



(10) 授权公告号 CN 113271996 B

(45) 授权公告日 2025. 01. 17

(21) 申请号 201980082931.1

(22) 申请日 2019.10.14

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 113271996 A

(43) 申请公布日 2021.08.17

(30) 优先权数据
62/745,909 2018.10.15 US
62/856,348 2019.06.03 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2021.06.11

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2019/058743 2019.10.14

(87) PCT国际申请的公布数据
W02020/079566 EN 2020.04.23

(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 A·R·巴斯 R·冯 D·克雷索特
D·A·多德金 M·朱
A·帕纳雷洛

(74) 专利代理机构 北京市中伦律师事务所
11410
专利代理师 钟锦舜 张玫

(51) Int.Cl.
A61M 16/00 (2006.01)
A61M 16/10 (2006.01)
A61M 16/16 (2006.01)

(56) 对比文件
US 2011162647 A1,2011.07.07

审查员 陈兰西

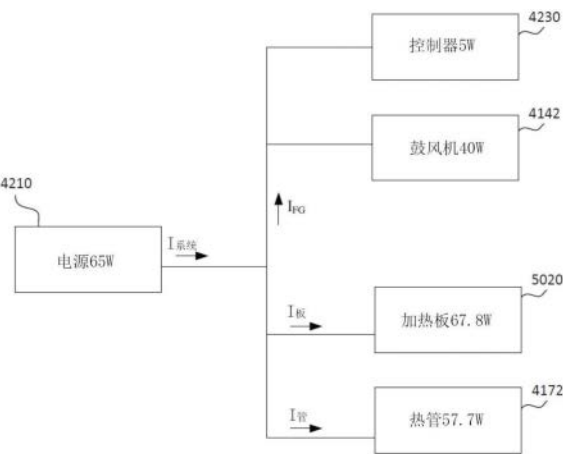
权利要求书5页 说明书46页 附图32页

(54) 发明名称

用于医疗装置中的主动功率管理的系统和方法

(57) 摘要

一种呼吸治疗装置包括用于向患者提供可呼吸气体流的鼓风机和一个或多个辅助装置。呼吸治疗装置包括主动功率管理以分配来自一个电源的功率,该电源不具有足够的功率来同时为鼓风机和辅助装置供电。主动功率管理优先为鼓风机供电,并且基于鼓风机和附件装置的当前测量来限制供应给附件装置的功率,以将所汲取的功率的总和保持在或低于电源的容量。当附加功率可用时,由于鼓风机的功率消耗减少,到一个或多个附件装置的功率被升高超过目标,以便补偿何时功率没有被供应到一个或多个附件装置。



1. 一种呼吸治疗设备,其包括:

电源

压力发生器,其配置成生成空气流;

加热元件,其配置成加热所述生成的空气流;

一个或多个感测器,其配置成生成表示可呼吸气体流的特性的感测器信号;和

处理系统,其配置成:

接收感测器信号;

基于所接收的感测器信号,确定用于控制所述加热元件的控制信号;

接收与所述压力发生器汲取的电流相对应的信号;

接收与所述加热元件汲取的电流相对应的信号;

基于(1)所述与所述压力发生器所汲取的电流相对应的信号,(2)所述与所述加热元件所汲取的电流相对应的信号,(3)所述确定的用于所述加热元件的控制信号,以及(4)所述电源的功率,生成用于控制所述加热元件的新控制信号;和

使用用于控制所述加热元件的所述新控制信号来控制所述加热元件的操作;

其中,生成用于控制所述加热元件的所述新控制信号包括当使用用于所述加热元件的所述确定的控制信号将由所述压力发生器汲取的电流和由所述加热元件汲取的电流将导致由所述呼吸治疗设备汲取的电流超过所述电源的最大电流时,生成用于控制所述加热元件的所述新控制信号以减小由所述加热元件汲取的电流。

