称性的量度Symm。在一个实施中,步骤7540计算对称波形G(t)的第一个和第二个半部分的三次谐波分量:

$$[0379] \quad M_{3L} = \langle F_3, G \rangle_{\left[0, \frac{T_i}{2}\right]}$$

$$[0380] \quad M_{3R} = \langle F_3, G \rangle_{\left[\frac{T_i}{2}, T_i\right]}$$

[0381] 然后,步骤7540将量度Symm计算为这些分量中较小者与其绝对值之和的比率:

$$[0382] \quad Symm = \frac{\min(M_{3L}, M_{3R})}{|M_{3L}| + |M_{3R}|}$$

[0383] 然后,步骤7550测试量度Symm是否小于低阈值,其在一个实施中设置为0.3。如果是这样(“Y”),则认为吸气波形不是对称的M形,并且在步骤7560中,M3SymmetryRatio的量(其是吸气波形是对称M形的程度的量度)被设置为等于零。否则(“N”),在步骤7570中,将M3SymmetryRatio设置为等于M3Ratio。

[0384] 最终步骤7580由M3SymmetryRatio计算变量RxProportion,以便随着M3SymmetryRatio的增加通常从0增加到1。在一个实施中,步骤7580如下计算RxProportion:

[0385] $RxProportion = \text{模糊去加权} ($

[0386] $M3SymmetryRatio, LOWER_M3SYMMETRYRATIO_THRESH, 0.0, UPPER_M3SYMMETRYRATIO_THRESH, 1.0)$

[0387] 其中LOWER_M3SYMMETRYRATIO_THRESH和UPPER_M3SYMMETRYRATIO_THRESH是常数,在一个实施中分别等于0.17和0.3。变量RxProportion是呼吸流量波形的吸气部分的M形程度的在范围[0,1]中的指示。

[0388] 7.4.3.2.6呼吸暂停检测

[0389] 在本技术的一种形式中,治疗引擎模块4320执行呼吸暂停检测算法4325以检测呼吸暂停。

[0390] 在一种形式中,呼吸暂停检测算法4325接收呼吸流量信号Qr作为输入,并且提供指示检测到的呼吸暂停的开始和结束的一系列事件作为输出。

[0391] 图7G是示出了可以用于在本技术的一种形式中实现呼吸暂停检测算法4325的检测呼吸暂停的方法7600的流程图。

[0392] 方法7600通常寻找与预期的正常通气Vnorm相关的低通气。在一些实施中,预期的正常通气Vnorm可以是由以下所述的典型的近期通气确定算法4328返回的典型的近期通气Vtyp。

[0393] 在两个不同的时间尺度下测量通气,一个相当于呼吸,一个相当于多个呼吸的持续时间中的一个,并且与任何时间尺度下的预期正常通气Vnorm相关的低通气表示呼吸暂停正在进行中。方法7600包含滞后,其中如果先前已经确定呼吸暂停正在进行中,但是指示呼吸暂停正在进行的两个标准中的任一个都不是真的,那么由通气相对于预期正常通气Vnorm得出的另一个标准对于呼吸暂停已经结束必须是真的。方法7600的滞后使得方法7600比先前检测呼吸暂停的方法对呼吸流量的瞬时增加具有更大的稳健性。

[0394] 方法7600还出于治疗目的返回呼吸暂停的有效持续时间。呼吸暂停的有效持续时间默认为其闭合气道部分的总持续时间,即呼吸暂停的每个闭合气道部分开始与其终止之间所经过的时间的总和。然而,呼吸暂停的有效持续时间可以从这个默认的“闭合持续时间”值减去两个单独的去加权因子中的一个或两个,一个是从通气相对于预期的正常通气Vnorm得出的,一个是从呼吸暂停期间的估计的泄漏流量Q1得出的。这种去加权的效应是,在呼吸暂停期间泄漏很大和/或通气接近预期的正常通气Vnorm的情况下,呼吸暂停的有效持续时间短于其闭合持续时间,因此开处的EPAP增加较少。

[0395] 方法7600开始于步骤7610,其将短时通气Vshort计算为通气确定算法4323返回的瞬时通气Vint的最近“短间隔”内的平均值。在一种实施中,短间隔为2秒。步骤7610还将“非常快”的相对通气误差veryFastRelVentError计算为由通气确定算法4323获得的“非常

快速通气”VveryFast与预期的正常通气Vnorm之间的相对差值。步骤7610如下计算非常快速的相对通气误差veryFastRelVentError:

[0396] $\text{veryFastRelVentErr} = (\text{VveryFast} - \text{Vnorm}) / \text{Vnorm}$

[0397] 然后,方法7600继续在步骤7615中检查短时通气Vshort是否小于或等于预期正常通气Vnorm的低分数。在一种实施中,低分数被设置为0.2。如果是(“Y”),则检测到呼吸暂停。如果不是(“N”),则下一步骤7620检查veryFastRelVentError是否小于或等于呼吸暂停阈值,其在一种实施中等于-0.95。步骤7620中的检查等同于确定非常快速的通风VveryFast是否小于预期的正常通气Vnorm的小分数,在这种情况下小分数是0.05。如果是(“Y”),则检测到呼吸暂停。

[0398] 方法7600将呼吸暂停的当前状态维持为布尔指示值inApnea(其在治疗开始时被初始化为假)。如果满足呼吸暂停开始标准(在步骤7615和7620中测试)(“Y”),则方法7600在步骤7630中通过检查inApnea是否为真来检查呼吸暂停是否已在进行中。如果不是(“N”),则下一步骤7635发出呼吸暂停开始事件并将inApnea设置为真以指示患者1000刚刚进入呼吸暂停状态。然后,步骤7645将呼吸暂停的有效持续时间设置为零。呼吸暂停的有效持续时间存储在变量effectiveApneaDuration中,只要呼吸暂停状态持续存在,其就会维持下来。

[0399] 下一步骤7670将称为intVentErrAboveThresh的变量设置为零。该变量保持在步骤7610中计算的非常快速的相对通气误差veryFastRelVentError超过呼吸暂停阈值的量的累计总和,其用于确认如果在7615和7620中测试的两个呼吸暂停开始标准都没有得到满足,则呼吸暂停确实已经结束。

[0400] 如果在步骤7630中的检查发现患者1000已经正在经历呼吸暂停(“Y”),则方法7600直接进行到步骤7670,以将累计总和intVentErrAboveThresh设置为零,如上所述。然后,方法7600进行到下面描述的步骤7680。

[0401] 如果两个呼吸暂停开始标准都没有得到满足(步骤7615和7620中的“N”),则方法7600通过在步骤7640中检查inApnea是否为真来检查呼吸暂停是否已在进行中。如果不是(“N”),则方法7600在步骤7655中结束。否则(“Y”),当前呼吸暂停可能已经结束。然而,如上所述,方法7600通过前进到步骤7650来确认这一点,步骤7650通过加上veryFastRelVentError和呼吸暂停阈值之间的当前差值来更新累计总和intVentErrAboveThresh,条件是差值大于零。

[0402] 然后,步骤7660检查呼吸暂停结束标准,即累计总和intVentErrAboveThresh是否大于阈值。在一个实施中,该阈值被设置为0.15。如果满足呼吸暂停结束标准(“Y”),则呼吸暂停结束,因此步骤7665通过发出呼吸暂停结束事件结束呼吸暂停状态并将inApnea设置为假。然后方法7600结束。

[0403] 如果不满足呼吸暂停结束标准,即累计总和intVentErrAboveThresh不大于阈值(步骤7660中的“N”),则呼吸暂停仍在进行中,并且方法7600进行到下面描述的步骤7680。

[0404] 步骤7680由veryFastRelVentError计算去加权因子apneaTimeWeighting,使得当VeryFastRelVentError增加高于呼吸暂停阈值时,apneaTimeWeighting从1减小到0。在一个实施中,步骤7680如下计算apneaTimeWeighting:

[0405] $\text{apneaTimeWeighting} = \text{模糊去加权} ($

[0406] veryFastRelVentError, APNEA_THRESHOLD, 1.0, APNEA_THRESHOLD_PLUS_A_BIT, 0.0)

[0407] 其中APNEA_THRESHOLD是步骤7620的呼吸暂停阈值,并且APNEA_THRESHOLD_PLUS_A_BIT是设置为略高于APNEA_THRESHOLD的阈值,其在一个实施中等于APNEA_THRESHOLD+0.05。去加权因子apneaTimeWeighting对当前时刻对呼吸暂停的最终有效持续时间的贡献进行了折扣。

[0408] 步骤7685然后基于来自泄漏流量估计算法4316的泄漏流量估计Q1计算第二去加权因子leakDeweighting。在一个实施中,步骤7685计算LeakDeweighting,使得当估计的泄漏流量增加时,LeakDeweighting从1减小到0。

[0409] LeakDeweighting=模糊去加权(

[0410] Q1, LOWER_LEAK_THRESH, 1.0, UPPER_LEAK_THRESH, 0.0)

[0411] 其中LOWER_LEAK_THRESH和UPPER_LEAK_THRESH是常量,其在一个实施中分别等于48升/分钟和60升/分钟。

[0412] 最后,在步骤7690中,方法7600考虑两个去加权因子apneaTimeWeighting和LeakDeweighting以及由气道通畅确定算法4327(下面描述)确定的气道通畅来更新呼吸暂停的有效持续时间effectiveApneaDuration。

[0413] 在一个实施中,如果气道当前被确定为闭合,则步骤7690通过将effectiveApneaDuration的当前值增加两个去加权因子apneaTimeWeighting和LeakDeweighting的乘积来更新呼吸暂停的有效持续时间。否则,步骤7690不更新呼吸暂停的有效持续时间。

[0414] 呼吸暂停检测算法4325对完成的呼吸暂停返回的effectiveApneaDuration的最终值将是等于呼吸暂停检测间隔的持续时间的单位。呼吸暂停检测间隔是治疗引擎模块4320执行呼吸暂停检测算法4325的频率的倒数。

[0415] 7.4.3.2.7典型的近期通气确定

[0416] 在本技术的一种形式中,中央控制器4230将当前通气测量值Vent作为输入,并且执行一个或多个典型的近期通气确定算法4328,用于确定指示患者1000的典型近期通气的Vtyp值。

[0417] 典型的近期通气Vtyp是一种值,在该值附近,多个时刻的当前通气测量值Vent在一些预定时间尺度上的分布趋于聚集,即,近期通气测量值在近期历史中的集中趋势的量度。在典型的近期通气确定算法4328的一个实施中,近期历史是几分钟的量级,但是在任何情况下都应该比Cheyne-Stokes渐强和渐弱周期的时间尺度更长。典型的近期通气确定算法4328可以使用各种众所周知的集中趋势量度中的任一种来由当前通气测量值Vent确定典型的近期通气Vtyp。一种这样的量度是低通滤波器对当前通气测量值Vent的输出,时间常数等于一百秒。

[0418] 7.4.3.2.8气道通畅确定

[0419] 在本技术的一种形式中,中央控制器4230执行气道通畅确定算法4327以确定气道通畅。在一些实施中,气道通畅确定算法4327返回“闭合”或“打开”,或等效布尔值,例如,“真”表示闭合,“假”表示打开。

[0420] 如上所述,在没有自主触发的情况下,RPT装置4000以备用速率Rb输送备用呼吸。

将由呼吸暂停检测算法4325检测到的呼吸暂停状态期间输送的备用呼吸称为“探测呼吸”。

[0421] 探测呼吸可以具有与正常备用呼吸相同的幅度(压力支持值A),但是可以具有它们自己的定时参数,即 $T_{\min}$ 和 $T_{\max}$ 的特殊值,称为 $T_{\min_PB}$ 和 $T_{\max_PB}$ 。 $T_{\min_PB}$ 和 $T_{\max_PB}$ 的值可以由RPT装置4000的其他设置得到。在一个实施中, $T_{\min_PB}$ 和 $T_{\max_PB}$ 被定义为

$$[0422] \quad T_{\min_PB} = \text{Max}(0.1, \text{Min}(1.2, 0.4 * T_{\text{backup}})) \quad (2)$$

$$[0423] \quad T_{\max_PB} = \text{Min}(\text{Max}(T_{\max}, T_{\min_PB}), 0.4 * T_{\text{backup}}) \quad (3)$$

[0424] 为探测呼吸修正 $T_{\min}$ 的主要原因是避免探测呼吸被提前循环,使得探测呼吸持续时间变得太短而不能提供相对于上气道状态的可靠信息。

[0425] 在一些实施中,当治疗的压力支持A(见下文)高于阈值(例如 $10\text{cmH}_2\text{O}$)时,不调用气道通畅确定算法4327。对于高于该阈值的压力支持A,任何呼吸暂停都被认为是闭合的气道呼吸暂停。

[0426] 气道通畅确定算法4327响应于当RPT装置4000处于呼吸暂停状态时所传输的探测呼吸来分析呼吸流量 Q_r ,以确定呼吸暂停期间气道的通畅。打开/闭合气道确定基于响应于探测呼吸对呼吸流量信号 Q_r 的吸气和呼气部分的形状的分析。一般而言,“减小”部分表示打开气道,而“平稳”部分表示闭合气道。

[0427] 图7H和7I包含示出了可以用于在本技术的一种形式中实现气道通畅确定算法4327的方法7700的流程图。方法7700将响应于探测呼吸的呼吸流量波形的吸气部分(吸气波形)和呼吸流量波形的呼气部分(呼气波形)作为输入。方法7700开始于步骤7710,其“修整”吸气和呼气波形。修整的目的是消除流动的“初始冲击”,因为气道中的气体压缩和柔顺元件占据一定的体积。在一个实施中,步骤7710将吸气波形修整为吸气波形如上关于方法7000的“椅形”检测步骤7030所定义的“后期部分”。在这样的实施中,后期部分的起始位置是1.25乘以上升时间,后期部分的结束位置是从吸气波形的结束返回下降时间的四分之一。呼气部分可以用类似的方式修整,交换上升时间和下降时间。

[0428] 接下来是步骤7720,其中对修整的吸气和呼气波形进行线性回归。线性回归在一个区间内找到对函数的“最佳”(在最小二乘意义上)直线近似,返回以下参数:梯度、y-截距(初始值)、平均值和相关系数(其表示直线近似的“拟合优度”)。在下一步骤7730中,方法7700对修整的吸气和呼气波形计算呼吸流量 Q_r 的绝对值的平均值 Q_{mean} 。然后,步骤7730将该值 Q_{mean} 除以由典型的近期通气确定算法4328计算的典型近期通气 V_{typ} ,以获得指示与当前通气水平相关的对探测呼吸的响应大小的值 S_z 。然后,步骤7740确定要与呼吸大小指示值 S_z 进行比较的上阈值和下阈值。在步骤7740的一些形式中,下阈值是当前压力支持A(见下文)的函数,其是所传输的探测呼吸的幅度。在一种这样的形式中,下阈值是剪辑在 $[4\text{cmH}_2\text{O}, 8\text{cmH}_2\text{O}]$ 范围内并除以 $20\text{cmH}_2\text{O}$ 的A值。因此,在这样的实施下,下阈值将在0.2到0.4的范围内。在步骤7740的一个实施中,上阈值被设置为0.75。

[0429] 然后,步骤7750将在步骤7730中计算的呼吸大小指示值 S_z 与下阈值进行比较。如果呼吸大小指示值 S_z 低于下阈值(“Y”),则方法7700在步骤7770中通过返回值“闭合”而结束,因为呼吸流量大小对于气道而言太小而不被认为是打开的。否则(“N”),方法7700进行到步骤7760,其确定呼吸大小指示值 S_z 是否高于上阈值。如果是(“Y”),则方法7700在步骤7770中通过返回值“打开”而结束,因为呼吸流量大小对于气道而言太大而不被认为是闭合

的。如果不是(“N”),则方法7700进行到步骤7790,其如下计算呼吸大小指示值Sz相对于下阈值和上阈值的Sz_rel值,如下:

[0430] $Sz_rel = (Sz - lower_threshold) / (upper_threshold - lower_threshold)$

[0431] 相对呼吸大小指示值Sz_rel的范围从0(当呼吸大小指示值Sz等于下阈值时)到1(当呼吸大小指示值Sz等于上阈值时)。

[0432] 然后,方法7700从图7I中的步骤7810继续,以基于相对呼吸大小指示值Sz_rel和在步骤7720中找到的对修整的吸气和呼气波形的直线近似来最终确定气道通畅(其可以在一些实施中在步骤7730至7790之后进行)。

[0433] 在步骤7810中,方法7700计算对修整的吸气波形的直线近似的“最终值”。可以通过将y-截距(初始值)与修整的吸气部分的梯度和持续时间的乘积相加来计算最终值。然后,步骤7810将“吸气平坦度比”计算为对修整的吸气波形的直线近似的最终值与初始值的比率。

[0434] 在下一步骤7820中,方法7700计算对修整的呼气波形的直线近似的“最终值”。可以通过将y-截距(初始值)与修整的呼气部分的梯度和持续时间的乘积相加来计算最终值。然后,步骤7820将“呼气平坦度比”计算为对修整的呼气波形的直线近似的最终值与初始值的比率。

[0435] 接下来是步骤7830,其中方法7700计算要与吸气和呼气平坦度比分别比较的吸气和呼气阈值。如果任一比率低于其相应的阈值,则气道被确定是打开的;否则,气道被确定是闭合的。

[0436] 在步骤7830的一个实施中,可以计算阈值以便随着相对呼吸大小指示值Sz_rel从0增加到1而线性增加。例如,

[0437] $inspiratory_threshold = Sz_rel$ (4)

[0438] $expiratory_threshold = Sz_rel$ (5)

[0439] 这样的效果是,对于其大小指示值Sz足够大以接近上阈值的探测呼吸,超过该上阈值,在步骤7780中气道被确定是打开的,吸气和呼气阈值将接近于1,因此吸气和呼气平坦度比更可能低于阈值,气道将被确定为是打开的。相反,对于其大小指示值Sz足够小以接近下阈值的探测呼吸,低于该下阈值,在步骤7770中气道被确定是闭合的,吸气和呼气阈值将接近于0,因此吸气和呼气平坦度比更可能高于阈值,气道被确定为是闭合的。

[0440] 在一些实施中,后一确定可以通过基于对吸气和呼气波形的直线近似的“拟合优度”调整吸气和呼气阈值来限定。在直线近似是“良好拟合”的情况下,如通过相关系数量化,阈值的最低值成比例地大于零,即使对于相对小的呼吸也更可能做出“打开”确定。在一个这样的实施中,将吸气波形的“拟合优度”参数计算为

[0441] $insp_goodness = \text{InterpOnInterval}(\text{Insp_corrcoeff}, -0.95, 0.5, -0.8, 0.0)$

[0442] 当吸气相关系数低于-0.95(表示良好拟合)时,其等于0.5,当吸气相关系数高于-0.8时,其等于0,当吸气相关系数高于-0.95并低于-0.8时,其从0.5线性减少到0。

[0443] 在该实施中,将呼气波形的“拟合优度”参数计算为

[0444] $exp_goodness = \text{InterpOnInterval}(\text{Exp_corrcoeff}, 0.8, 0, 0.95, 0.5)$

[0445] 当呼气相关系数高于0.95(表示良好拟合)时,其等于0.5,当呼气相关系数低于0.8时,其等于0,当呼气相关系数高于0.8且低于0.95时,其从0线性增加到0.5。

[0446] 在该实施中,吸气和呼气阈值的等式(4)和(5)被如下修改:

[0447] $\text{inspiratory_threshold} = \text{insp_goodness} + (1 - \text{insp_goodness}) * \text{Sz_rel}$

[0448] $\text{expiratory_threshold} = \text{exp_goodness} + (1 - \text{exp_goodness}) * \text{Sz_rel}$

[0449] 在该实施中,当“拟合优度”差时,当Sz_rel从0增加到1时,吸气和呼气阈值从0线性增加到1,但是当其良好时,当Sz_rel从0增加到1时,阈值从0.5线性增加到1。因此,对于任何给定的Sz_rel值,直线拟合越好,阈值越高,增加了气道对于合理“线性”呼吸被发现是打开的机会。

[0450] 返回到方法7700,在步骤7840中,将吸气平坦度比与吸气阈值进行比较。如果吸气平坦度比低于吸气阈值(“Y”),则在步骤7870中,气道被确定是打开的并且方法7700结束。否则(“N”),在步骤7850中,将呼气平坦度比与呼气阈值进行比较。如果呼气平坦度比低于呼气阈值(“Y”),则在步骤7870中,气道被确定是打开的并且方法7700结束。否则(“N”),在步骤7860中,气道被确定是闭合的并且方法7700结束。

[0451] 7.4.3.2.9治疗参数的确定

[0452] 在本技术的一些形式中,中央控制器4230执行一个或多个治疗参数确定算法4329,用于使用由治疗引擎模块4320中的一个或多个其他算法返回的值来确定一个或多个治疗参数。

[0453] 在本技术的一种形式中,治疗参数为瞬时治疗压力Pt。在这种形式的一个实施中,治疗参数确定算法4329如下确定治疗压力Pt

[0454] $P_t = A \Pi(\Phi, t) + P_0$ (6)

[0455] 其中A为“压力支持”的量, $\Pi(\Phi, t)$ 为当前相位值 Φ 和时间 t 处的波形模板值(范围为0到1),和P0为基础压力。

[0456] 通过使用等式(6)确定治疗压力Pt并将其作为设置点应用于RPT装置4000的控制器4230,治疗参数确定算法4329使治疗压力Pt与患者1000的自主呼吸努力同步地振荡。即,基于上述典型的波形模板 $\Pi(\Phi)$,治疗参数确定算法4329在吸气开始时,或期间增加治疗压力Pt并且在呼气开始时或期间减小治疗压力Pt。(非负)压力支持A是振荡的幅度。

[0457] 如果波形确定算法4322提供波形模板 $\Pi(\Phi)$ 作为查找表,则治疗参数确定算法4329通过将最接近的查找表条目定位到由相位确定算法4321返回的当前相位值 Φ ,或者通过内插到跨越当前相位值 Φ 的两个条目之间来应用等式(6)。

[0458] 压力支持A和基础压力P0的值可以根据所选择的呼吸压力治疗模式按照下述方式由治疗参数确定算法4329确定。

[0459] 7.4.3.3治疗控制模块

[0460] 根据本技术的一个方面的治疗控制模块4330从治疗引擎模块4320的治疗参数确定算法4329接收治疗参数作为输入,并且根据治疗参数控制压力发生器4140以传输空气流。

[0461] 在本技术的一种形式中,治疗参数是治疗压力Pt,并且治疗控制模块4330控制压力发生器4140以输送气流,患者接口3000处的面罩压力Pm等于治疗压力Pt。

[0462] 7.4.3.4故障状况检测

[0463] 在本技术的一种形式中,中央控制器4230执行用于检测故障状况的一个或多个方法。由一个或多个方法检测到的故障状况可以包括以下中的至少一个:

- [0464] -电源故障(无电或功率不足)
- [0465] -转换器故障检测
- [0466] -未能检测到部件
- [0467] -在推荐范围之外的操作参数(例如,压力、流量、温度、 PaO_2)
- [0468] -产生可检测的报警信号的测试报警故障。
- [0469] 在检测到故障状况时,相应的算法通过以下一个或多个来表示存在故障:
- [0470] -发出可听、可视的和/或动态(例如,振动)警报
- [0471] -发送消息到外部装置
- [0472] -记录事件

[0473] 7.5湿化器

[0474] 在本技术的一种形式中,提供了湿化器5000(例如,如图5A所示),以相对于环境空气改变用于递送到患者的空气或气体的绝对湿度。通常,湿化器5000用于在递送到患者的气道之前增加空气流的绝对湿度并增加空气流的温度(相对于环境空气)。

[0475] 湿化器5000可以包括湿化器存储器5110、用于接收空气流的湿化器入口5002以及用于递送加湿的空气流的湿化器出口5004。在一些形式中,如图5A和图5B所示,湿化器存储器5110的入口和出口可以分别是湿化器入口5002和湿化器出口5004。湿化器5000还可以包括湿化器基座5006,其可以适于接收湿化器存储器5110并且包括加热元件5240。

[0476] 7.6呼吸压力治疗模式

[0477] 取决于在本技术的一种形式中由治疗参数确定算法4329使用的治疗压力等式(6)中的参数A和 P_0 的值,各种呼吸压力治疗模式可以由RPT装置4000实现。

[0478] 7.6.1 CPAP治疗

[0479] 在一些实施中,压力支持A同样为零,因此治疗压力 P_t 在整个呼吸循环中同样等于基础压力 P_0 。这些实施通常归入CPAP治疗的标题下。在这样的实施中,对于治疗引擎模块4320不需要确定相位 Φ 或波形模板 $\Pi(\Phi)$ 。

[0480] 7.6.2通气治疗

[0481] 在其他实施中,等式(6)中的压力支持A的值可以是正的。将这种实施称为通气治疗。在一些形式的通气治疗(称为固定压力支持通气治疗)中,将压力支持A固定在预定值,例如,10 cmH_2O 。压力支持A的预定值是RPT装置4000的设置,并且可以例如在RPT装置4000的配置期间通过硬编码或通过输入装置4220手动输入来设置。

[0482] 压力支持A的值可以限于定义为 $[A_{\min}, A_{\max}]$ 的范围。压力支持限值 $A_{\min}$ 和 $A_{\max}$ 是RPT装置4000的设置,例如在RPT装置4000的配置期间通过硬编码或通过输入装置4220手动输入来设置。3 cmH_2O 的最小压力支持 $A_{\min}$ 是在稳定状态下执行典型患者的所有呼吸功所需的压力支持的约50%。12 cmH_2O 的最大压力支持 $A_{\max}$ 为执行典型患者的所有呼吸功所需的压力支持的约两倍,因此如果他们停止做任何努力,足以支持患者的呼吸,但是小于该值将会不舒服或有危险。

[0483] 7.6.2.1 EPAP的自动滴定

[0484] 在通气治疗模式中,基础压力 P_0 有时被称为EPAP。EPAP可以通过称为滴定的过程开处或确定的恒定值。这种恒定的EPAP可以例如在RPT装置4000的配置期间通过硬编码或通过输入装置4220手动输入来设置。该替代方案有时被称为固定EPAP通气治疗。对给定

患者的恒定EPAP的滴定可以由临床医生借助于在滴定期间进行的PSG研究来执行。

[0485] 替代地,治疗参数确定算法4329可以在通气治疗期间重复地计算EPAP。在这样的实施中,治疗参数确定算法4329作为治疗引擎模块4320中的相应算法返回的上气道不稳定性的指数或测量值的函数重复地计算EPAP,例如吸气流量限制和呼吸暂停中的一个或多个。因为EPAP的重复计算类似于临床医生在EPAP滴定期间手动调整EPAP,所以该过程有时也被称为EPAP的自动滴定,并且整体治疗被称为自动滴定EPAP通气治疗,或自动EPAP通气治疗。

[0486] 气道通畅的作用在自动EPAP通气治疗中尤为重要。当压力支持A大于某个阈值(例如10cmH₂O)时,如果呼吸暂停检测算法4325检测到呼吸暂停,则可以推断气道是闭合的,因为否则压力支持A将足够大以产生某种类型呼吸气流并且呼吸暂停将不会被检测到。

[0487] 然而,当压力支持A小于阈值时,如果呼吸暂停检测算法4325检测到呼吸暂停,则RPT装置4000不能立即推断出气道是闭合的。因此,当RPT装置4000处于呼吸暂停状态时,气道通畅确定算法4327重复地确定气道通畅的量度。当呼吸暂停状态持续时,呼吸暂停检测算法4325累计上气道被确认是闭合的持续时间。该累计持续时间被定义为呼吸暂停的有效持续时间。

[0488] 在呼吸暂停状态结束时,RPT装置4000由呼吸暂停的有效持续时间确定EPAP增量(处方)。呼吸暂停的有效持续时间越长,增量越大。

[0489] 图8A是示出了适合与无创通气治疗结合使用的自动滴定EPAP的方法8000的流程图。方法8000可以重复实施,作为治疗参数确定算法4329的一部分。

[0490] 方法8000通过维持和更新“期望的”EPAP值来自动滴定EPAP,该EPAP值是重复调整实际EPAP的目标值或设定点。根据由吸气流量限制确定算法4324确定的吸气流量限制的程度,由M形检测算法4326确定的M形,由呼吸暂停检测算法4325检测的近期呼吸暂停和当前EPAP来更新期望的EPAP。

[0491] 方法8000在[EPAPmin,EPAPmax]范围内自动滴定EPAP。EPAP下限和上限EPAPmin和EPAPmax是RPT装置4000的设置,例如在RPT装置4000的配置期间通过硬编码或通过输入装置4220手动输入来设置。

[0492] 压力支持限值Amax和Amin,EPAP限值EPAPmin和EPAPmax,与Plimit之间存在相互依赖性,其中Plimit是RPT装置4000可输送的总最大压力。这些相互依赖性可表示为

$$[0493] \quad \text{EPAPMin} + \text{AMax} \leq \text{Plimit}$$

$$[0494] \quad \text{EPAPMax} + \text{Amin} \leq \text{Plimit}$$

[0495] 在自动EPAP通气治疗期间,可以减小压力支持A(不低于Amin)以允许EPAP增加以稳定上气道。换句话说,首先优先考虑用适当的EPAP维持稳定的上气道,然后提供通气治疗。

[0496] 方法8000开始于步骤8010,其基于异常吸气波形形状计算对EPAP的增加ShapeRxIncrease,具体地,由吸气流量限制确定算法4324确定的吸气流量限制和由M形检测算法4326确定的M形的程度。步骤8010被称为“形状医生”,因为其输出ShapeRxIncrease是基于呼吸流量波形的吸气部分的形状的“处方”。下面参考图8B更详细地描述步骤8010。

[0497] 下一步骤8020基于由呼吸暂停检测算法4325检测到的一个或多个近期呼吸暂停来计算对EPAP的增加ApneaRxIncrease。步骤8020被称为“呼吸暂停医生”,因为其输出

ApneaRxIncrease是基于一个或多个近期呼吸暂停的严重性的“处方”。下面参考图8E更详细地描述步骤8020。

[0498] 接下来是步骤8030,其中EPAP自动滴定方法8000使用当前EPAP值和由形状医生(步骤8010)和呼吸暂停医生(步骤8020)开出的增加ShapeRxIncrease和ApneaRxIncrease来更新期望的EPAP。下面参考图8G更详细地描述步骤8030。

[0499] 最后的步骤8040将当前的EPAP以每秒1cmH₂O(用于当前EPAP的增加)或-1cmH₂O(用于当前EPAP的减少)的转换速率转换到期望的EPAP。在一个实施中,当前EPAP在吸气期间(即,当相位在0和0.5之间时)不增加时,但是在吸气期间可以减小。

[0500] 7.6.2.1.1形状医生

[0501] 图8B是示出了可用于实现方法8000的步骤8010(“形状医生”)的方法8100的流程图。

[0502] 方法8100开始于步骤8105,其检查预期的正常通气Vnorm是否小于阈值,其在一个实施中设置为1升/分钟。如上所述,预期的正常通气Vnorm可以是由典型的近期通气确定算法4328返回的典型近期通气Vtyp。如果是这样(“Y”),步骤8110将ShapeRxIncrease设定为零,因为这样的低值表示某种类型的错误状况,继续计算EPAP增加将是不明智的。

[0503] 否则(“N”),步骤8115由呼吸流量信号Qr计算当前的吸气和呼气潮气量Vi和Ve。步骤8120平均化两个潮气量Vi和Ve以获得平均潮气量Vt。下一步骤8125通过将平均潮气量Vt乘以60秒并除以当前呼吸的持续时间Ttot来计算“呼吸通气”(单位为升/分钟)。然后,步骤8130将呼吸通气除以预期的正常通气Vnorm,以获得相对通气的(无单位)值(relativeVentilation)。如果relativeVentilation明显小于1,则当前呼吸相对于预期的正常通气Vnorm较小,这表明显著的呼吸通气不足。步骤8135通过计算变量significantBreathHypoventilation来形式化该关系,该变量significantBreathHypoventilation随relativeVentilation增加超出通气不足阈值而从1减小到0。在一个实施中,步骤8135如下计算significantBreathHypoventilation:

[0504] significantBreathHypoventilation=模糊去加权(

[0505] relativeVentilation, LOWER_HYPOVENT_THRESH, 1.0, UPPER_HYPOVENT_THRESH, 0.0)

[0506] 其中LOWER_HYPOVENT_THRESH和UPPER_HYPOVENT_THRESH是恒定阈值,在一个实施中分别等于0.2和0.8。

[0507] 相反,如果relativeVentilation明显大于1,则当前呼吸相对于预期的正常通气Vnorm较大,这表明明显的呼吸过度通气。

[0508] 在下一步骤8140中,方法8100由significantBreathHypoventilation的当前值和最近值计算变量recentBreathFlowLimitedHypovent。步骤8140的一般效果是,当最近持续存在明显的呼吸通气不足,并结合多次呼吸而不仅是其单次呼吸实例的流量限制或M形吸气波形时, recentBreathFlowLimitedHypovent更高。下面将参考图8C更详细地描述步骤8140。

[0509] 方法8000从步骤8145继续,其计算模糊真值变量mShapeRxProportion,其反映由M形检测算法4326返回的(实值)M形指示值变量RxProportion。在一个实施中,步骤8145取RxProportion和0的最大值,换句话说,将0设为RxProportion的底值。然后,步骤8150将模

模糊真值变量flowLimitedValue计算为模糊真值变量mShapeRxProportion(表示M形的程度)和flowLimitation(表示流量限制的程度)的“模糊OR”。

[0510] 下一步骤8155计算要与flowLimitedValue进行比较的流量限制阈值flowLimitedThreshold。由EPAP的当前值计算流量限制阈值flowLimitedThreshold,使得流量限制阈值flowLimitedThreshold随着EPAP的当前值增加而增加。通过这种方式,形状医生开处EPAP增加所需的吸气波形形状的异常程度随EPAP本身的增加而增加。在一个实施中,步骤8155如下计算flowLimitedThreshold:

[0511] $\text{flowLimitedThreshold} = \text{模糊去加权} ($

[0512] $\text{EPAP}, \text{LOWER_EPAP_THRESH}, 0.0, \text{MIDDLE_EPAP_THRESH}, 0.3, \text{UPPER_EPAP_THRESH}, 0.8)$

[0513] 其中LOWER_EPAP_THRESH, MIDDLE_EPAP_THRESH和UPPER_EPAP_THRESH是恒定阈值,在一种实施中分别等于14cmH₂O, 18cmH₂O和20cmH₂O。

[0514] 与flowLimitedValue超出flowLimitedThreshold的量(如果有的话)成比例地对形状医生开处的EPAP增加ShapeRxIncrease进行设置。可以作为一个或多个乘数的函数对该增加进行设置,例如动态计算的乘数。因此,方法8100可首先计算关于比例常数的以下三个乘数中的任一个或多个,并且可将其共同地视为乘数。例如,步骤8160计算基础压力相关乘数flowLimitedRxMultiplier,使得flowLimitedRxMultiplier,并且因此最终处方ShapeRxIncrease通常随着当前EPAP增加而减小在一个实施中,flowLimitedRxMultiplier如下计算:

[0515] $\text{flowLimitedRxMultiplier} = \text{模糊去加权} ($

[0516] $\text{EPAP}, \text{LOWER_MULT1_THRESH}, 1.0, \text{MIDDLE_MULT1_THRESH}, 0.7, \text{MIDDLE2_MULT1_THRESH}, 0.4, \text{UPPER_MULT1_THRESH}, 0.0,)$

[0517] 其中LOWER_MULT1_THRESH, MIDDLE_MULT1_THRESH, MIDDLE2_MULT1_THRESH和UPPER_MULT1_THRESH是恒定阈值,在一个实施中分别等于10cmH₂O, 15cmH₂O, 19cmH₂O和20cmH₂O。

[0518] 步骤8165计算泄漏相关乘数leakRxMultiplier,使得leakRxMultiplier并且因此处方ShapeRxIncrease通常随着泄漏流量估计Q1(来自泄漏流量估计算法4316)增加而减小。在一个实施中,leakRxMultiplier如下计算:

[0519] $\text{leakRxMultiplier} = \text{模糊去加权} ($

[0520] $Q1, \text{LOWER_LEAK_THRESH}, 1.0, \text{UPPER_LEAK_THRESH}, 0.0)$

[0521] 其中LOWER_LEAK_THRESH和UPPER_LEAK_THRESH是恒定阈值,在一个实施中分别设定为30升/分钟和60升/分钟。

[0522] 然后,步骤8170基于当前呼吸通气相对于预期正常通气Vnorm(表示为relativeVentilation,在步骤8130中计算),流量限制或M形的量(表示为flowLimitedValue,在步骤8150中计算),和/或近期持续的流量限制的明显呼吸通气不足的量(表示为recentBreathFlowLimitedHypovent,在步骤8140中计算)计算通气相关乘数flowLimRxPropRelVent。下面参考图8D更详细地描述步骤8170。

[0523] 最后一步8175通过首先检查flowLimitedValue是否超过flowLimitedThreshold来计算形状医生的处方ShapeRxIncrease。如果不是,将ShapeRxIncrease设置为零。否则,

步骤8175如下计算ShapeRxIncrease:

[0524] $\text{ShapeRxIncrease} = (\text{flowLimitedValue} - \text{flowLimitedThreshold}) *$

[0525] $\text{flowLimitedRxMultiplier} * \text{leakRxMultiplier} *$

[0526] $\text{flowLimRxPropRelVent} * \text{EPAP_GAIN}$

[0527] 其中EPAP_GAIN是常数。在一个实施中,EPAP_GAIN被设定为0.2cmH₂O。

[0528] 图8C是示出可用于实现计算名为recentBreathFlowLimitedHypovent的变量的方法8100的步骤8140的方法8200的流程图。如上所述,步骤8140的一般效果是,当对多次呼吸而不仅是其单次呼吸实例最近持续存在流量限制或M形明显的呼吸通气不足时, recentBreathFlowLimitedHypovent更高。

[0529] 方法8200开始于步骤8210,其通过将M形指示值RxProportion和流量限制指示值flowLimitation的最大值乘以在步骤8135中计算的significantBreathHypotitilation来计算变量OHV。OHV表示阻塞性(即流量限制)通气不足,其中OHV的值表示当前呼吸。步骤8210将当前位置的OHV值存储在表示少量近期呼吸的循环缓冲器中。在一个实施中,循环缓冲器包含八个条目。然后,步骤8220检查循环缓冲器是否已满。如果没有(“N”),则方法8200在步骤8230中将recentBreathFlowLimitedHypovent设置为零,因为没有足够的存储信息来指示近期持续的流量限制或M形明显的呼吸通气不足。否则(“Y”),步骤8240将邻接加权应用于循环缓冲器中的每个条目。邻接加权是循环缓冲器中的条目及其前任条目的函数,使得当两个条目近似相等且接近1时,邻接加权条目最高。在一个实施中,步骤8240将邻接加权的OHV计算为

[0530] 邻接加权的OHV = $\text{OHV} + (1 - \text{OHV}) * \text{Min}(\text{OHV}, \text{OHVPrev})$

[0531] 其中OHVPrev是循环缓冲器中当前条目OHV的前任条目。在其他实施中,OHV和OHVPrev的其他函数可以在步骤8240中使用,例如算术或几何平均值。

[0532] 方法8200的下一步骤8250对循环缓冲器将邻接加权的OHV的平方值求和。在一个实施中,每个平方值用对于当前条目最高的权重进行加权,并且随着条目变得不那么近期而向零减小。在一个实施中,权重(通过循环缓冲器反向作用)是{1, 0.95, 0.9, 0.8, 0.7, 0.55, 0.4, 0.25}。

[0533] 最后,步骤8260将recentBreathFlowLimitedHypovent计算为(加权)平方值之和除以在步骤8250中使用的权重之和(如果使用,否则除以平方值的数量)的平方根。换句话说, recentBreathFlowLimitedHypovent是流量限制明显的通气不足指示值的近期邻接加权值的均方根值(可能具有给予最近期值的最大权重)。

[0534] 图8D是示出了可用于实现方法8100的步骤8170的方法8300的流程图。如上所述,步骤8170基于当前呼吸的相对大小的指示值relativeVentilation,流量限制或M形状的量(表示为flowLimitedValue),以及近期持续的流量限制的呼吸通气不足的量的指示值 recentBreathFlowLimitedHypovent计算关于形状医生的最终处方的通气相关乘数 flowLimRxPropRelVent。

[0535] 步骤8170的一般效果是flowLimRxPropRelVent通常具有1的中性值,但是随着相对通气量超过随流量限制或M形的量增加的流量限制阈值,倾向于降低到1以下。也就是说,如果发生相对过度通气,形状医生的处方往往会被打折扣。然而,随着流量限制或M形状的严重性增加,将形状医生处方打折扣所需的相对过度换气的量增加。如果相对通气明显小

于1,则flowLimRxPropRelVent增加,可能高于1,从而放大形状医生的处方,一般与近期持续的流量限制或M形明显的呼吸通气不足的指示值recentBreathFlowLimitedHypovent成比例。

[0536] 方法8300开始于步骤8310,其检查relativeVentilation的值(在步骤8130中计算)是否大于或等于1,即,呼吸通气大于或等于预期正常通气Vnorm。如果是(“Y”),则方法8300进行到步骤8320,其计算变量severeFlowLimitation以随流量限制或M形的量(表示为变量flowLimitedValue)增加而通常从0增加到1。在一个实施中,步骤8320如下计算severeFlowLimitation:

[0537] severeFlowLimitation=模糊去加权(

[0538] flowLimitedValue,LOWER_FL_THRESH,0.0,UPPER_FL_THRESH,1.0)

[0539] 其中LOWER_FL_THRESH和UPPER_FL_THRESH是恒定阈值,在一个实施中分别等于0.7和0.9。

[0540] 下一步骤8330由在步骤8320中计算的severeFlowLimitation的值计算关于相对通气的相对通气下和上阈值lowerRelVentThreshold和upperRelVentThreshold。相对通气下和上阈值lowerRelVentThreshold和upperRelVentThreshold为至少1.0并且通常与severeFlowLimitation成比例地增加。在一个实施中,步骤8330如下由severeFlowLimitation计算相对通气下和上阈值lowerRelVentThreshold和upperRelVentThreshold:

[0541] lowerRelVentThreshold=1+0.7*severeFlowLimitation

[0542] upperRelVentThreshold=1.5+0.7*severeFlowLimitation

[0543] 最后,步骤8340计算flowLimRxPropRelVent,以便通常相对于在步骤8330中计算的相对通气下和上阈值lowerRelVentThreshold和upperRelVentThreshold随relativeVentilation增加而从1减小到0。在一个实施中,步骤8340如下计算flowLimRxPropRelVent:

[0544] flowLimRxPropRelVent=模糊去加权(

[0545] relativeVentilation,lowerRelVentThreshold,1.0,upperRelVentThreshold,0.0)

[0546] 返回步骤8310,如果步骤8310发现relativeVentilation小于1(“N”),则步骤8350通过检查在步骤8135中计算的变量significantBreathHypoventilation是否大于0来检查当前呼吸是否是明显的通气不足。(在上述实施中,仅当relativeVentilation小于UPPER_HYPOVENT_THRESH时,significantBreathHypoventilation才大于零)。如果不是(“N”),则步骤8370将flowLimRxPropRelVent设置为中性值1.0。否则(“Y”),步骤8360计算flowLimRxPropRelVent,以通常与近期持续的流量限制或M形明显的呼吸通气不足的指示值recentBreathFlowLimitedHypovent成比例地增加。在一个实施中,步骤8360如下计算flowLimRxPropRelVent:

[0547] flowLimRxPropRelVent=0.5+2*recentBreathFlowLimitedHypovent

[0548] 然后方法8300结束。

[0549] 7.6.2.1.2呼吸暂停医生

[0550] 图8E是示出可以用于实现方法8000的步骤8020(“呼吸暂停医生”)的方法8400的

流程图。

[0551] 如上所述,呼吸暂停医生的目的是基于由呼吸暂停检测算法4325检测到的呼吸暂停来计算开处的EPAP增加ApneaRxIncrease。

[0552] 在一个实施中,呼吸暂停检测算法4325一旦结束就将其检测到的呼吸暂停(每个特征在于开始时间,结束时间和有效持续时间)放置在待决呼吸暂停的单个列表中。

[0553] 因此,方法8400通过按照其开始时间的升序对待决呼吸暂停列表进行排序,从步骤8410开始。下一步骤8420从待决呼吸暂停的排序列表中移除任何重复(即具有相同开始和结束时间的呼吸暂停)。接下来是步骤8430,其从已排序的列表中移除已经由呼吸暂停医生处理的任何呼吸暂停。

[0554] 在下一步骤8440中,方法8400将排序列表中的(可能重叠的)呼吸暂停解析为非重叠的呼吸暂停。然后,步骤8450按照开始时间的升序处理已排序的非重叠列表中的完成的呼吸暂停。下面参考图8F更详细地描述步骤8450中对呼吸暂停的处理。在步骤8450中对列表中的呼吸暂停的处理导致由于呼吸暂停导致的开处的EPAP,prescribedEPAP。然后,步骤8460由prescribedEPAP和EPAP的当前值计算由于呼吸暂停导致的开处的EPAP增加,ApneaRxIncrease。在一个实施中,步骤8460如下计算ApneaRxIncrease:

[0555]
$$\text{ApneaRxIncrease} = \text{prescribedEPAP} - \text{EPAP} - \text{ShapeRxIncrease} \quad (7)$$

[0556] 在一个实施中,步骤8460将以下ApneaRxIncrease剪辑为零,使得ApneaRxIncrease不能为负。在替代实施中,步骤8460如下计算ApneaRxIncrease:

[0557]
$$\text{ApneaRxIncrease} = \text{prescribedEPAP} - \text{EPAP} \quad (8)$$

[0558] 如果步骤8460使用等式(7)来计算ApneaRxIncrease,则当步骤8030如下所述计算期望的EPAP时,效果是将期望的EPAP增加ApneaRxIncrease和ShapeRxIncrease中的较大者。如果步骤8460使用等式(8)来计算ApneaRxIncrease,则当步骤8030计算期望的EPAP时,效果是将期望的EPAP增加ApneaRxIncrease和ShapeRxIncrease的总和。

[0559] 步骤8460还可以在等式(7)和(8)中使用期望的EPAP而不是当前EPAP。

[0560] 然后方法8400结束。

[0561] 图8F是示出了可以用于实现方法8400的步骤8450的处理呼吸暂停的方法8500的流程图。方法8500的输出是对呼吸暂停的开处的EPAP增加,singleApneaIncrease,其随着呼吸暂停的有效持续时间而广泛增加。

[0562] 方法8400的步骤8450的一个实现对列表中的每个呼吸暂停执行一次方法8500。在该实施中,在方法8500的第一次迭代以处理列表中的第一个呼吸暂停之前,步骤8450将由呼吸暂停导致的开处的EPAP(步骤8450的输出)设置为零。在方法8500的每次迭代之后,步骤8450将prescribedEPAP增加该迭代返回的singleApneaIncrease的值。