2. 如权利要求1所述的呼吸治疗设备,其中,能够由所述压力发生器和所述加热元件组合汲取的功率超过所述电源的容量。

3. 如权利要求1所述的呼吸治疗设备,其中,当由所述压力发生器汲取的电流与将由所述加热元件使用所述确定的用于所述加热元件的控制信号汲取的电流的总和超过所述电源的所述最大电流时,生成用于控制所述加热元件的所述新控制信号,使得用于控制所述加热元件的所述新控制信号将导致所述加热元件汲取比用所述确定的控制信号汲取的电流更少的电流。

4. 如权利要求1所述的呼吸治疗设备,其中,当由所述压力发生器汲取的电流与将由所述加热元件使用所述确定的用于所述加热元件的控制信号汲取的电流的总和不超过所述电源的所述最大电流时,生成用于控制所述加热元件的所述新控制信号,使得用于控制所述加热元件的所述新控制信号将导致所述加热元件汲取比用所述确定的控制信号汲取的电流更多的电流。

5. 如权利要求1所述的呼吸治疗设备,其中,所述一个或多个感测器中的至少一个感测器配置成生成表示所述空气流的温度的感测器信号,并且所述处理系统进一步配置成基于表示所述空气流的温度的所述感测器信号来控制所述压力发生器,并且所述空气流经由联接到所述压力发生器的管被递送到患者接口。

6. 如权利要求1所述的呼吸治疗设备,其中,所述一个或多个感测器中的至少一个感测器是配置成生成表示所述空气流的压力的感测器信号的的压力感测器,并且用于控制所述加热元件的所述控制信号是基于表示所述空气流的压力的所述感测器信号来确定的。

7. 如权利要求1所述的呼吸治疗设备,其中,所述一个或多个感测器中的至少一个是配置成生成表示所述空气流的流量的感测器信号的流量感测器,并且所述处理系统配置成基

于表示所述空气流的流量的所述感测器信号来控制所述压力发生器,并且用于控制所述加热元件的所述控制信号是基于表示所述空气流的流量的所述感测器信号来确定的。

8.如权利要求1所述的呼吸治疗设备,其中,所述生成的用于控制所述加热元件的新控制信号被控制为在一个时间段内累积热亏损并且在随后的时间段内返回所累积的热亏损。

9.如权利要求1所述的呼吸治疗设备,其中,所述生成的用于控制所述加热元件的新控制信号在第一时段期间减少由所述加热元件产生的热量并且在所述第一时段随后的第二时段期间增加由所述加热元件产生的热量。

10.如权利要求9所述的呼吸治疗设备,其中,在所述第一时段期间,所述电源的功率等于由所述压力发生器和所述加热元件消耗的功率,和/或在所述第二时段期间,所述电源的功率超过由所述压力发生器和所述加热元件消耗的功率。

11.一种用于治疗患者的呼吸障碍的设备,所述设备包括:

电源

压力发生器,其配置成生成用于治疗呼吸障碍的可呼吸气体流;

加湿器,其配置成储存水的供应以加湿所述可呼吸气体并且包括第一加热元件,所述第一加热元件配置成加热所述水的供应;

第二加热元件,其配置成加热软管中的所述加湿的可呼吸气体,所述软管配置成将所述加湿的可呼吸气体输送给所述患者;

换能器,其配置成生成表示所述可呼吸气体流的特性的流量信号;

控制器,其配置成:

基于所述流量信号,确定用于控制所述第一加热元件的第一控制信号和用于控制所述第二加热元件的第二控制信号;

基于(1)在所述压力发生器的操作期间由所述压力发生器汲取的测量电流,(2)所述第一控制信号,以及(3)所述第二控制信号,确定要由所述设备使用的功率是否超过所述电源的峰值功率;

如果确定所述设备要使用的功率超过所述电源的所述峰值功率,则修改所述第一控制信号和/或所述第二控制信号以减小由所述第一加热元件和/或所述第二加热元件使用的功率;和

如果确定所述设备要使用的功率不超过所述电源的所述峰值功率,则修改所述第一控制信号和/或所述第二控制信号以增加由所述第一加热元件和/或所述第二加热元件使用的功率。

12.如权利要求11所述的设备,其中所述第一控制信号和第二控制信号是脉宽调制信号。

13.如权利要求11所述的设备,其中所述第一控制信号是第一脉宽调制信号并且所述第二控制信号是在时间上偏离所述第一脉宽调制信号的第二脉宽调制信号。

14.如权利要求11所述的设备,其中,如果确定所述设备要使用的功率不超过所述电源的所述峰值功率,则修改所述第一控制信号和所述第二控制信号,以增加所述第一加热元件和所述第二加热元件所使用的功率,优先给予所述第二加热元件。