[0563] 方法8500开始于步骤8510,其确定呼吸暂停的有效持续时间是否大于或等于持续时间阈值,其在一个实施中等于9秒。如果不是("N"),则方法8500结束于步骤8590,其将为呼吸暂停开处的EPAP增加singleApneaIncrease设置为0。否则("Y"),方法8500进行到步骤8520,其计算称为HighApneaRolloffPressure的变量,如果呼吸暂停在有效持续时间内是无限的,则方法8500将当前EPAP增加到该值。在一个实施中,步骤8520将HighApneaRolloffPressure计算为 $\text{EPAP}_{\text{max}} + 2\text{cmH}_2\text{O}$ 以及HighApneaRolloffPressure的最小值(在一个实施中设定为 $12\text{cmH}_2\text{O}$ 的常数)中的最大值。因此,HighApneaRolloffPressure

可能大于EPAPmax的值。

[0564] 下一步骤8530计算EPAP接近HighApneaRolloffPressure的速率常数,以便随着HighApneaRolloffPressure的增加而减小。在步骤8530的一个实施中,速率常数k(以 s^{-1} 为单位)如下计算:

[0565] $k = (1.333/60) * (10/\text{HighApneaRolloffPressure})$

[0566] 接下来是步骤8540,其中方法8500计算变量EPAPIncreaseWeightingFactor,以便通常随呼吸暂停的有效持续时间从0逐渐增加到1。在一个实施中,步骤8540使用速率常数k计算EPAPIncreaseWeightingFactor,如下所示:

[0567] $\text{EPAPIncreaseWeightingFactor} = 1 - \exp(-k * \text{effectiveDuration})$

[0568] 方法8500结束于步骤8550,其将singleApneaIncrease计算为EPAPIncreaseWeightingFactor和HighApneaRolloffPressure与prescribedEPAP的当前值之间的差值的乘积:

[0569] $\text{singleApneaIncrease} = \text{EPAPIncreaseWeightingFactor} *$

[0570] $(\text{HighApneaRolloffPressure} - \text{prescribedEPAP})$

[0571] 图8G是示出可以用于实现方法8000的步骤8030的方法8600的流程图。如上所述,步骤8030使用当前EPAP更新期望的EPAP,并且EPAP增加分别由形状医生(步骤8010)和呼吸暂停医生(步骤8020)开处的ShapeRxIncrease和ApneaRxIncrease。

[0572] 方法8600开始于步骤8610,其检查ShapeRxIncrease或ApneaRxIncrease是否大于零。如果是(“Y”),则步骤8620将期望的EPAP增加ShapeRxIncrease和ApneaRxIncrease的总和。然后,下一步骤8630将增加的期望EPAP剪辑到范围[EPAPmin, EPAPmax]。也就是说,步骤8630将期望的EPAP设置为其来自步骤8620的增加值和EPAPmax中的最小值,以及其来自步骤8620的增加值和EPAPmin中的最大值。

[0573] 如果步骤8610发现形状医生和呼吸暂停医生都没有开处EPAP的正增加(“N”),则方法8600以指数方式将期望的EPAP衰减到EPAPmin。首先,计算衰减因子decayFactor以缩放指数衰减。该计算在两个分支中的一个中完成,取决于EPAP的当前值是否超过EPAPmin 4cmH₂O或更低(在步骤8640中检查)。如果是(“Y”),则步骤8650将decayFactor设置为当前EPAP和EPAPmin之间的差值。如果不是(“N”),则步骤8660计算decayFactor,以随着当前EPAP和EPAPmin之间的差值增加而更缓慢地上升。在步骤8660的一个实施中,decayFactor的值如下计算,其中压力单位是cmH₂O:

[0574] $\text{decayFactor} = 4 + 0.5 * ((\text{current EPAP} - \text{EPAPmin}) - 4)$

[0575] 最后,在步骤8660或步骤8650之后的步骤8670中,方法8600将期望的EPAP减少与在步骤8650或步骤8660中计算的decayFactor的值成比例的量:

[0576] $\text{desired EPAP} = \text{desired EPAP} - \text{decayFactor} * (1 - \exp(-\text{timeDiff} / \text{timeConstant}))$

[0577] 其中timeDiff是自上次更新期望的EPAP以来经过的时间(以秒为单位),timeConstant是衰减的时间常数,以秒为单位。在一个实施中,timeConstant是20分钟*60。

[0578] 图9A包含示出响应于流量限制的事件的图8A的EPAP自动滴定方法8000的行为的实施例的图。图9000包含具有固定压力支持(如箭头9015所示)的治疗压力Pt的迹线9010。治疗压力迹线9010示出了响应于流量限制的第一次发作9020的EPAP的增加9025。在EPAP的

增加9025之后,发生流量限制的第二次发作9030。第二次发作9030导致EPAP的第二次增加9035。EPAP的第二次增加9035成功地解决了流量限制,导致正常呼吸的发作9040,这导致EPAP的逐渐减少9045。虚线9050表示EPAP的上限EPAP_{max}。虚线9060表示治疗压力Pt的总上限Plimit。虚线9070表示EPAP的下限EPAP_{min}。

[0579] 图9B包含示出响应于闭合的呼吸暂停的图8A的EPAP自动滴定方法8000的行为的实施例的图9100。图9100包含治疗压力Pt的上部迹线9105和呼吸流量Qr的下部迹线9110。检测到呼吸暂停9115,在此期间输送三次探测呼吸9120,每个持续时间为Ti。通过气道通畅确定算法4327对呼吸流量Qr的分析确定呼吸暂停9115是闭合的。在呼吸暂停的终止9125处,EPAP在连续吸气部分9130期间以1cmH₂O/sec的固定速率增加,直到其到达期望的EPAP 9135。

[0580] 图9C包含示出响应于混合性呼吸暂停的图7H的气道通畅确定算法4327的行为的实施例的图9200。图9200包含治疗压力Pt的迹线9205,呼吸流量Qr的迹线9210,指示气道通畅确定算法4327的输出的迹线9215,以及指示呼吸暂停检测算法4325的输出的迹线9220。在时刻9225中,呼吸流量急剧下降,并且呼吸暂停检测迹线9220在9230之后不久上升,表明已经检测到呼吸暂停状态。治疗压力迹线9205示出了所得到的一系列探测呼吸的输送,第一个探测呼吸是9208。通过气道通畅确定算法4327对呼吸流量Qr的分析确定呼吸暂停最初是闭合的,因此气道通畅迹线9215在点9235处上升到指示闭合气道的值。然后流量迹线9210在点9240处开始显示对探测呼吸的明显响应,例如探测呼吸9243。通过气道通畅确定算法4327对呼吸流量Qr的分析确定呼吸暂停是打开的,因此气道通畅迹线9215在点9245处下降到指示打开气道的值。然后流量迹线9210在点9250处开始显示对探测呼吸没有明显响应,例如探测呼吸9253。通过气道通畅确定算法4327对呼吸流量Qr的分析确定呼吸暂停是闭合的,因此气道通畅迹线9215在点9255处返回到指示闭合气道的值。

[0581] 图9D包含图9C的图9200的各个部分的扩展。迹线9300是探测呼吸9208期间治疗压力迹线9205的扩展,并且迹线9310是探测呼吸9208期间呼吸流量迹线9210的扩展。探测呼吸9208的呼吸大小指示值Sz(通过步骤7730使用呼吸流量迹线9310计算)低于通过步骤7740计算的下阈值,因此方法7700在步骤7770中确定气道是闭合的。

[0582] 迹线9320是探测呼吸9243期间治疗压力迹线9205的扩展,并且迹线9330是探测呼吸9243期间呼吸流量迹线9210的扩展。箭头9321指示步骤7710返回的修整的吸气波形的范围。对修整的吸气波形的直线近似9322具有y-截距9324和最终值9326。在步骤7810中计算为9326与9324的比率的吸气平坦度比在步骤7840中发现低于吸气阈值,因此方法7700在步骤7870中确定气道是打开的。

[0583] 迹线9340是在探测呼吸9253期间治疗压力迹线9205的扩展,并且迹线9350是在探测呼吸9253期间呼吸流量迹线9210的扩展。箭头9331指示步骤7710返回的修整的吸气波形的范围。对修整的吸气波形的直线近似9332具有y-截距9334和最终值9336。在步骤7810中计算为9336与9334的比率的吸气平坦度比在步骤7840中发现高于吸气阈值,在步骤7850中同样发现呼气平坦度比高于呼气阈值,因此方法7700在步骤7860中确定气道是闭合的。

[0584] 7.7术语表

[0585] 出于本技术公开内容的目的,在本技术的某些形式中,可应用下列定义中的一个或多个。在本技术的其他形式中,可应用替代的定义。

[0586] 7.7.1 通则

[0587] 空气:在本技术的某些形式中,空气可以被认为意指大气空气,并且在本技术的其它形式中,空气可以被认为是指可呼吸气体的一些其它组合,例如富含氧气的大气空气。

[0588] 环境:在本技术的某些形式中,术语环境可具有以下含义(i)治疗系统或患者的外部,和(ii)直接围绕治疗系统或患者。

[0589] 例如,相对于湿化器的环境湿度可以是直接围绕湿化器的空气的湿度,例如患者睡觉的房间内的湿度。这种环境湿度可以与患者睡觉的房间外部的湿度不同。

[0590] 在另一实例中,环境压力可以是直接围绕身体或在身体外部的压力。

[0591] 在某些形式中,环境(例如,声学)噪声可以被认为是除了例如由RPT装置产生或从面罩或患者接口产生的噪声外的患者所处的房间中的背景噪声水平。环境噪声可以由房间外的声源产生。

[0592] 呼吸压力治疗(RPT):以典型相对于大气为正的治疗压力向气道入口施加空气供给。

[0593] 持续气道正压通气(CPAP)治疗:其中在患者的呼吸循环的整个过程中治疗压力是近似恒定的呼吸压力治疗。在一些形式中,气道入口处的压力在呼气期间将略微更高,并且在吸气期间略微更低。在一些形式中,压力将在患者的不同呼吸周期之间变化,例如,响应于检测到部分上气道阻塞的指示而增大,以及缺乏部分上气道阻塞的指示而减小。

[0594] 患者:人,不论他们是否患有呼吸障碍。

[0595] 自动气道正压通气(APAP)治疗:其中治疗压力在最小限度和最大限度之间是可自动调节的CPAP治疗,例如随每次呼吸而不同,这取决于是否存在SBD事件的指示。

[0596] 7.7.2 呼吸循环的多个方面

[0597] 呼吸暂停:根据一些定义,当呼吸流速低于预定阈值持续一段时间(例如,10秒)时,将视为呼吸暂停。尽管在患者努力下,气道阻塞仍不允许空气流动时,将视为发生阻塞性呼吸暂停。尽管气道打开(专利),但当因呼吸行为减少或没有呼吸行为而检测到呼吸暂停时,将视为发生了开放性呼吸暂停。当呼吸努力的减少或不存在与气道阻塞一致时,发生混合性呼吸暂停。

[0598] 呼吸频率:患者自主呼吸的速率,通常以每分钟呼气量测量。

[0599] 占空比或吸气分数:吸气时间 T_i 与总呼吸时间 T_{tot} 的比率。

[0600] 努力(呼吸):尝试呼吸的自主呼吸的人所做的功被视为呼吸努力。

[0601] 呼吸周期的呼气部分:从呼气流量开始到吸气流量开始的时间段。

[0602] 流量限制:流量限制将被视为患者呼吸中的状态,其中患者努力的增加不会引起流量的相应增加。在呼吸循环的吸气部分期间发生流量限制的情况下,其可被视为吸气流量限制。在呼吸循环的呼气部分期间发生流量限制的情况下,其可被视为呼气流量限制。

[0603] 流量限制吸气波形的类型:

[0604] (i) (经典)平坦:上升之后是相对平坦的部分,然后是下降。

[0605] (ii) M形:具有两个局部峰,一个在早期部分,一个在后期部分,并且在两个峰之间具有相对平坦的部分。

[0606] (iii) 椅形:具有单个局部峰,峰值位于早期部分,然后是相对平坦的部分。

[0607] (iv) 反向椅形:具有相对平坦的部分,然后是单个局部峰,峰值位于后期部分。

[0608] 呼吸不足:流量减少,但未停止。在一种形式中,当流量下降到阈值水平以下一段时间时,视为发生呼吸不足。当检测到由呼吸努力减少引起的呼吸不足时,可以认为发生了中枢性呼吸不足。

[0609] 呼吸过度:流量增加到高于正常流量的水平。

[0610] 通气不足:认为当在某个时间范围内发生的气体交换量低于患者的当前要求时会发生通气不足。

[0611] 过度通气:认为当在某个时间范围内发生的气体交换量高于患者的当前要求时会发生过度通气。

[0612] 呼吸周期的吸气部分:从吸气流量开始到呼气流量开始的时间段将视为呼吸周期的吸气部分。

[0613] 通畅(气道):气道待打开的程度或气道的打开程度。专利气道是打开的。可以量化气道通畅,例如,值为一(1)为专利,值为零(0),为闭合(阻塞)。

[0614] 呼气末正压(PEEP):呼气末期肺部的压力大于大气压力。

[0615] 峰值流量(Q_{peak}):呼吸流量波形的吸气部分期间的流量的最大值。

[0616] 呼吸流量,气流量,患者气流量,呼吸气流量(Q_r):这些同义词可以理解为是指RPT装置对呼吸气流量的估计值,而不是“真实呼吸流量”或“真实呼吸气流”,这是患者经历的实际呼吸流量,通常以升/分钟表示。

[0617] 潮气量(V_t):在不额外施力的情况下,正常呼吸期间每次呼吸所吸入或呼出的空气量。该量可以更具体地定义为吸气潮气量(V_i)或呼气潮气量(V_e)。

[0618] 吸气时间(T_i):呼吸流量波形的吸气部分的持续时间。

[0619] 呼气时间(T_e):呼吸流量波形的呼气部分的持续时间。

[0620] 总(呼吸)时间(T_{tot}):在一个呼吸流量波形的吸气部分的开始与随后的呼吸流量波形的吸气部分的开始之间的总持续时间。

[0621] 近期典型通气:在预定时间范围内的其周围近期值趋于集中的通气值,即近期通风值的集中趋势的量度。

[0622] 上气道阻塞(UA0):包括部分和全部上气道阻塞。这可能与流量限制的状态有关,其中随着上气道的压差增加(斯塔林电阻器行为),流量只是略微增加或者甚至可能减小。

[0623] 通气(通气口):患者呼吸系统正在交换的气体总量的测量值。通气测量值可以包括每单位时间的吸气和呼气流量之一或两者。当以每分钟的体积表示时,该量通常称为“每分钟通气量”。每分钟通气量有时只是一个量,可理解为每分钟的量。

[0624] 7.7.3 RPT装置参数

[0625] 流量:每单位时间输送的空气的瞬时体积(或质量)。虽然流量和通气量的单位时间体积或质量的大小相同,但流量的测量时间要短得多。在一些情况下,对流量的提及将是对标量的提及,即仅具有大小的量。在其他情况下,对流量的提及将是对向量的提及,即具有大小和方向两者的量。当指示加符号的量时,对于患者的呼吸周期的吸气部分,流量在名义上可以为正,因此,患者呼吸周期的呼气部分为负。流量可以符号 Q 给出。‘流量(Flow rate)’有时简单地缩写成‘流量(flow)’。总流量 Q_t 是离开RPT装置的空气流量。通气流量 Q_v 是离开通气口以允许清除呼出的气体的空气流量。泄漏流量 Q_l 是从患者接口系统泄漏的流量。呼吸流量 Q_r 是患者呼吸系统内接收到的空气流量。

[0626] 泄漏:单词泄漏将被认为是非期望的空气流动。在一个实施例中,可由于面罩与患者面部之间的不完全密封而发生泄漏。在另一实施例中,泄漏可发生在通向周围环境的回转弯管中。

[0627] 压力:每单位面积的力。压力可以在一系列单位中测量,包括cmH₂O(厘米水)、g-f/cm²、百帕斯卡(hPa)。1cmH₂O等于1g-f/cm²且为约0.98hPa。在本说明书中,除非另有说明,否则压力以cmH₂O为单位给出。患者接口中的压力以符号P_m表示,而表示由面罩压力P_m在当前时刻得到的目标值的治疗压力以符号P_t表示。

[0628] 7.7.4呼吸机术语

[0629] 后备频率:呼吸机的参数,其在不是由自主呼吸努力触发的情况下,建立呼吸机将输送给患者的最小呼吸速率(通常以每分钟呼吸次数为单位)。

[0630] 周期:呼吸机吸气阶段的终止。当呼吸机向自主呼吸患者输送呼吸时,在呼吸周期的吸气部分结束时,呼吸机被视为循环以停止输送呼吸。

[0631] 呼气正气道压力(EPAP):基础压力,呼吸中变化的压力加到该基础压力上,以产生呼吸机在给定时间试图达到的所需的面罩压力。

[0632] 呼气末压力(EEP):呼吸机将在呼吸的呼气部分结束时尝试达到的所需面罩压力。如果压力波形模板 $\Pi(\Phi)$ 在呼气结束时为零值,即当 $\Phi=1$ 时 $\Pi(\Phi)=0$,则EEP等于EPAP。

[0633] 吸气正气道压力(IPAP):呼吸机在呼吸的吸气部分期间将尝试实现的最大期望面罩压力。

[0634] 压力支持:表示呼吸机吸气期间相对于呼吸机呼气期间压力增加的数量,通常表示吸气期间最大值与基础压力之间的压力差(例如,PS=IPAP-EPAP)。在一些情况下,压力支持意味着呼吸机旨在达到的差异,而不是实际达到的差异。

[0635] 伺服呼吸机:测量患者通气的呼吸机具有目标通气,其可以调整压力支持的水平,从而让患者达到目标通气。

[0636] 自主/定时(S/T):呼吸机或其他装置试图检测自主呼吸患者呼吸开始的模式。然而,如果装置在预定的时间段内不能检测到呼吸,则装置将自动启动呼吸输送。

[0637] 摆动:相当于压力支持的术语。

[0638] 触发:当呼吸机向自主呼吸的患者输送空气呼吸时,认为在呼吸周期的吸气部分开始时通过患者努力触发进行。

[0639] 呼吸机:为患者提供压力支持来执行部分或全部呼吸功的机械装置。

[0640] 7.7.5呼吸系统的剖析

[0641] 横隔膜:延伸穿过胸腔底部的一片肌肉。横隔膜将包含心脏、肺和肋骨的胸腔与腹腔分开。当横隔膜收缩时,胸腔的体积增大,空气进入肺部。

[0642] 喉部:喉部或喉头容纳声带并将咽的下部(下咽部)与气管连接。

[0643] 肺:人体呼吸器官。肺的传导区包含气管、支气管、细支气管和终末细支气管。呼吸区包含呼吸细支气管、肺泡管和肺泡。

[0644] 鼻腔:鼻腔(或鼻窝)是面部中间鼻子上方和后方充满大量空气的空间。鼻腔由称为鼻中隔的垂直鳍分成两部分。鼻腔两侧有三个水平向外生长的鼻甲(单数为鼻甲)。鼻腔的前部为鼻子,而后部通过鼻后孔与鼻咽部融合为一体。

[0645] 咽部:咽喉部位于鼻腔正下方(下部),在食道和喉部之上。咽部通常分为三部分:

鼻咽部(咽上部)(咽部的鼻部分)、口咽部(中咽部)(咽部的口腔部分)和喉咽(下咽部)。

[0646] 7.7.6数学术语

[0647] 模糊逻辑在本公开中的许多地方使用。以下用于表示模糊隶属函数,其输出 $[0,1]$ 范围内的“模糊真值变量”,0表示“模糊假”,1表示“模糊真”:

[0648] 模糊成员(AcualQuantity,ReferenceQuantity1,FuzzyTruthValueAtReferenceQuantity1,ReferenceQuantity2,FuzzyTruthValueAtReferenceQuantity2,...,ReferenceQuantityN,

[0649] FuzzyTruthValueAtReferenceQuantityN)

[0650] 模糊隶属函数定义为

$$\text{FuzzyMember}(x, x_1, f_1, x_2, f_2, K, x_N, f_N) = \begin{cases} f_1, & x < x_1 \\ f_N, & x \geq x_N \\ \text{InterpOnInterval}(x, x_k, f_k, x_{k+1}, f_{k+1}), & x_k \leq x < x_{k+1}, 1 \leq k \leq N \end{cases}$$

[0652] 其中

$$\text{InterpOnInterval}(x, x_k, f_k, x_{k+1}, f_{k+1}) = \begin{cases} f_k + \frac{(f_{k+1} - f_k)(x - x_k)}{x_{k+1} - x_k}, & x_k \neq x_{k+1} \\ f_k & \text{否则} \end{cases},$$

[0654] f_j 是模糊真值变量, x 和 x_j 是实数。

[0655] 函数“模糊去加权”的定义方式与“模糊成员”相同,只是值 f_k 被解释为实数而不是模糊真值变量,输出也是实数。

[0656] 模糊真值变量的“模糊OR”是那些值的最大值;模糊真值变量的“模糊AND”是这些值的最小值。对两个或多个模糊真值变量的这些运算将由名称模糊Or和模糊And指示。应理解,这些模糊操作的其他典型定义在本技术中将起类似作用。

[0657] Exponential decay towards zero具有在时间 $t=T$ 处开始的任何衰减期的时间,衰减量 V 的值由下式给出:

$$[0658] \quad V(t) = V(T) * \exp\left(-\frac{t-T}{\tau}\right)$$

[0659] 指数衰减有时通过速率常数 k 而不是时间常数 τ 进行参数化。如果 $k=1/\tau$,速率常数 k 给出与时间常数 τ 相同的衰减函数。

[0660] 在某个区间 I 上的两个函数 f 和 g 的内积被定义为

$$[0661] \quad \langle f, g \rangle_I = \int_I f(t) g(t) dt$$

[0662] 7.8其他备注

[0663] 本专利文件的公开内容的一部分包含受版权保护的材料。版权所有者不反对由任何人以专利文件或专利公开出现在专利局文档或记录中的形式复制所述专利文件或专利公开,但是另外保留任何所有版权权利。

[0664] 除非上下文中明确说明并且提供数值范围的情况下,否则应当理解,在该范围的

上限与下限之间的每个中间值,到下限单位的十分之一,以及在所述范围内的任何其它所述值或中间值均广泛地包含在本技术内。这些中间范围的上限和下限可独立地包括在中间范围内,也包括在本技术范围内,但受制于所述范围内的任何明确排除的界限。在所述范围包括所述极限值中的一个或两个的情况下,本技术中还包括排除那些所包括的极限值中的任一个或两个的范围。

[0665] 此外,在本文所述的一个值或多个值作为本技术的部分的一部分进行实施的情况下,应理解的是,此类值可以是近似的,除非另外说明,并且此类值可以实用的技术实施可允许或需要其的程度用于任何适当的有效数位。

[0666] 除非另外定义,否则本文所使用的所有技术和科学术语均具有与本技术所属领域的普通技术人员通常所理解的相同的含义。尽管类似于或等效于本文所描述的那些的任何方法和材料也可以用于本技术的实践或测试,但是本文描述了有限数量的代表性方法和材料。

[0667] 当特定材料被鉴定用于构造组件时,具有类似特性的明显替代材料作为其替代物。此外,除非相反规定,否则本文所述的任何和全部组件均被理解为能够被制造且因而可以一起或分开制造。

[0668] 必须指出,除非上下文明确地另外规定,否则如本文和所附权利要求所使用,单数形式“一个”、“一种”和“所述”包括其复数等同物。

[0669] 本文提及的全部出版物均以引用的形式整体并入本文,以公开并且描述作为那些出版物的主题的方法和/或材料。提供本文中讨论的公布仅仅是针对它们在本申请的提交日期之前的公开。本文中的任何内容均不应被理解为承认由于先前发明而使本技术无权享有这些公布的优先权。此外,所提供的出版日期可不同于实际出版日期,其可能需要单独证实。

[0670] 术语“包括(comprises)”和“包括(comprising)”应被理解为:是指各元件、各组件或非排他方式的各步骤,指出可能存在或被利用的所标记的元件、组件或步骤,或者与没有标记的其它元件、组件或步骤的组合。

[0671] 在详细描述中使用的主题标题仅为了方便读者参考,不应用来限制可在本公开或权利要求书全文中找到的主题。主题标题不应用来解释权利要求书的范围或权利要求的限制。

[0672] 虽然在本文中已经参照了具体实施例来描述本技术,但应了解,这些实施例仅说明本技术的原理和应用。在一些情况下,术语和符号可以暗含实践本技术所不需要的具体细节。例如,尽管可以使用术语“第一”和“第二”,但是除非另有规定,否则它们并非旨在指示任何顺序,而是可以用来区分不同元件。此外,尽管可以一定顺序来描述或说明方法中的过程步骤,但是此顺序是不需要的。本领域技术人员将认识到,此顺序可以被修改,和/或顺序的其方面可以同时或甚至同步进行。

[0673] 因此应当了解可对所述示例性实施例进行大量的调整,并且应当了解可在不脱离本技术的精神和范围的情况下设计其他布置。关于以下编号段落中的逐项实施例,可以考虑这种布置的各种版本。

[0674] 7.9附图标记列表

[0675] 患者

1000

[0676]	患者接口	3000
[0677]	无创患者接口	3000
[0678]	密封形成结构	3100
[0679]	充气室	3200
[0680]	结构	3300
[0681]	通气口	3400
[0682]	连接端口	3600
[0683]	前额支架	3700
[0684]	RPT装置	4000
[0685]	外壳	4010
[0686]	上部	4012
[0687]	部分	4014
[0688]	面板	4015
[0689]	底盘	4016
[0690]	手柄	4018
[0691]	气动块	4020
[0692]	气动部件	4100
[0693]	空气过滤器	4110
[0694]	入口空气过滤器	4112
[0695]	出口空气过滤器	4114
[0696]	入口消声器	4122
[0697]	出口消声器	4124
[0698]	压力发生器	4140
[0699]	可控鼓风机	4142
[0700]	电动机	4144
[0701]	空气回路	4170
[0702]	补充氧气	4180
[0703]	电气部件	4200
[0704]	印刷电路板组件	4202
[0705]	电源	4210
[0706]	输入装置	4220
[0707]	中央控制器	4230
[0708]	时钟	4232
[0709]	治疗装置控制器	4240
[0710]	保护电路	4250
[0711]	存储器	4260
[0712]	转换器	4270
[0713]	压力传感器	4272
[0714]	流量传感器	4274

[0715]	电动机速度转换器	4276
[0716]	数据通信接口	4280
[0717]	远程外部通信网络	4282
[0718]	本地外部通信网络	4284
[0719]	远程外部装置	4286
[0720]	本地外部装置	4288
[0721]	输出装置	4290
[0722]	显示驱动器	4292
[0723]	显示器	4294
[0724]	算法	4300
[0725]	预处理模块	4310
[0726]	压力补偿算法	4312
[0727]	通气流量估计	4314
[0728]	泄漏流量估计算法	4316
[0729]	呼吸流量估计算法	4318
[0730]	治疗引擎模块	4320
[0731]	相位确定算法	4321
[0732]	波形确定算法	4322
[0733]	通气确定算法	4323
[0734]	吸气流量限制确定算法	4324
[0735]	呼吸暂停检测算法	4325
[0736]	M形检测算法	4326
[0737]	气道通畅确定算法	4327
[0738]	典型的近期通气确定	4328
[0739]	治疗参数确定算法	4329
[0740]	治疗控制模块	4330
[0741]	湿化器	5000
[0742]	湿化器入口	5002
[0743]	湿化器出口	5004
[0744]	湿化器基座	5006
[0745]	湿化器贮存器	5110
[0746]	湿化器贮存器泊区	5130
[0747]	加热元件	5240
[0748]	湿化器控制器	5250
[0749]	方法	7000
[0750]	步骤	7010
[0751]	步骤	7020
[0752]	步骤	7030
[0753]	步骤	7040

[0754]	方法	7100
[0755]	步骤	7110
[0756]	步骤	7120
[0757]	步骤	7130
[0758]	步骤	7140
[0759]	步骤	7150
[0760]	步骤	7160
[0761]	步骤	7170
[0762]	步骤	7180
[0763]	方法	7200
[0764]	步骤	7210
[0765]	步骤	7220
[0766]	步骤	7230
[0767]	步骤	7240
[0768]	步骤	7250
[0769]	步骤	7260
[0770]	方法	7300
[0771]	步骤	7310
[0772]	步骤	7320
[0773]	步骤	7330
[0774]	步骤	7340
[0775]	步骤	7350
[0776]	步骤	7360
[0777]	步骤	7370
[0778]	步骤	7375
[0779]	步骤	7380
[0780]	步骤	7390
[0781]	方法	7400
[0782]	步骤	7410
[0783]	步骤	7420
[0784]	步骤	7440
[0785]	步骤	7450
[0786]	步骤	7455
[0787]	步骤	7460
[0788]	步骤	7465
[0789]	步骤	7470
[0790]	步骤	7475
[0791]	方法	7500
[0792]	步骤	7510

[0793]	步骤	7520
[0794]	步骤	7530
[0795]	步骤	7535
[0796]	步骤	7540
[0797]	步骤	7550
[0798]	步骤	7560
[0799]	步骤	7570
[0800]	步骤	7580
[0801]	方法	7600
[0802]	步骤	7610
[0803]	步骤	7615
[0804]	步骤	7620
[0805]	步骤	7630
[0806]	步骤	7635
[0807]	步骤	7640
[0808]	步骤	7645
[0809]	步骤	7650
[0810]	步骤	7655
[0811]	步骤	7660
[0812]	步骤	7665
[0813]	步骤	7670
[0814]	步骤	7680
[0815]	步骤	7685
[0816]	步骤	7690
[0817]	方法	7700
[0818]	步骤	7710
[0819]	步骤	7720
[0820]	步骤	7730
[0821]	步骤	7740
[0822]	步骤	7750
[0823]	步骤	7760
[0824]	步骤	7770
[0825]	步骤	7780
[0826]	步骤	7790
[0827]	步骤	7810
[0828]	步骤	7820
[0829]	步骤	7830
[0830]	步骤	7840
[0831]	步骤	7850

[0832]	步骤	7860
[0833]	步骤	7870
[0834]	方法	8000
[0835]	步骤	8010
[0836]	步骤	8020
[0837]	步骤	8030
[0838]	步骤	8040
[0839]	方法	8100
[0840]	步骤	8105
[0841]	步骤	8110
[0842]	步骤	8115
[0843]	步骤	8120
[0844]	步骤	8125
[0845]	步骤	8130
[0846]	步骤	8135
[0847]	步骤	8140
[0848]	步骤	8145
[0849]	步骤	8150
[0850]	步骤	8155
[0851]	步骤	8160
[0852]	步骤	8165
[0853]	步骤	8170
[0854]	步骤	8175
[0855]	方法	8200
[0856]	步骤	8210
[0857]	步骤	8220
[0858]	步骤	8230
[0859]	步骤	8240
[0860]	步骤	8250
[0861]	步骤	8260
[0862]	方法	8300
[0863]	步骤	8310
[0864]	步骤	8320
[0865]	步骤	8330
[0866]	步骤	8340
[0867]	步骤	8350
[0868]	步骤	8360
[0869]	步骤	8370
[0870]	方法	8400

[0871]	步骤	8410
[0872]	步骤	8420
[0873]	步骤	8430
[0874]	步骤	8440
[0875]	步骤	8450
[0876]	步骤	8460
[0877]	方法	8500
[0878]	步骤	8510
[0879]	步骤	8520
[0880]	步骤	8530
[0881]	步骤	8540
[0882]	步骤	8550
[0883]	步骤	8590
[0884]	方法	8600
[0885]	步骤	8610
[0886]	步骤	8620
[0887]	步骤	8630
[0888]	步骤	8640
[0889]	步骤	8650
[0890]	步骤	8660
[0891]	步骤	8670
[0892]	图	9000
[0893]	治疗压力迹线	9010
[0894]	箭头	9015
[0895]	第一次发作	9020
[0896]	增加	9025
[0897]	第二次发作	9030
[0898]	第二次增加	9035
[0899]	发作	9040
[0900]	逐渐减少	9045
[0901]	虚线	9050
[0902]	虚线	9060
[0903]	虚线	9070
[0904]	图	9100
[0905]	上部迹线	9105
[0906]	迹线	9110
[0907]	呼吸暂停	9115
[0908]	呼吸	9120
[0909]	终止	9125

[0910]	吸气部分	9130
[0911]	EPAP	9135
[0912]	图	9200
[0913]	治疗压力迹线	9205
[0914]	探测呼吸	9208
[0915]	流量迹线	9210
[0916]	气道通畅迹线	9215
[0917]	呼吸暂停检测迹线	9220
[0918]	时刻	9225
[0919]	点	9235
[0920]	点	9240
[0921]	探测呼吸	9243
[0922]	点	9245
[0923]	点	9250
[0924]	探测呼吸	9253
[0925]	点	9255
[0926]	迹线	9300
[0927]	呼吸流量迹线	9310
[0928]	迹线	9320
[0929]	箭头	9321
[0930]	直线近似	9322
[0931]	y-截距	9324
[0932]	最终值	9326
[0933]	迹线	9330
[0934]	箭头	9331
[0935]	直线近似	9332
[0936]	y-截距	9334
[0937]	最终值	9336
[0938]	迹线	9340
[0939]	迹线	9350



图1

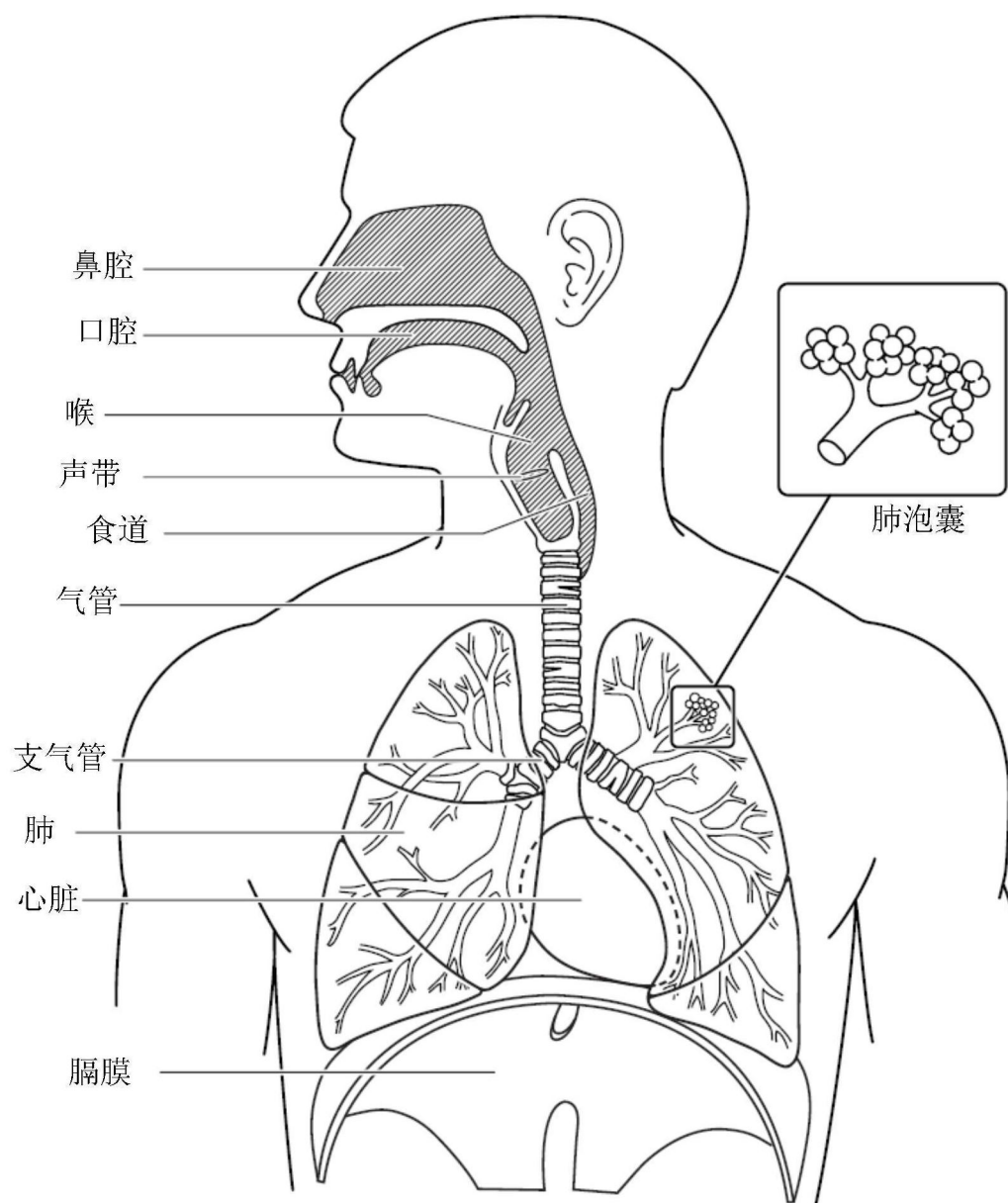


图2

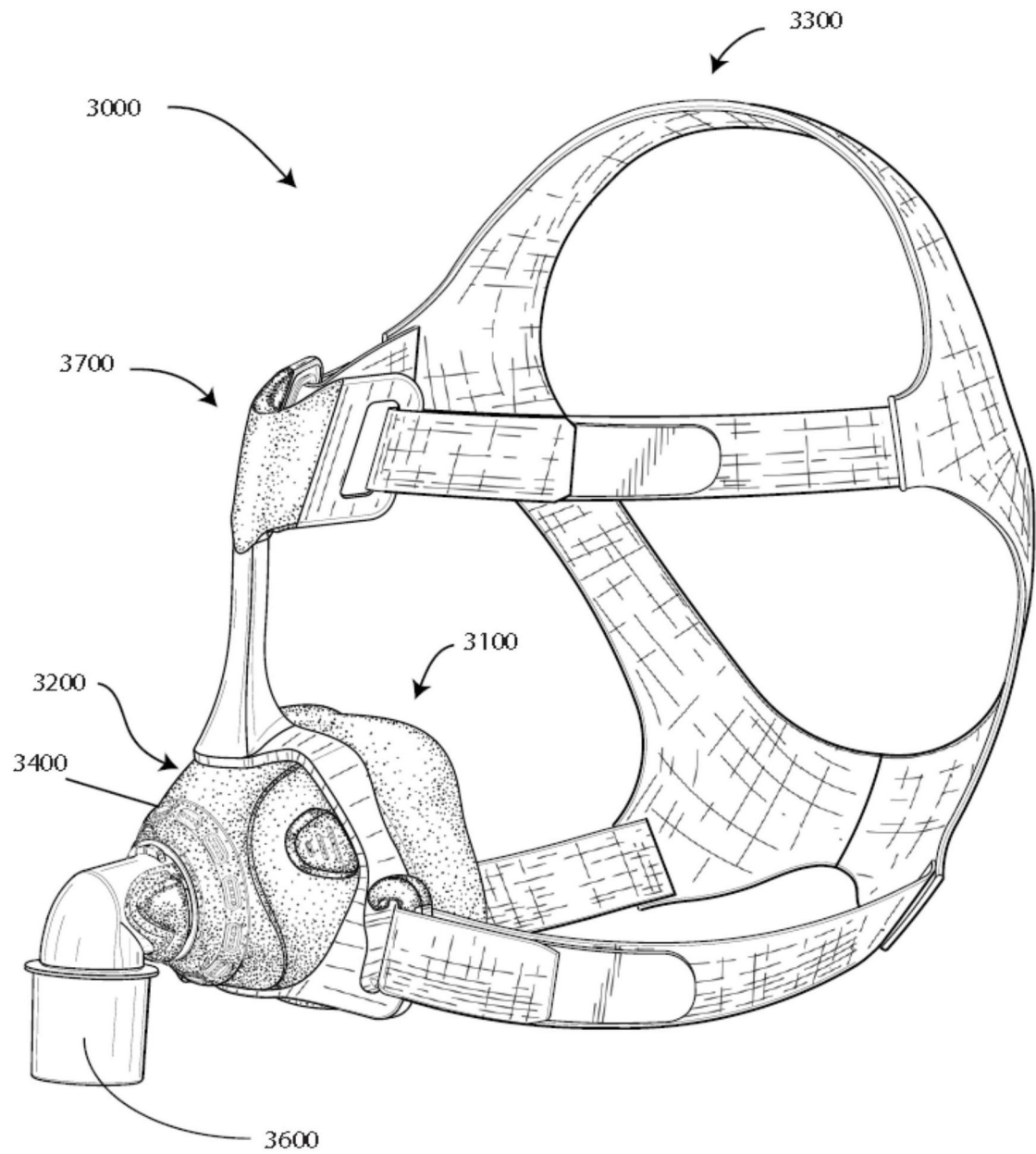


图3

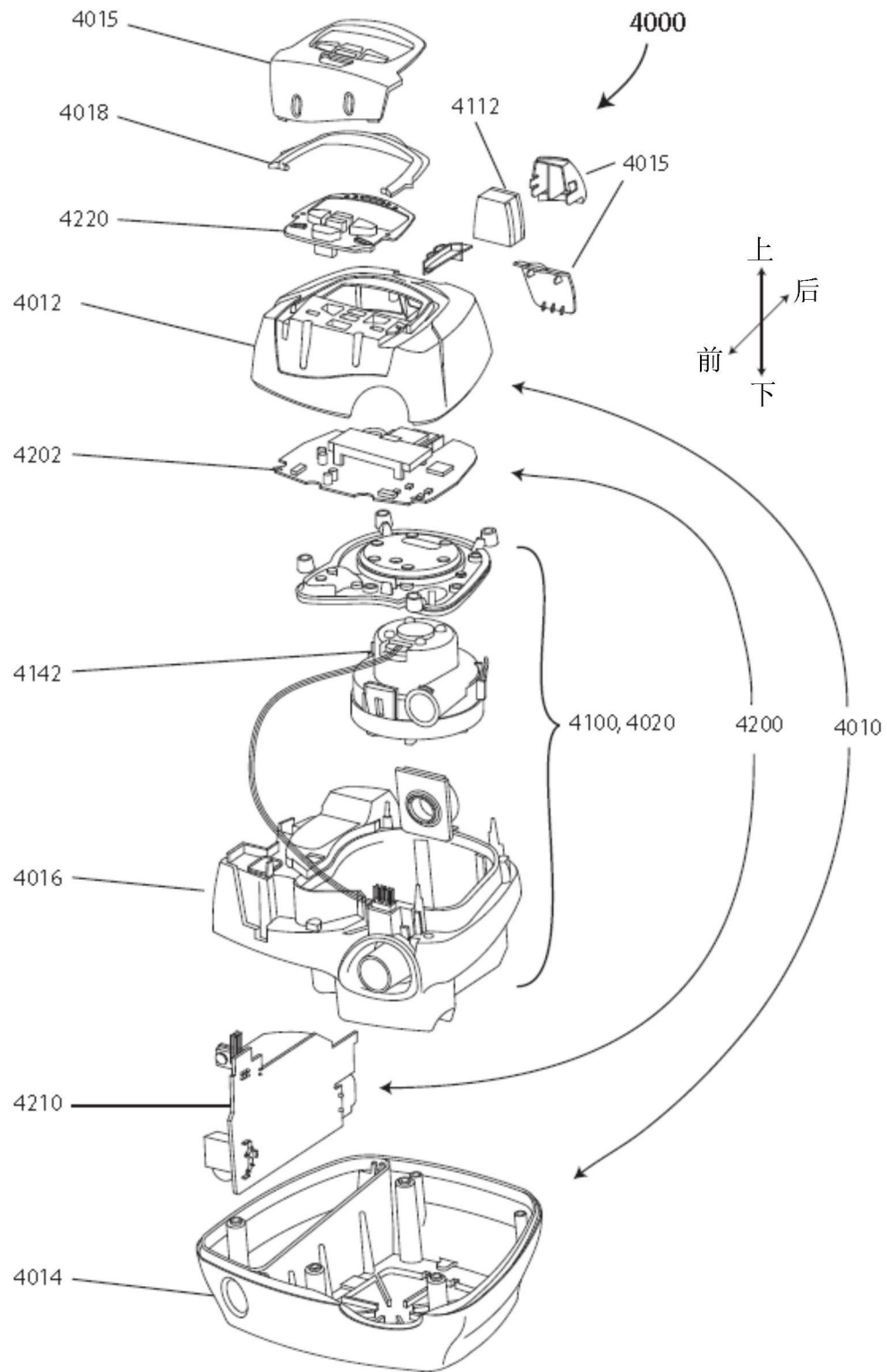


图4A

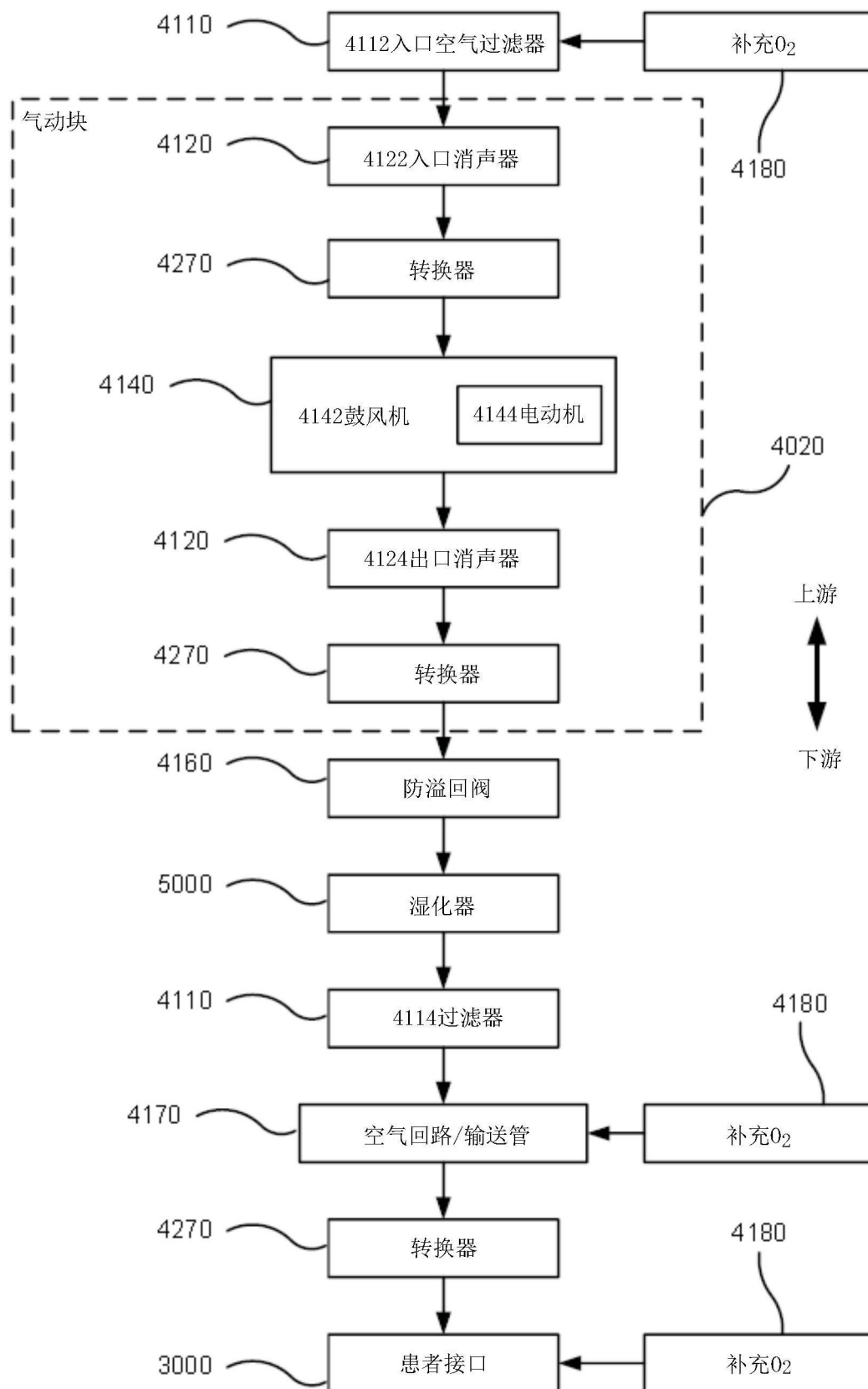


图4B

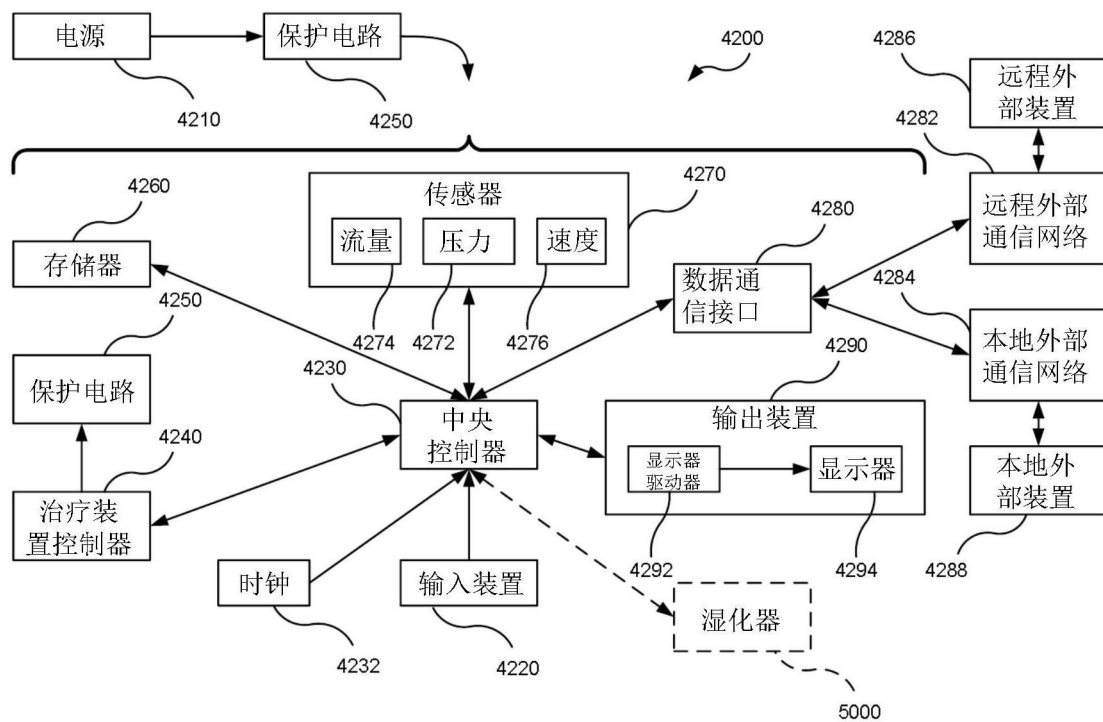


图4C

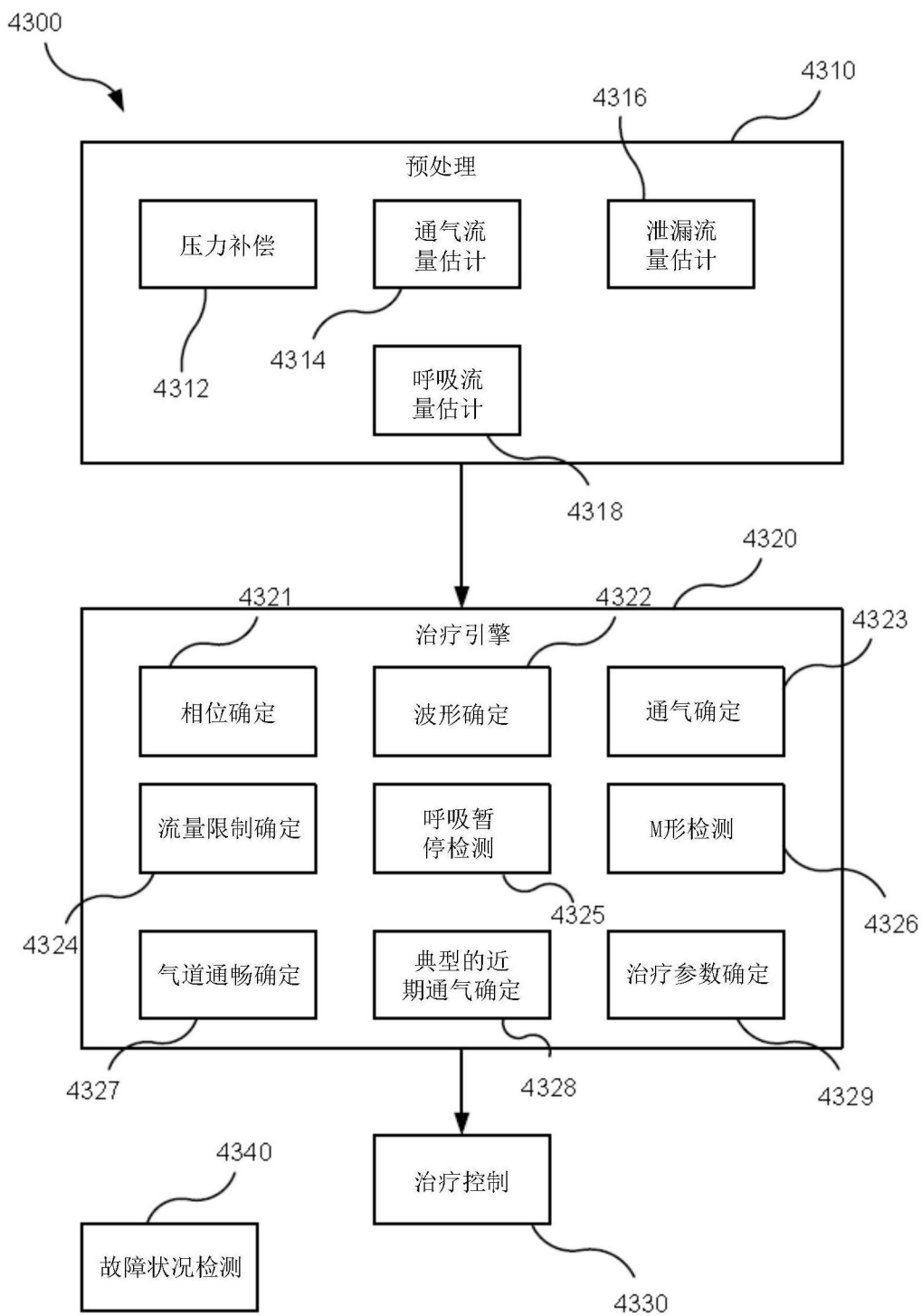


图4D

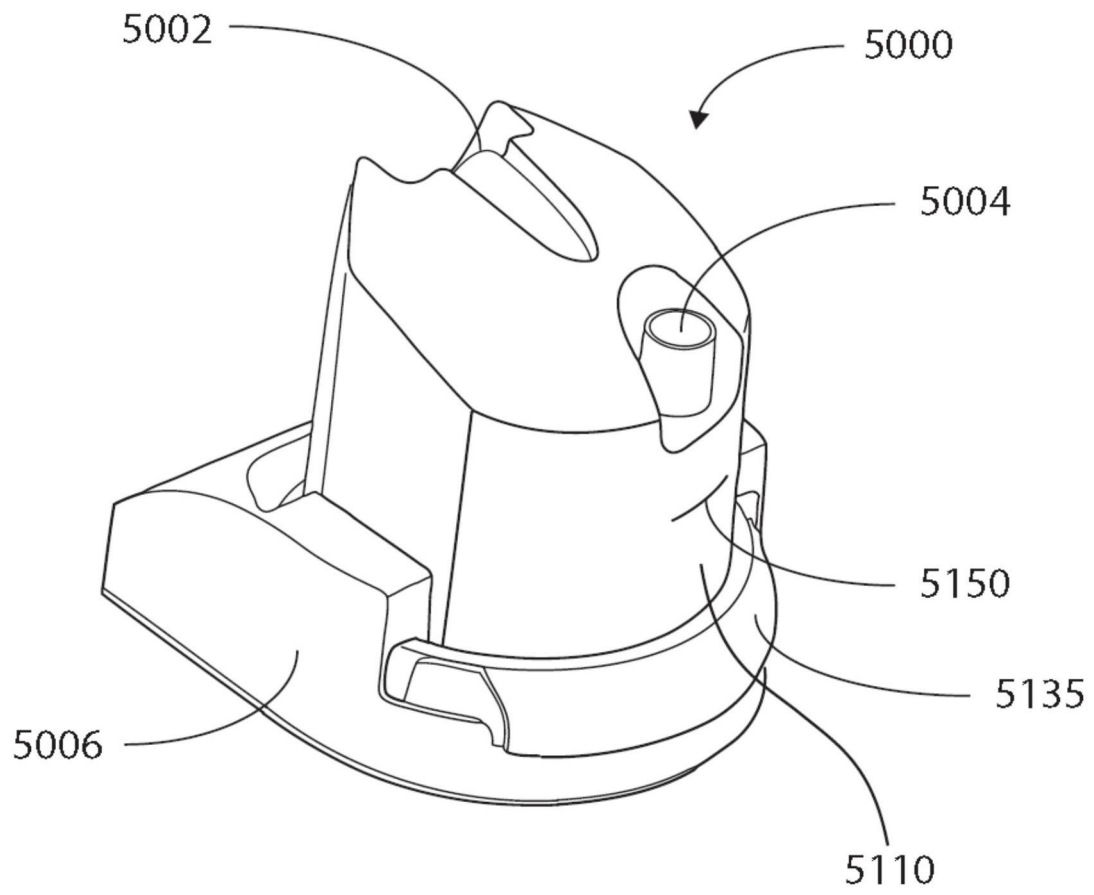


图5A

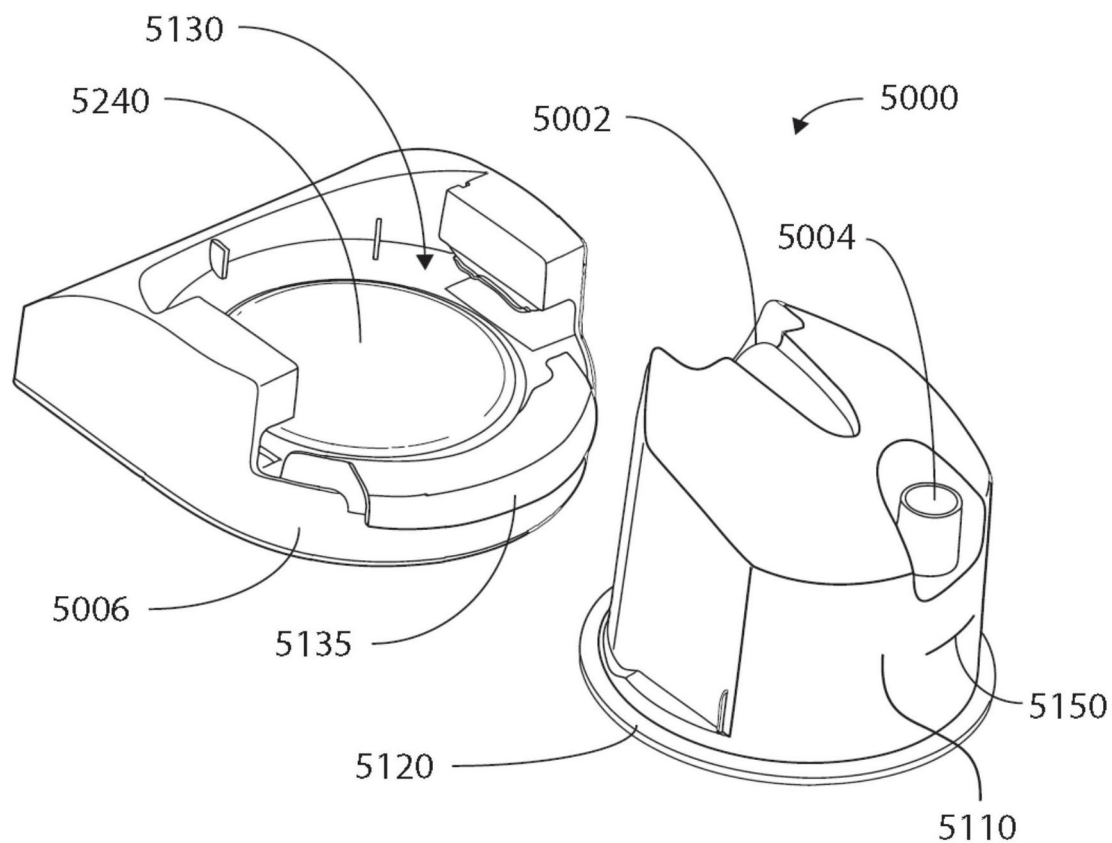


图5B

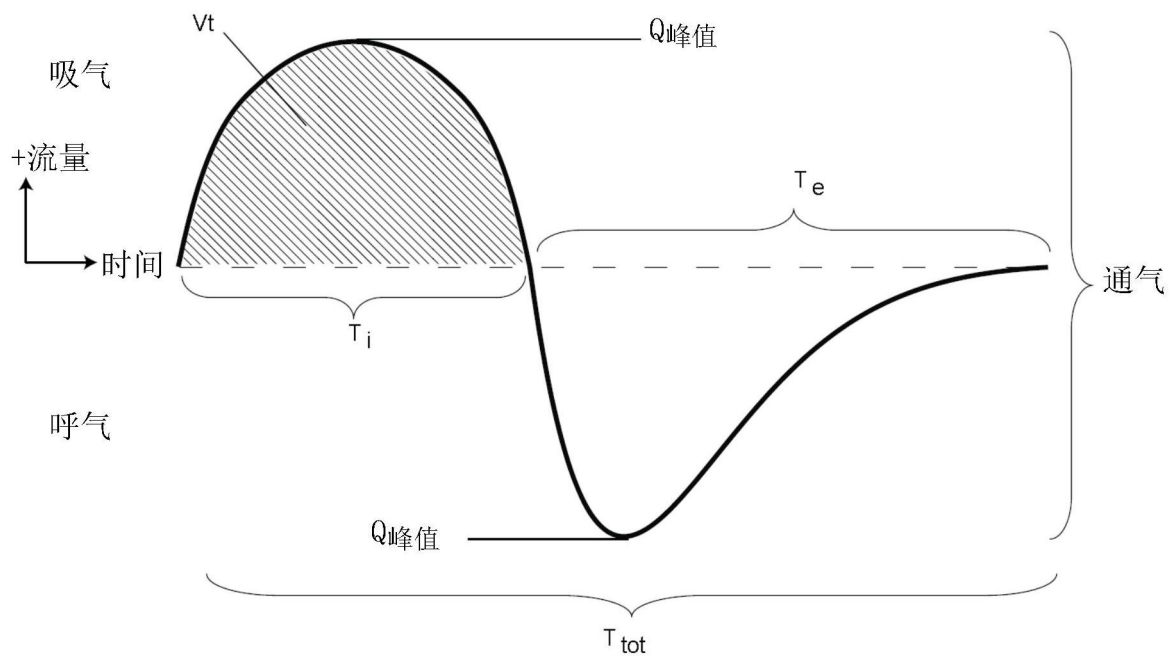


图6A

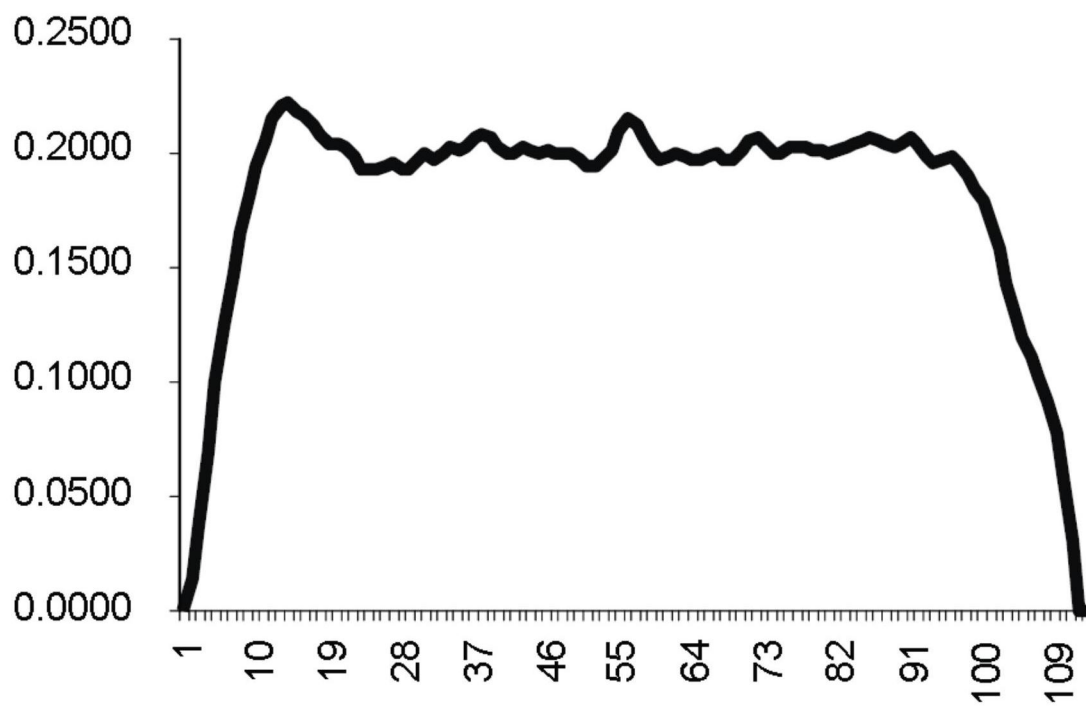


图6B

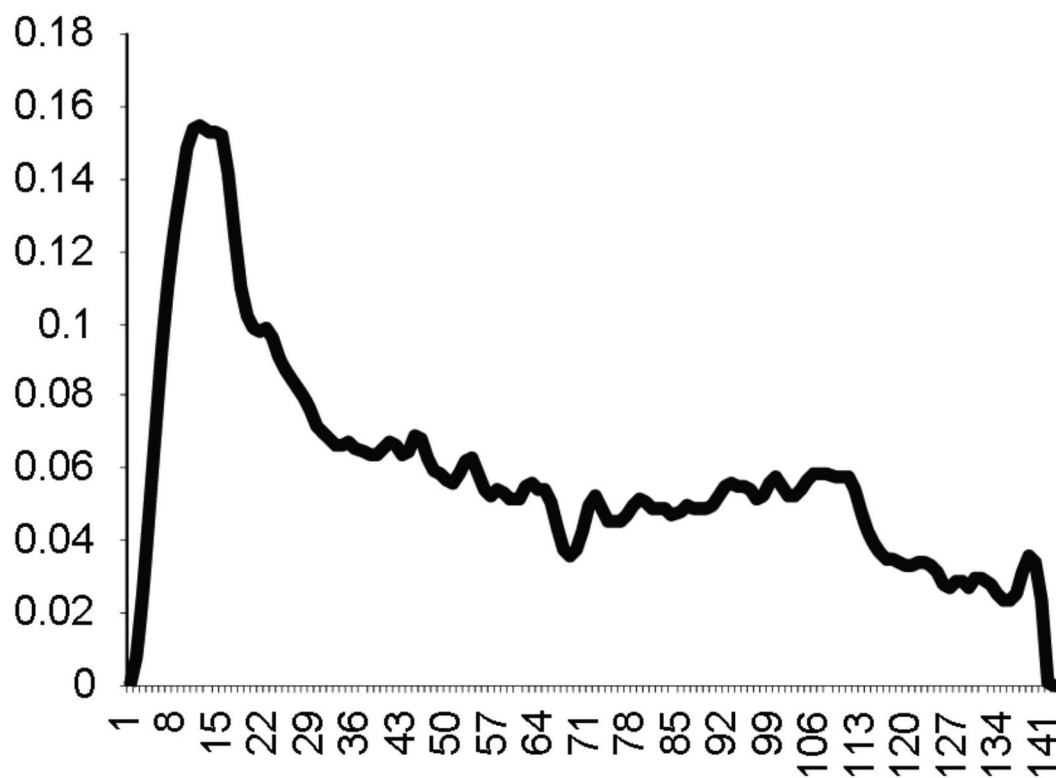


图6C



图6D



图6E

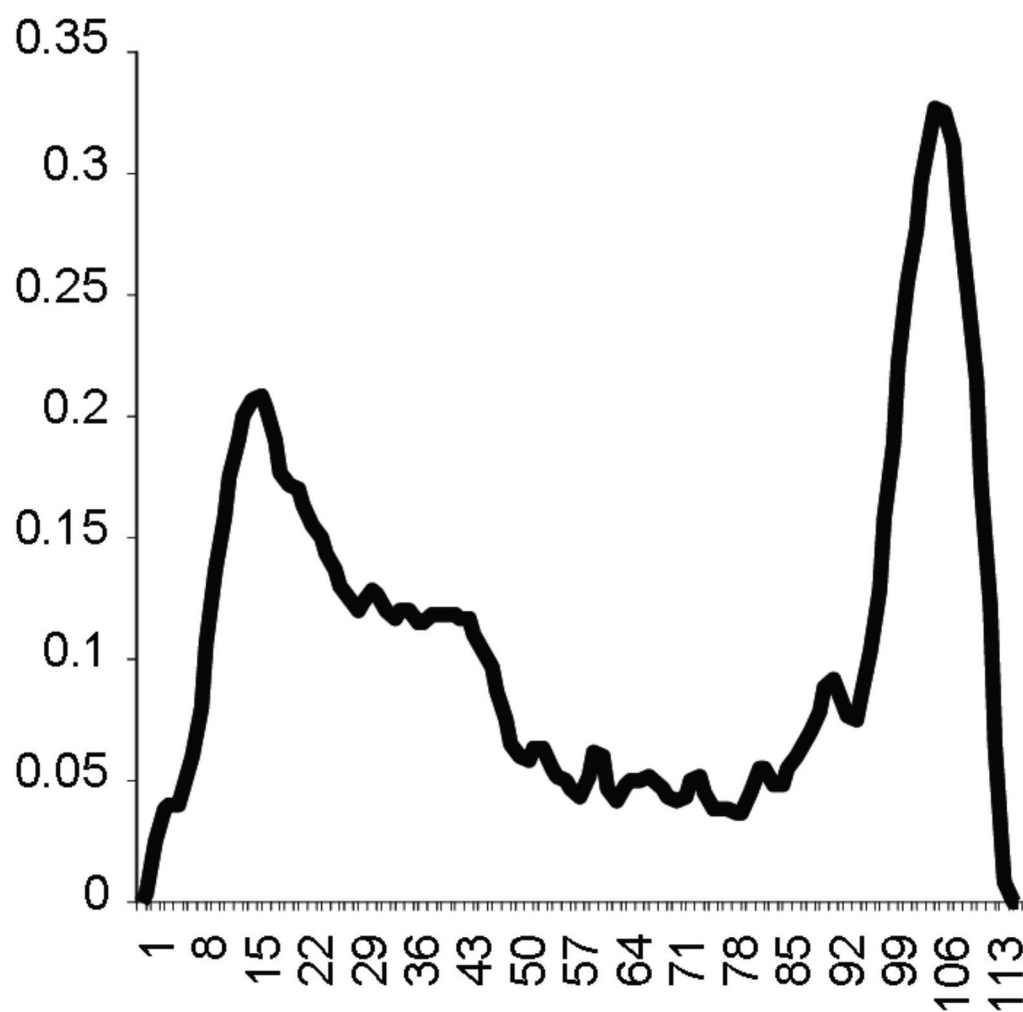


图6F

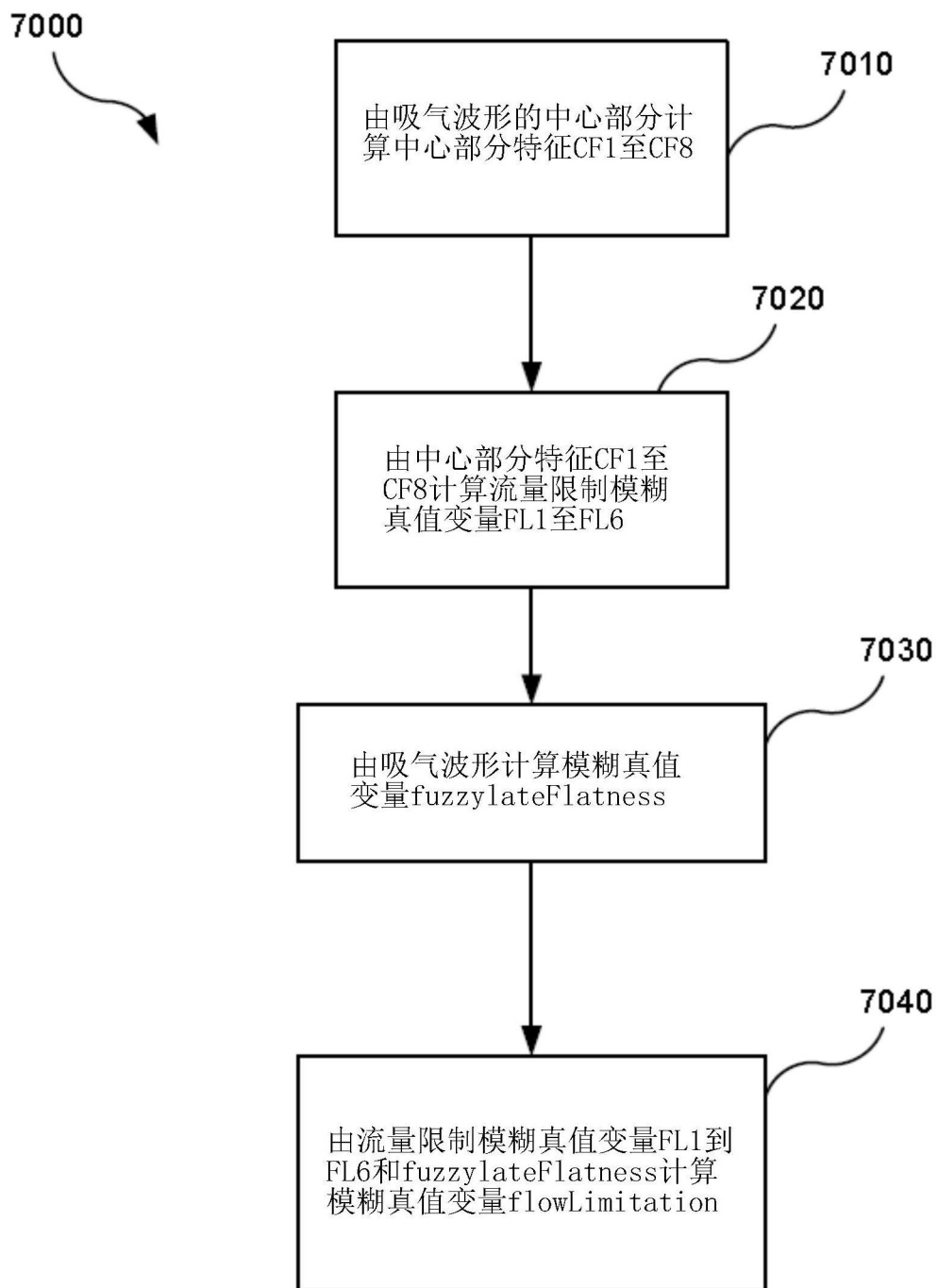


图7A

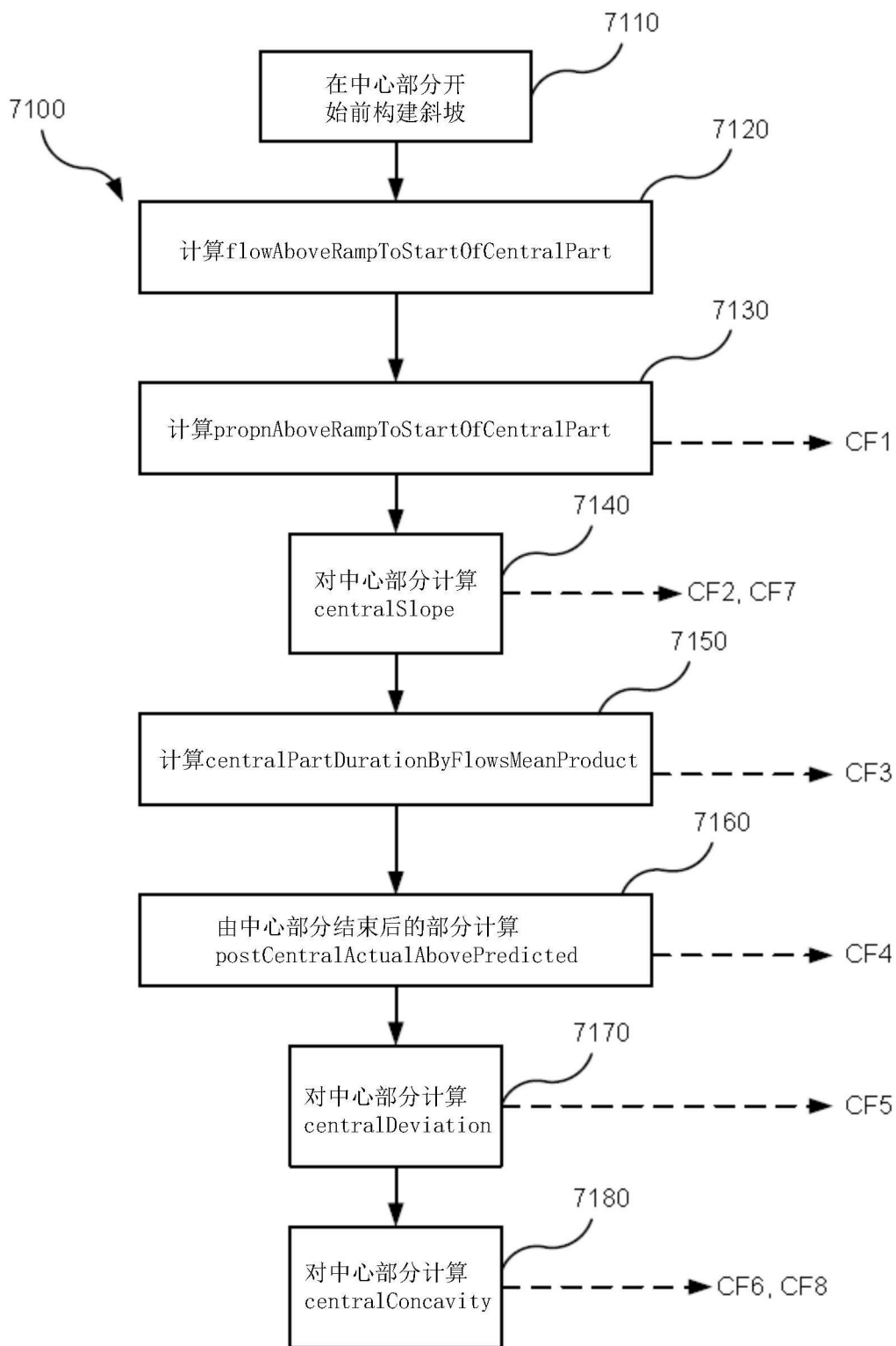


图7B

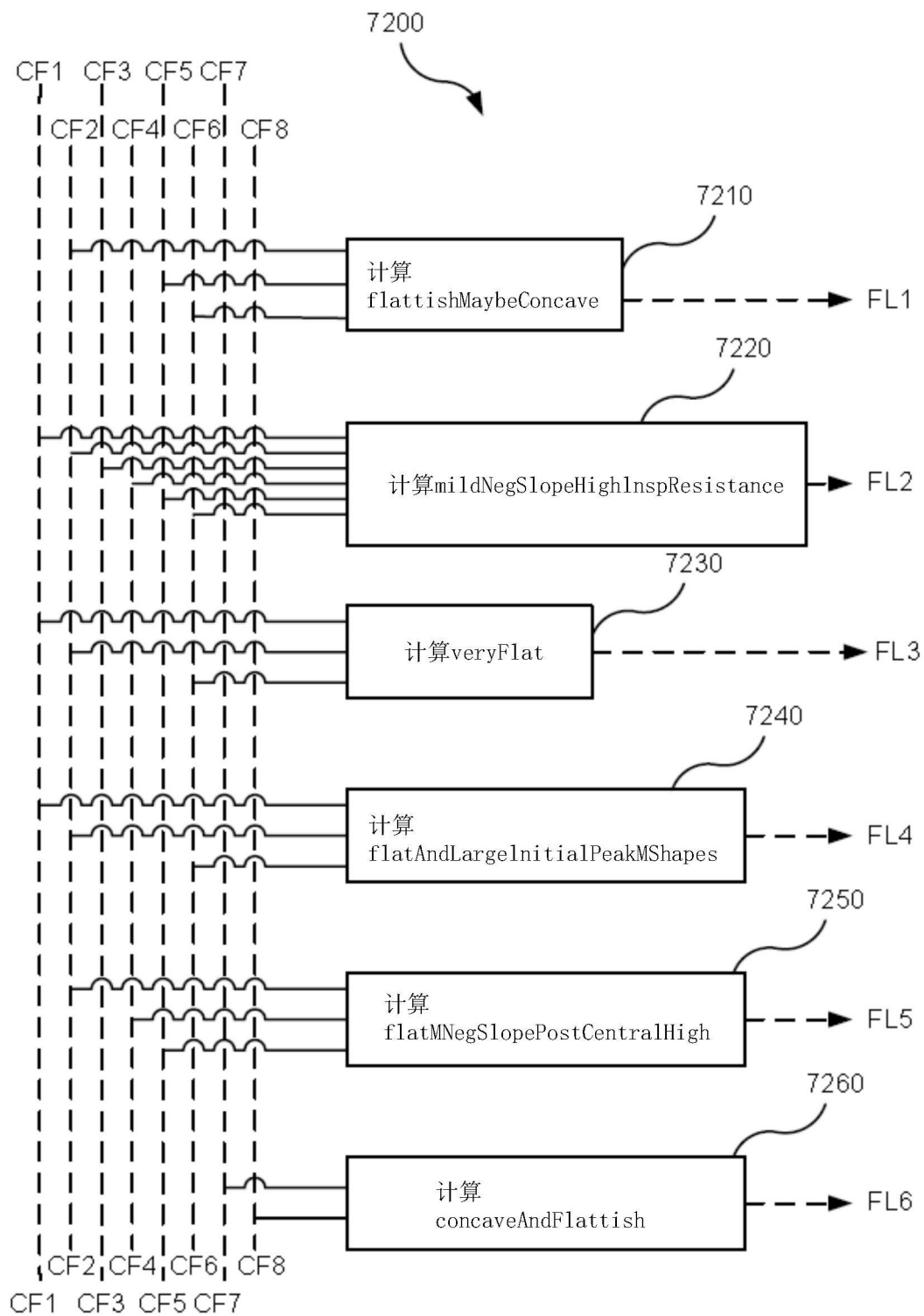


图7C

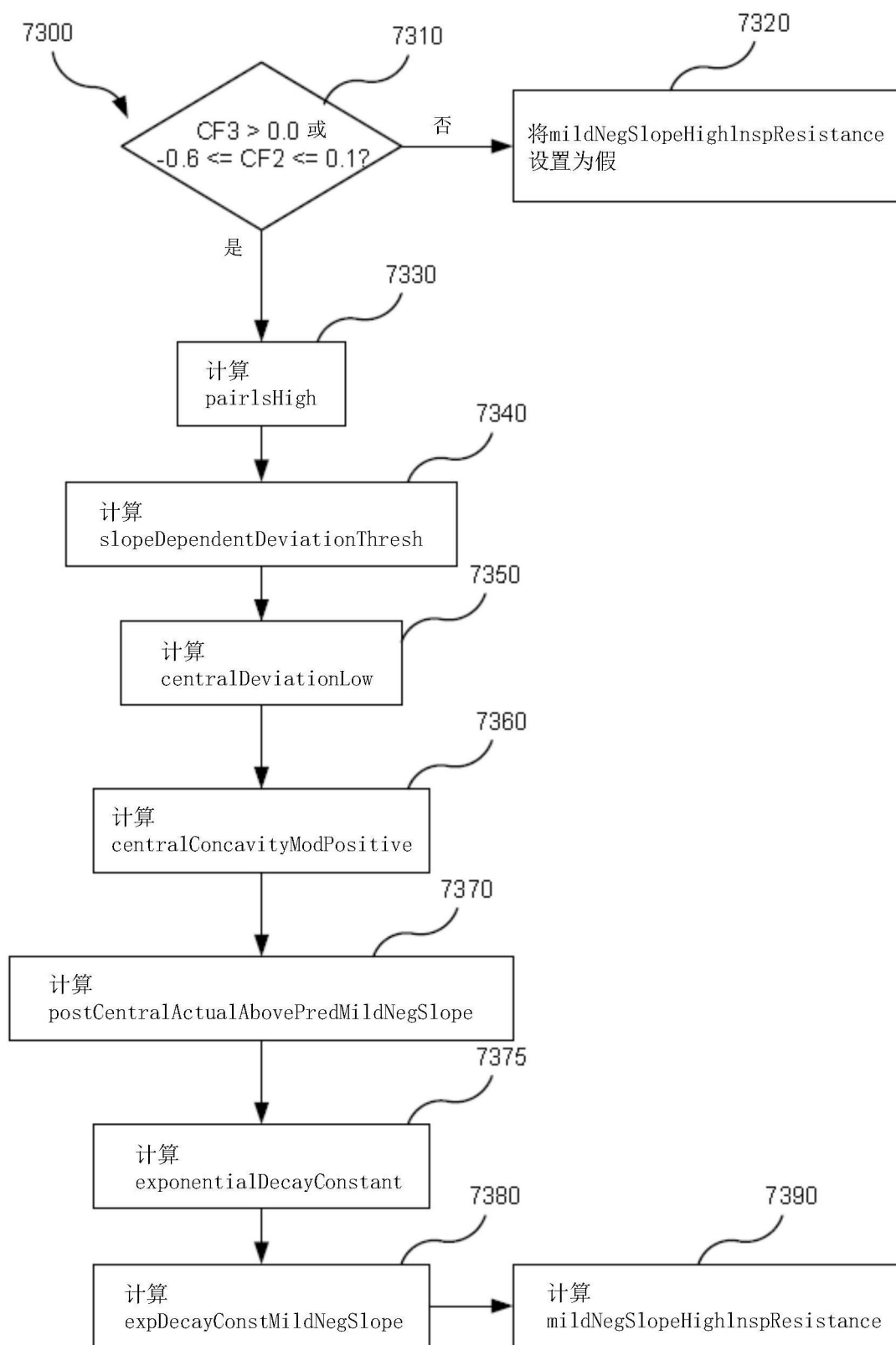


图7D

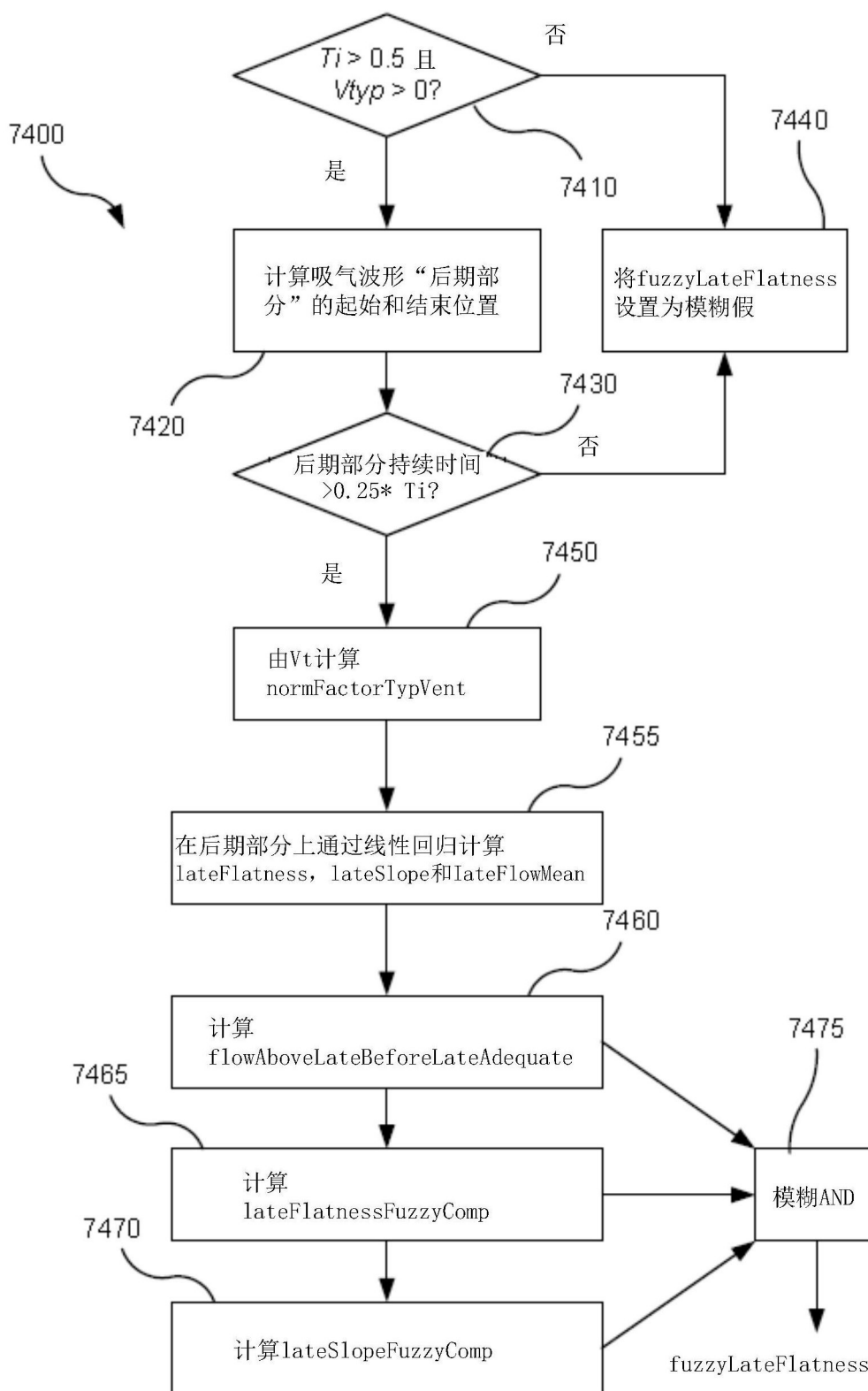


图7E

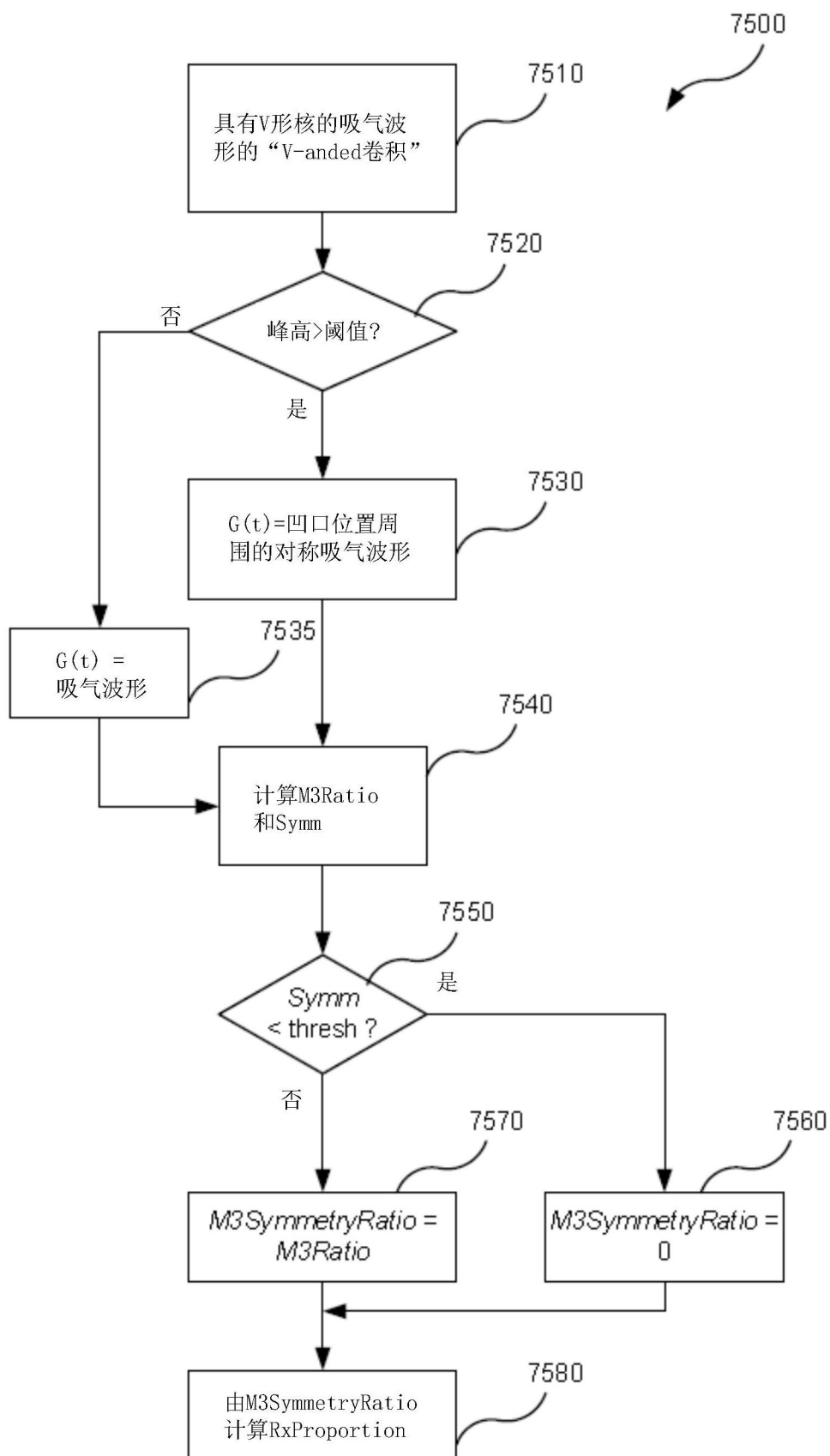


图7F

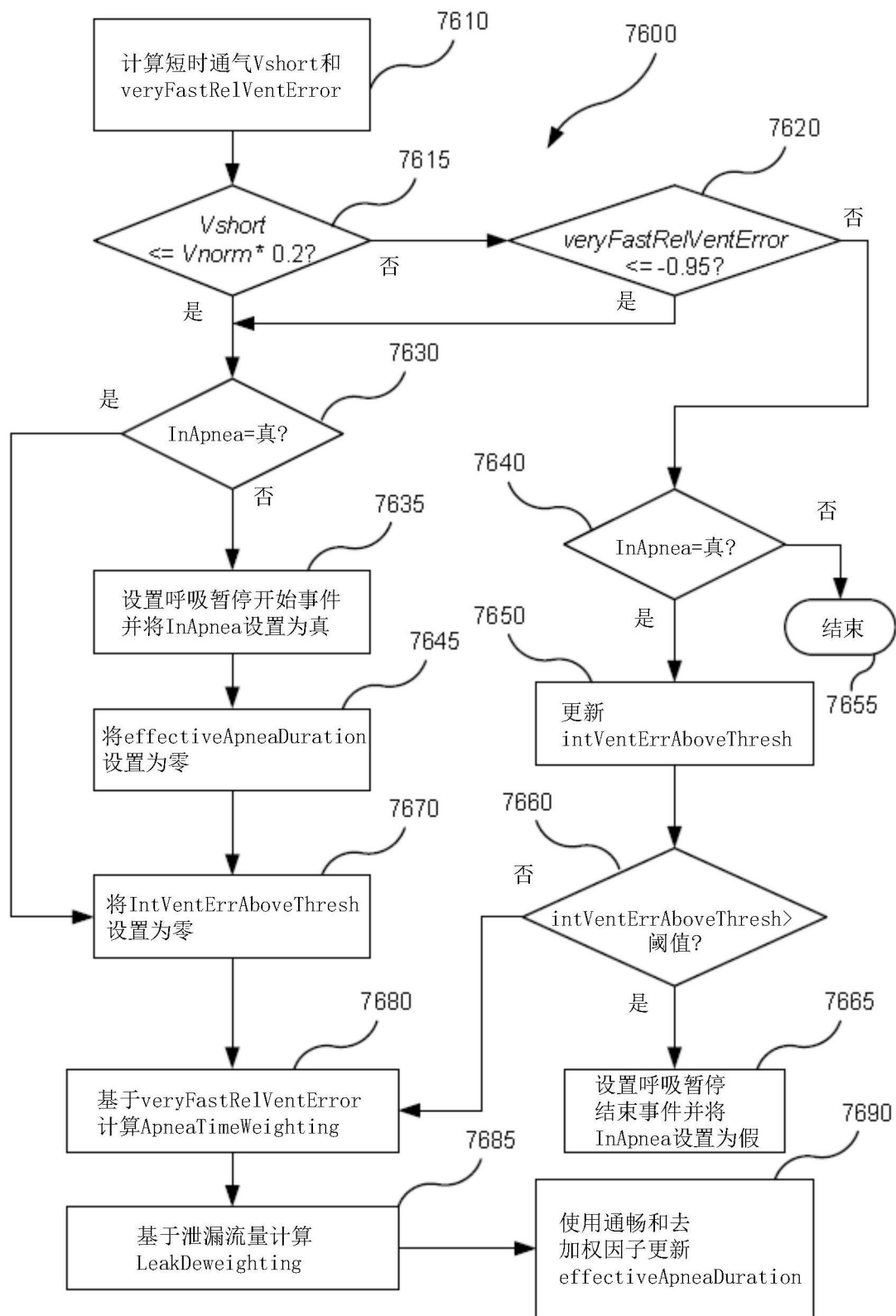


图7G

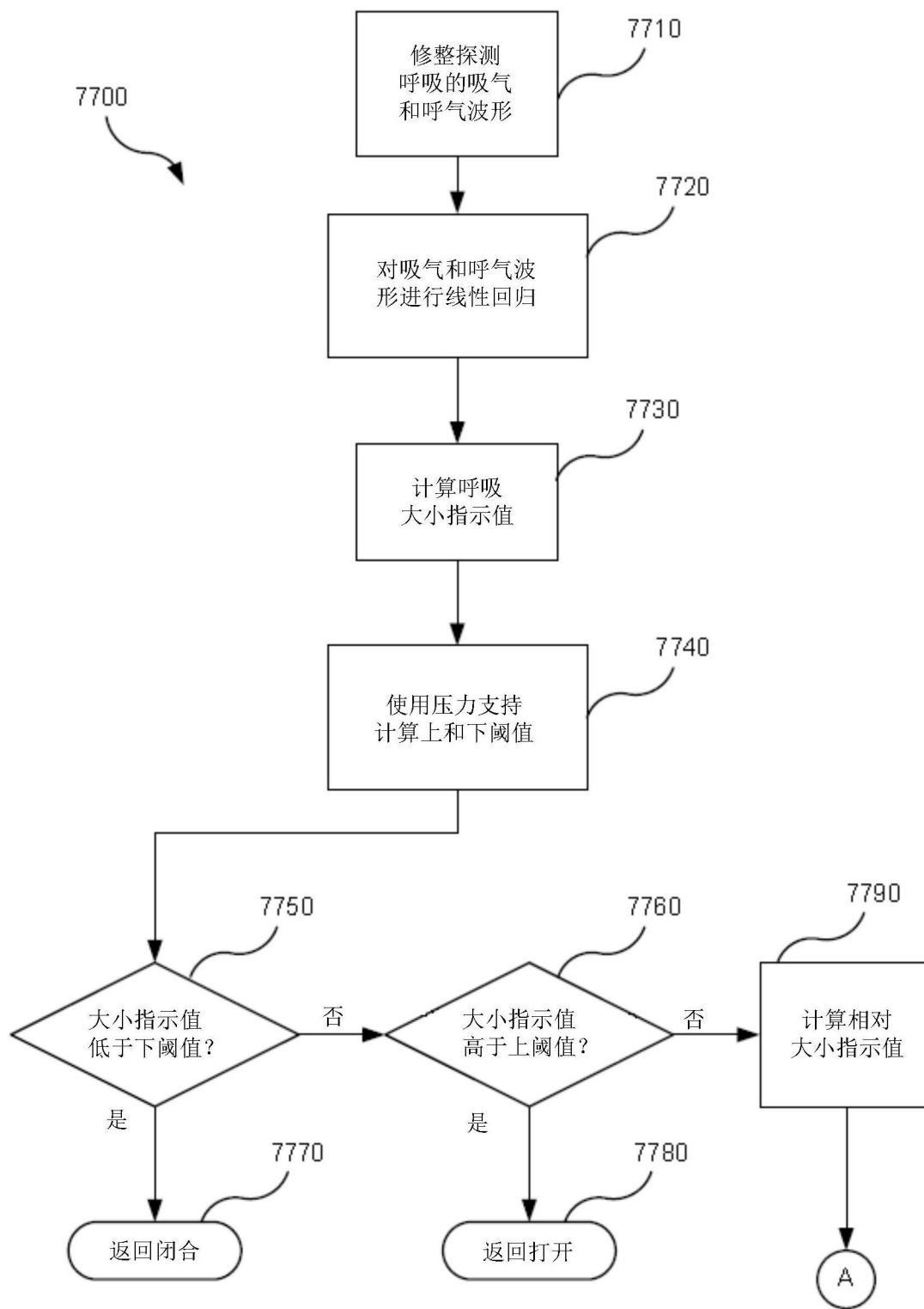


图7H

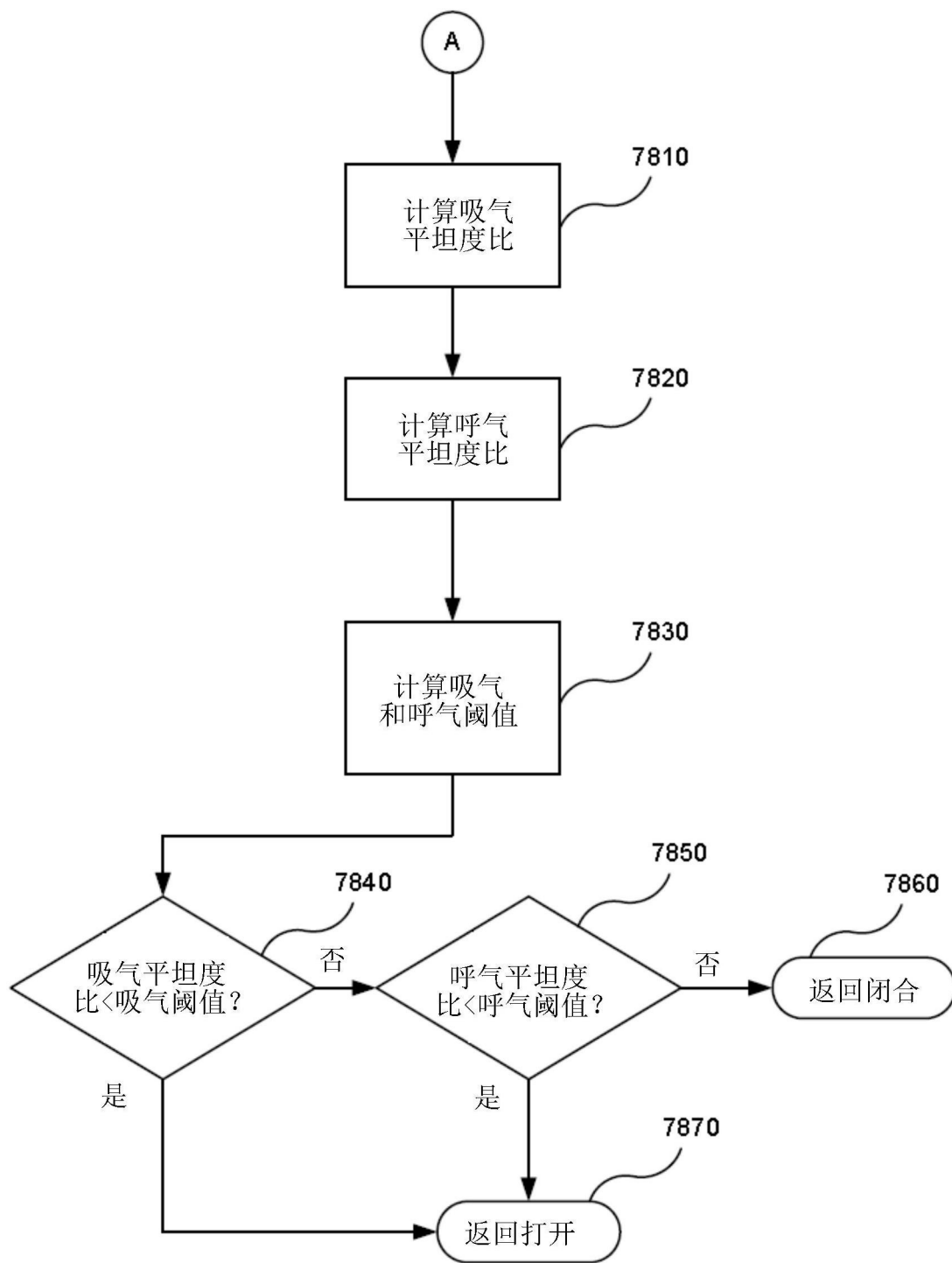


图7I

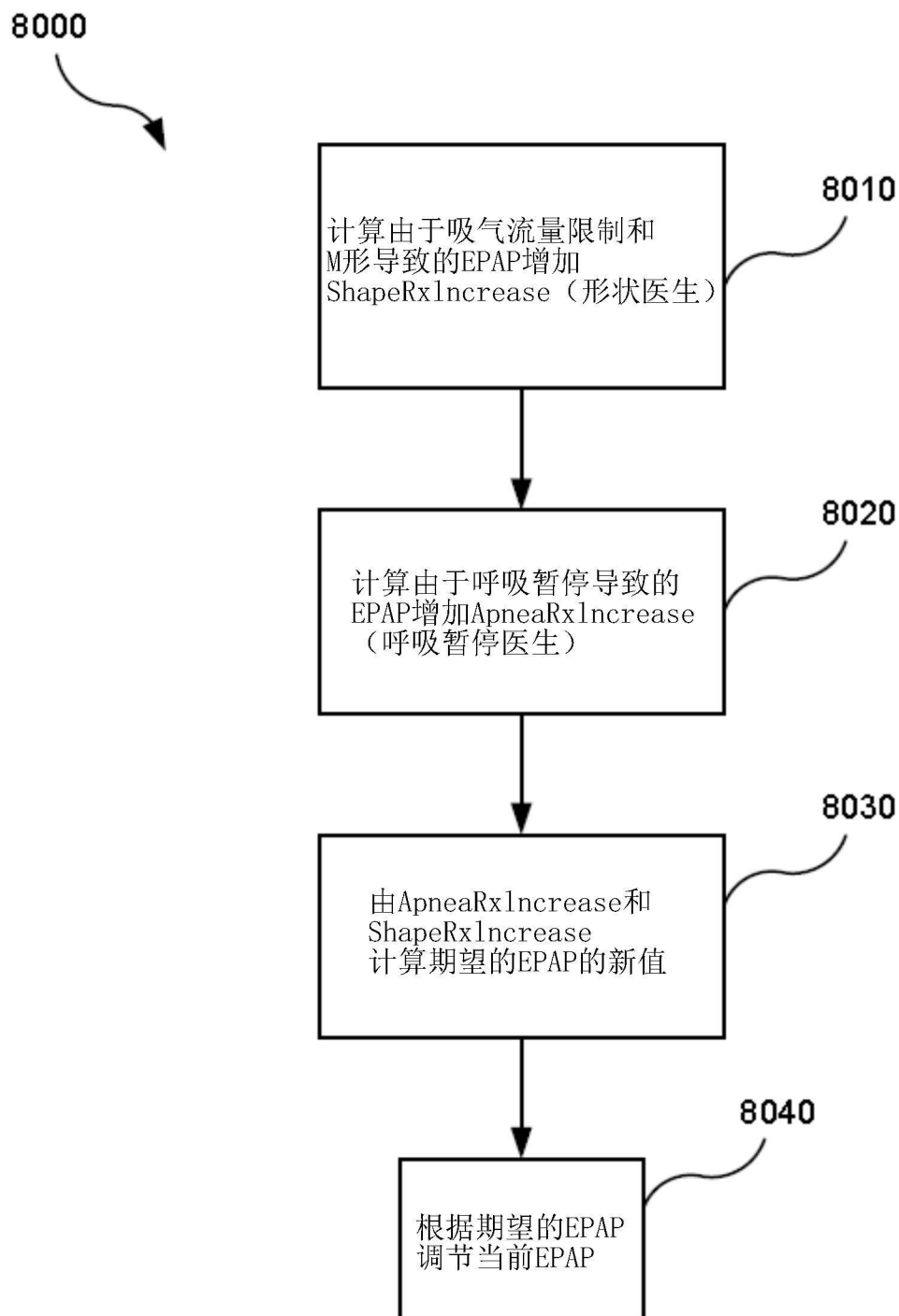


图8A

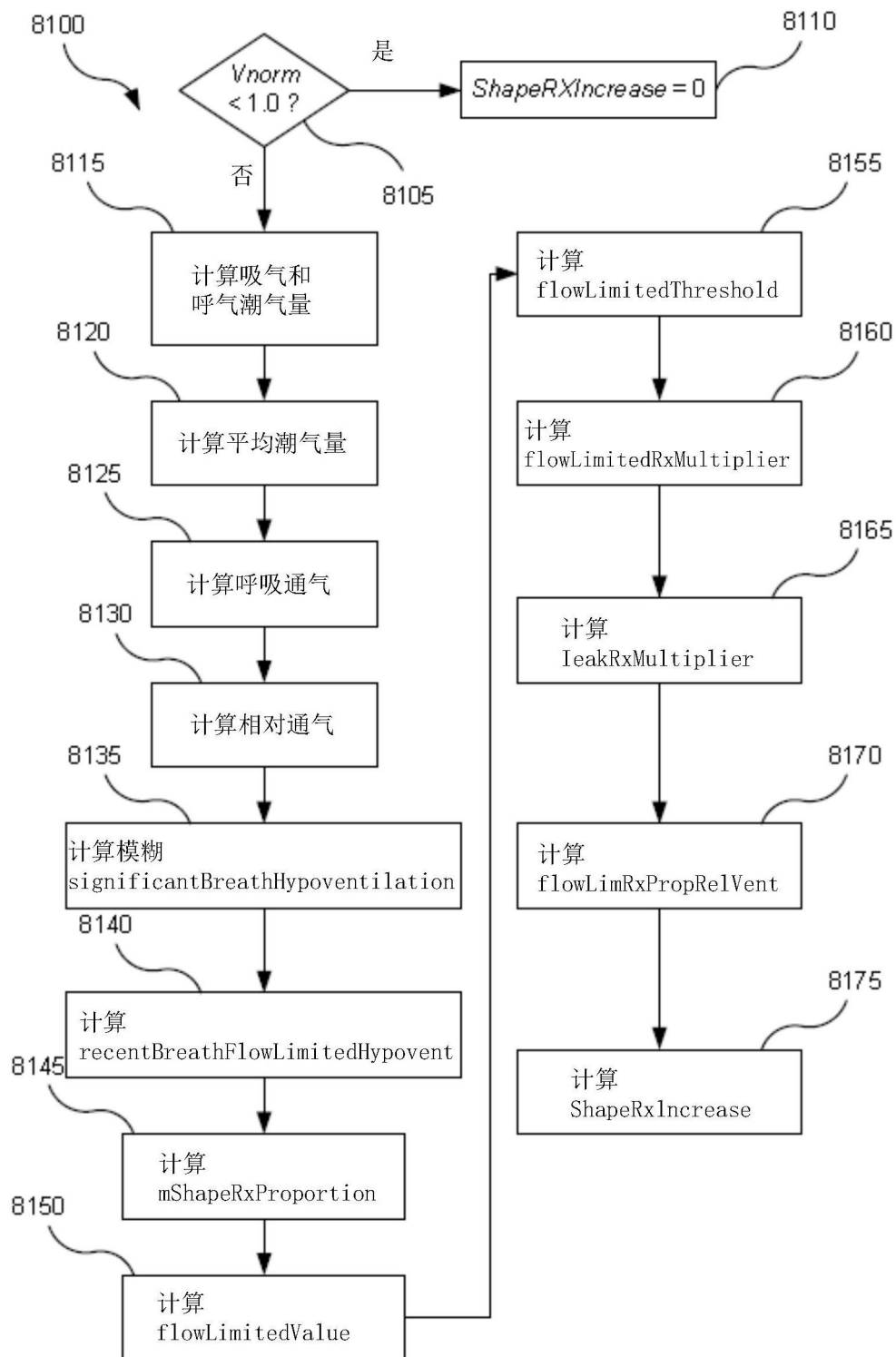


图8B

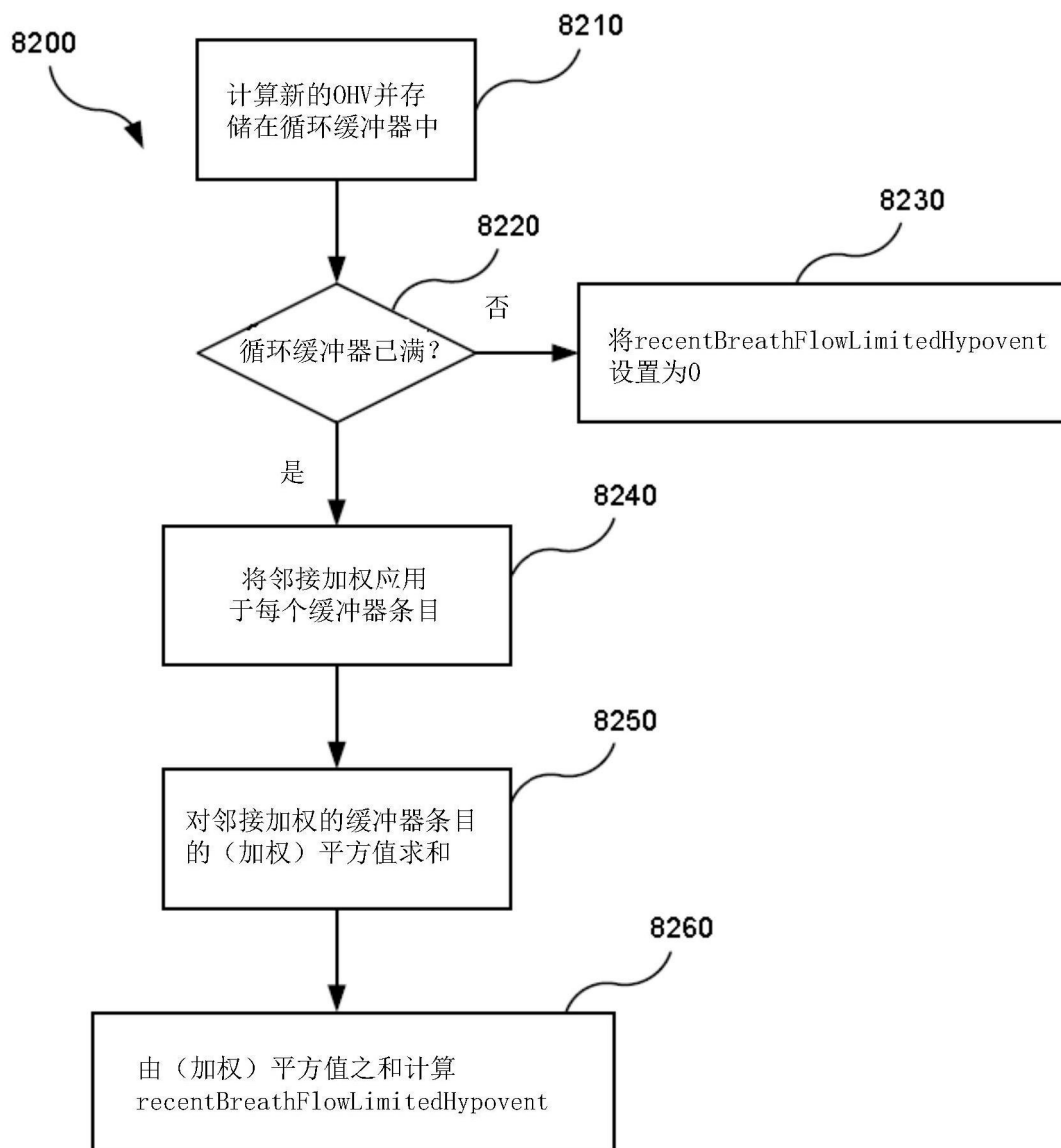


图8C

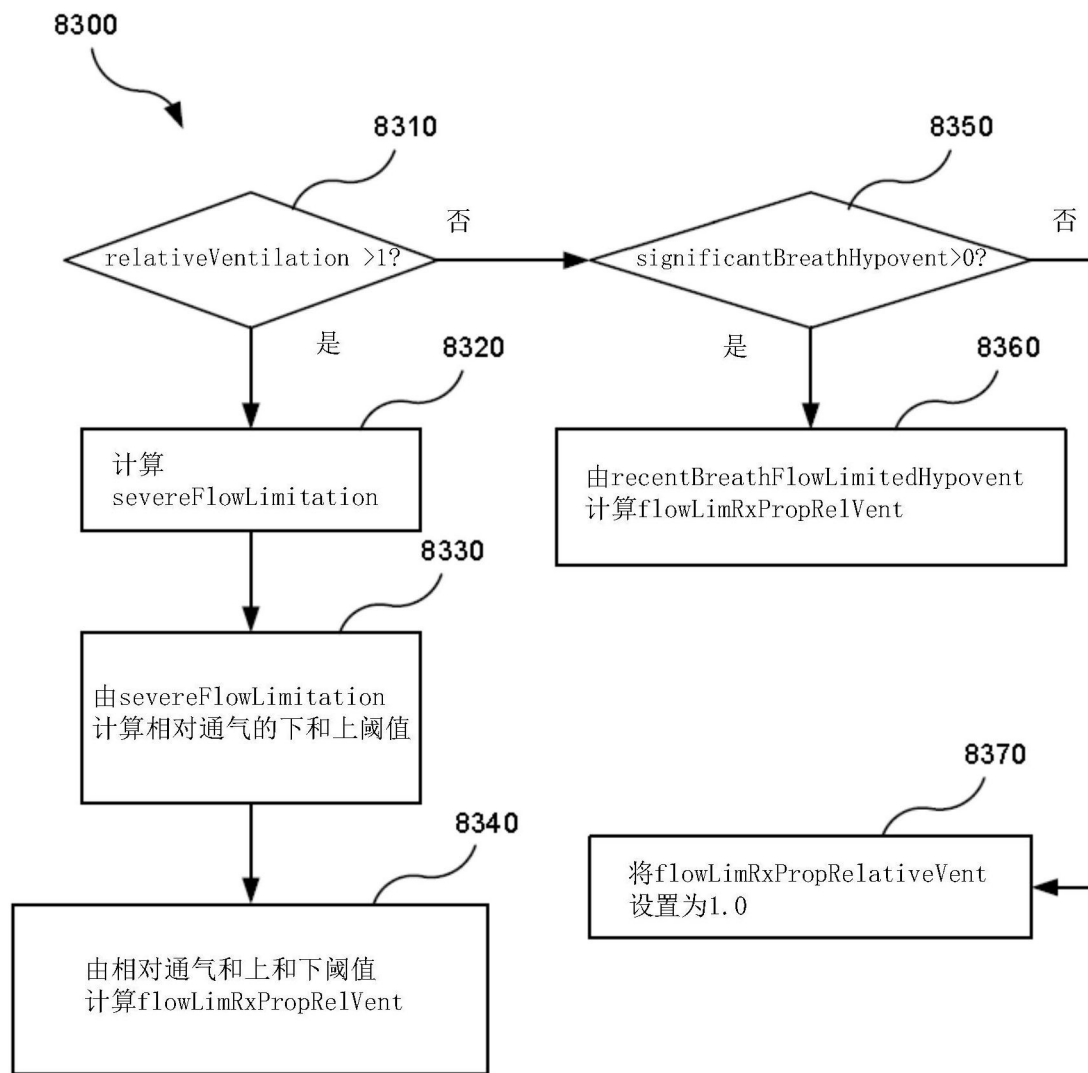


图8D

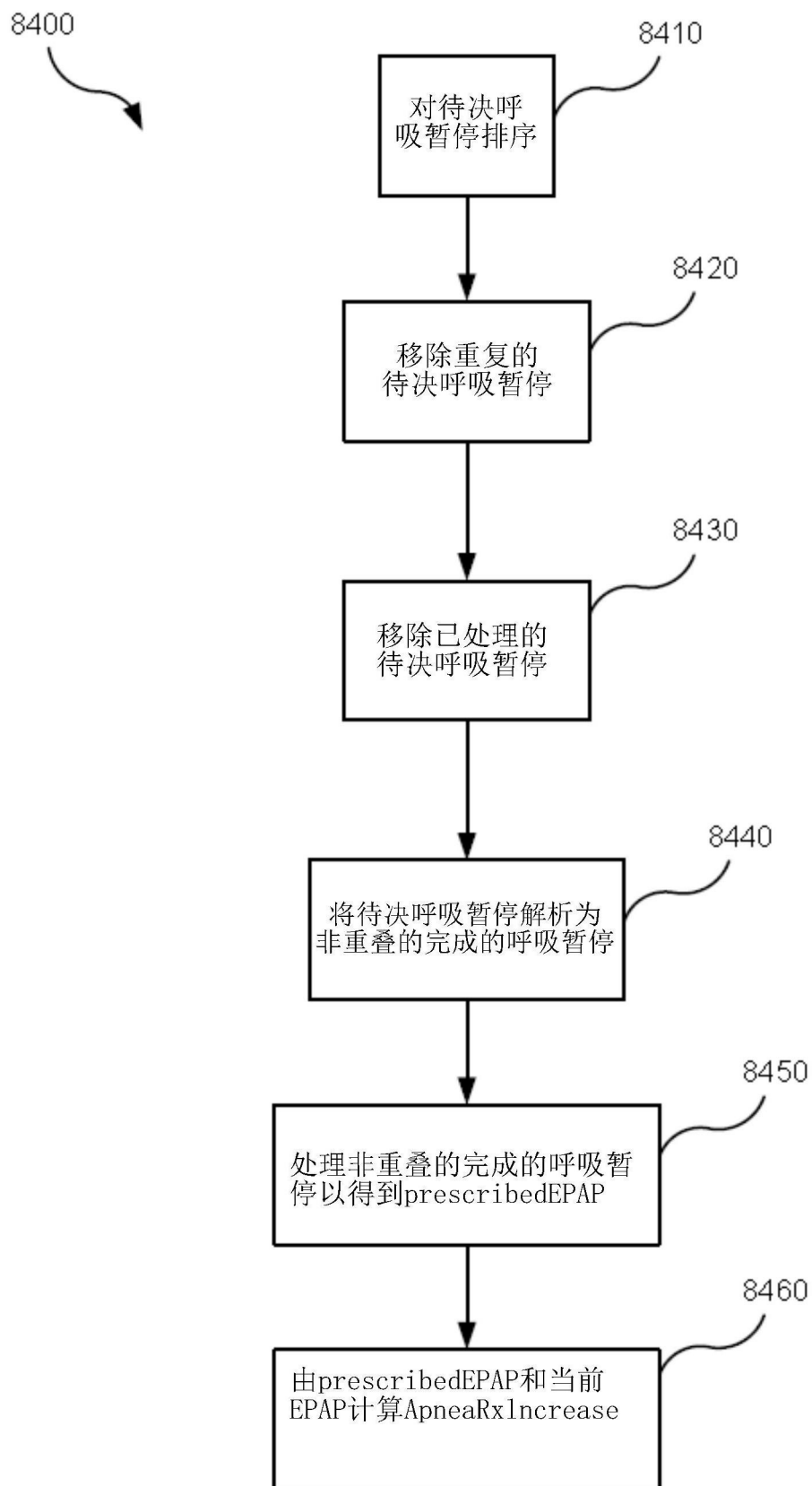


图8E

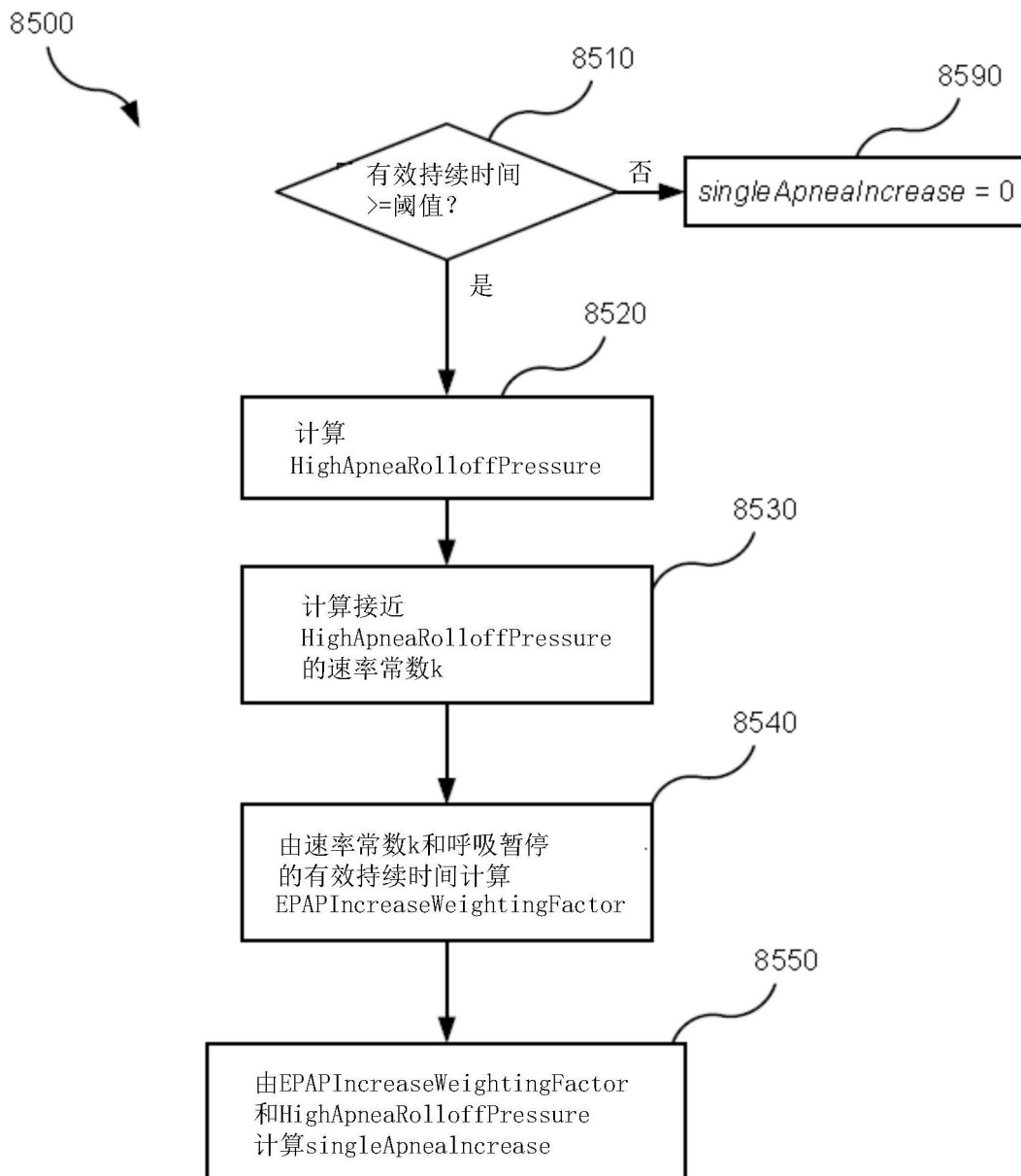


图8F

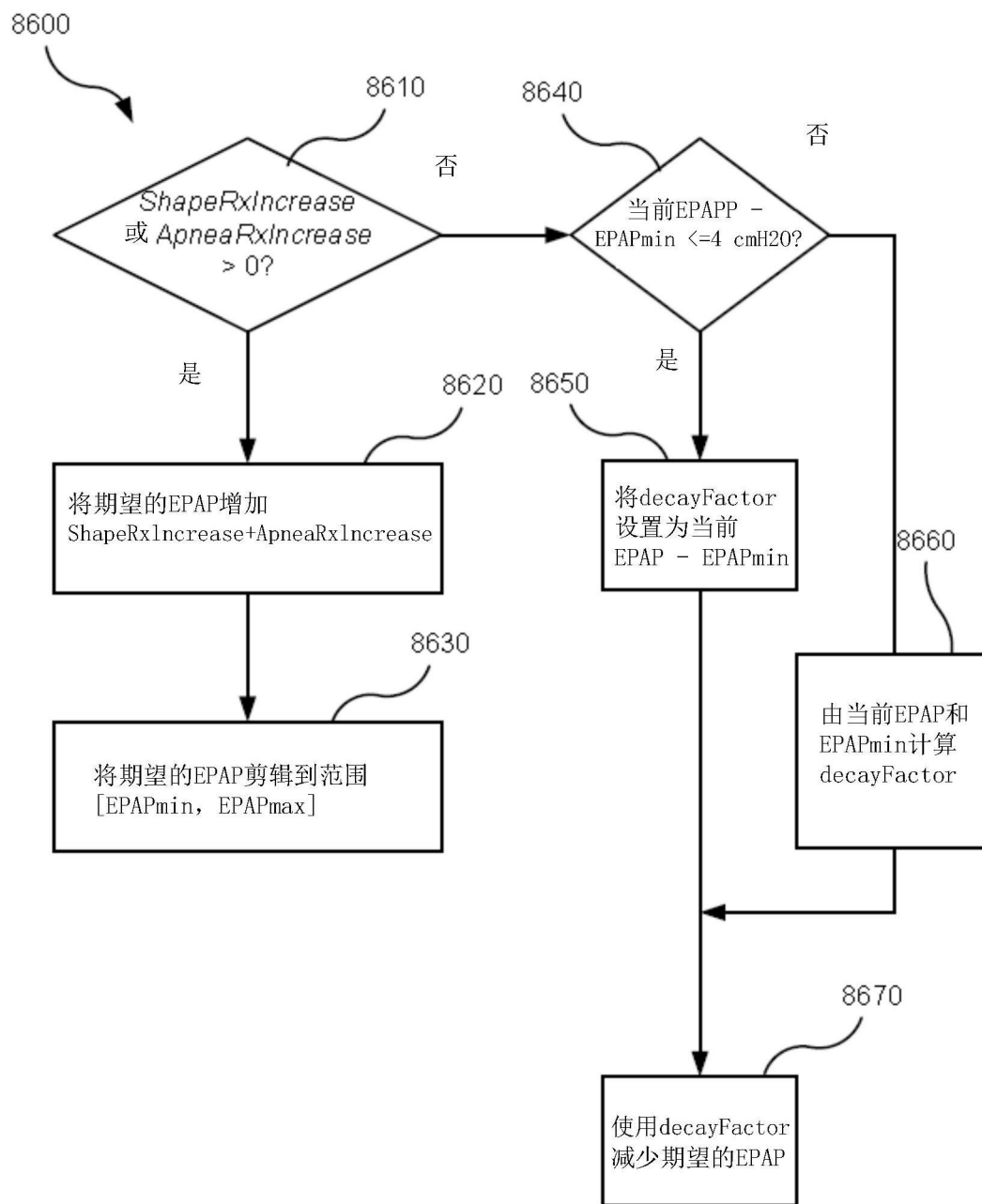


图8G

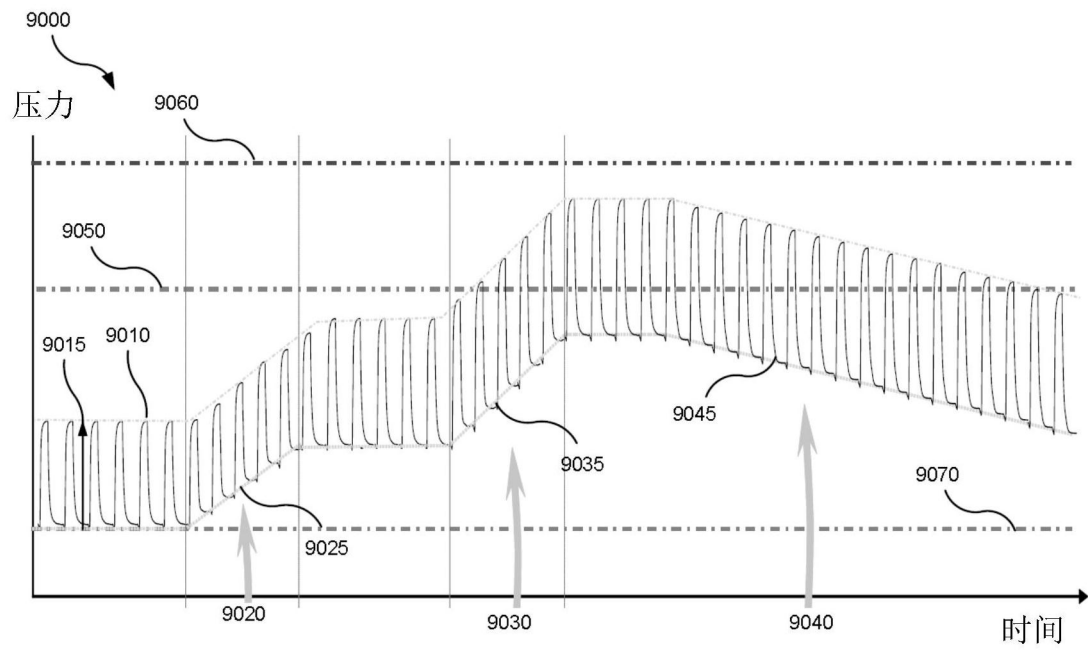


图9A

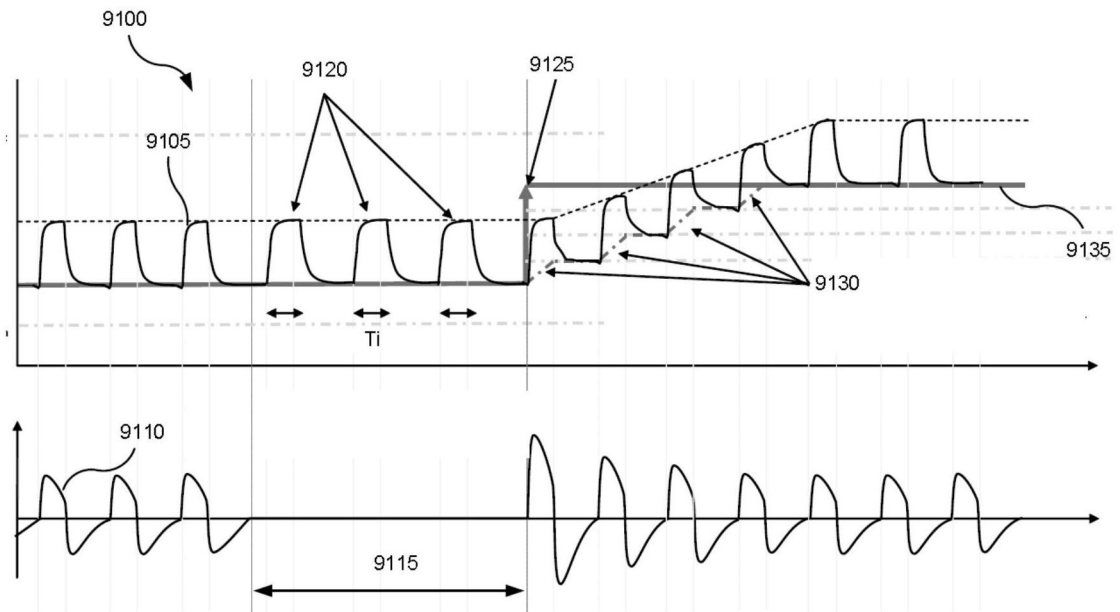


图9B

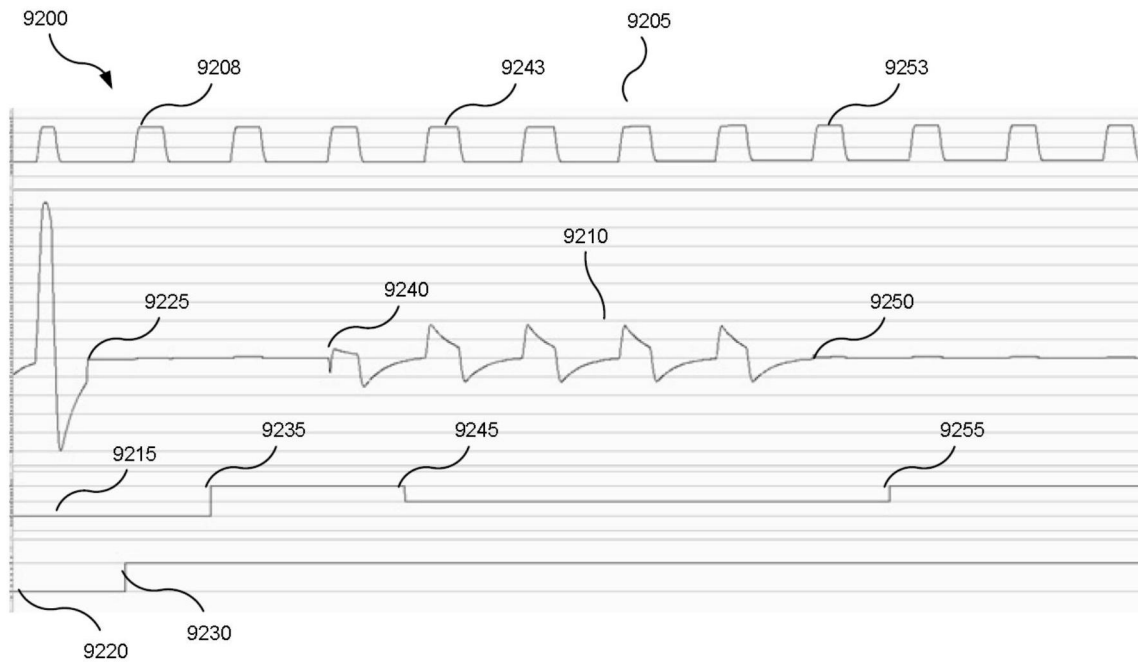


图9C

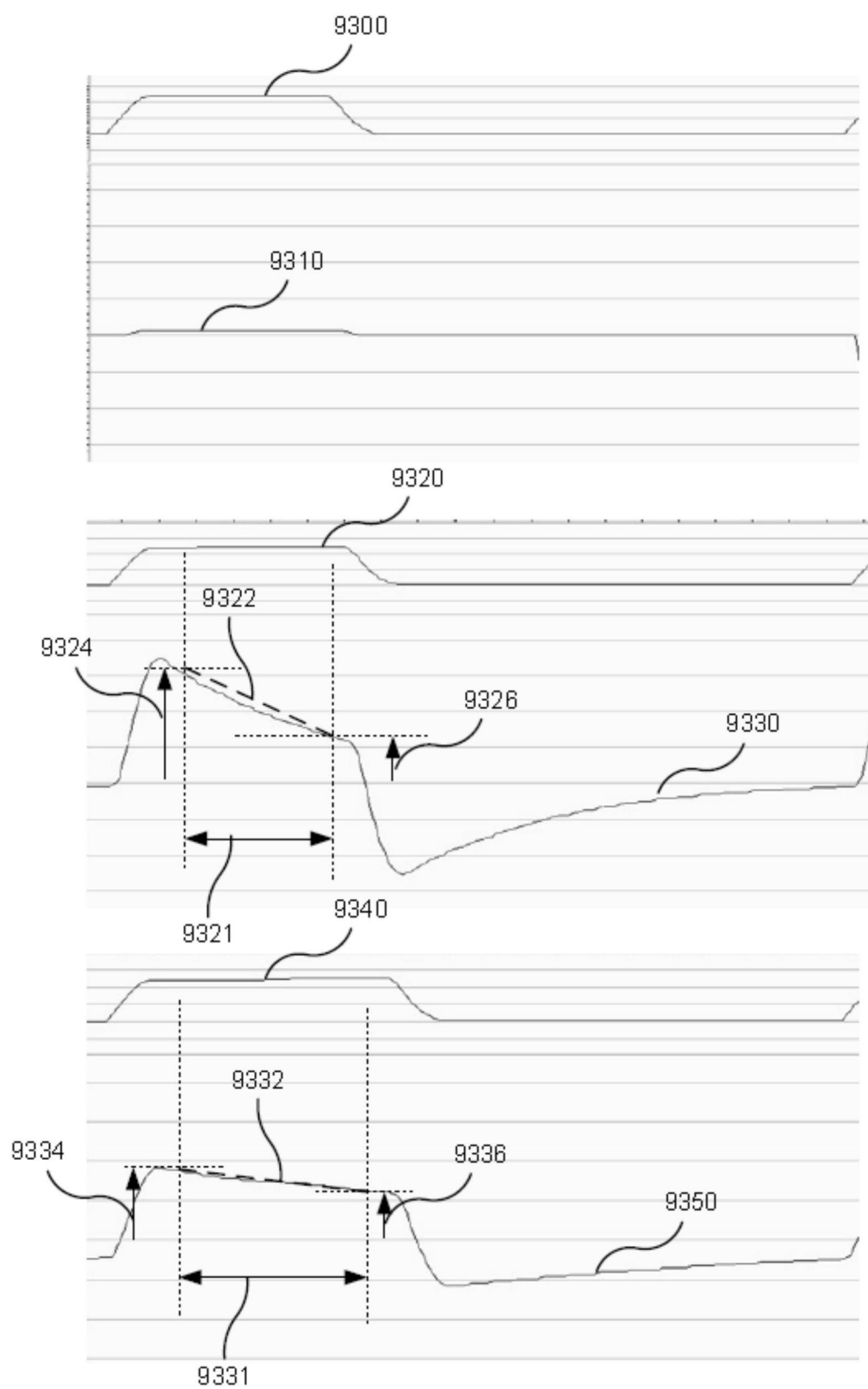


图9D