15.如权利要求11所述的设备,其中,如果确定所述设备要使用的功率超过所述电源的所述峰值功率,则修改所述第一控制信号和所述第二控制信号以减小由所述第一加热元件

和/或所述第二加热元件使用的功率,优先给予所述第二加热元件。

16. 如权利要求11所述的设备,其中所述第一控制信号是提供给配置成控制所述第一加热元件的操作的比例、比例-微分或比例-积分控制器的第一电流设置点,并且所述第二控制信号是提供给配置成控制所述第二加热元件的操作的比例、比例-微分或比例-积分控制器的第二电流设置点。

17. 如权利要求11所述的设备,其中确定要由所述设备使用的功率是否超过所述电源的峰值功率包括确定(1)由所述设备汲取的电流与由所述第一和第二加热元件汲取的电流的总和,(2)使用所确定的第一控制信号将由所述第一加热元件汲取的电流,以及(3)使用所确定的第二控制信号将由所述第二加热元件汲取的电流,大于可由所述电源提供的最大电流。

18. 如权利要求11所述的设备,其中,所述流量信号对应于所述设备的使用期间的患者的呼吸周期,并且基于所述流量信号确定所述第一控制信号和所述第二控制信号以控制所述第一加热元件和所述第二加热元件的抵消峰值功率操作。

19. 如权利要求11所述的设备,其中,所述电源的功率低于由所述压力发生器、使用所述第一控制信号的所述第一加热元件和使用所述第二控制信号的所述第二加热元件同时汲取的功率。

20. 一种呼吸治疗装置,其包括:

流发生器,其配置成向患者提供可呼吸气流;

包括输送管加热器和加湿加热器的附属设备;

电源和

耦合到所述流发生器、所述附属设备和所述电源的控制器,所述控制器配置成:

控制所述流发生器、所述输送管加热器和所述加湿加热器的操作;

确定用于控制所述输送管加热器的第一脉宽调制控制信号和用于控制所述加湿加热器的第二脉宽调制控制信号;和

在确定所述电源的最大额定电流不超过将由所述流发生器汲取的电流时、在所述确定的第一脉宽调制控制信号将被施加到所述输送管加热器的情况下在确定所述电源的最大额定电流不超过将由所述输送管加热器汲取的电流时、以及在所述确定的第二脉宽调制控制信号将被施加到所述加湿加热器的情况下在确定所述电源的最大额定电流不超过将由所述加湿加热器汲取的电流时,则增加所述第一脉宽调制控制信号和所述第二脉宽调制控制信号的占空比。

21. 如权利要求20所述的呼吸治疗装置,其中,所述控制器进一步配置成:在确定所述电源的额定电流超过将由下述汲取的电流时:所述流发生器;当所述确定的第一脉宽调制控制信号将被施加到所述输送管加热器时,所述输送管加热器;以及当所述确定的第二脉宽调制控制信号将被施加到所述加湿加热器时,所述加湿加热器,降低所述第一脉宽调制控制信号和所述第二脉宽调制控制信号的占空比。

22. 如权利要求21所述的呼吸治疗装置,其中,所述第一脉宽调制控制信号在时间上偏离所述第二脉宽调制控制信号。

23. 一种非暂时性存储介质,其具有存储在其中的用于控制呼吸治疗设备的操作的信息处理程序,所述呼吸治疗设备配置成生成可呼吸气体流以便治疗呼吸障碍,所述程序在

被执行时使所述呼吸治疗设备：

从换能器接收可呼吸气体流的特性；

基于可呼吸气体流的特性来确定第一控制信号、第二控制信号以及第三控制信号，所述第一控制信号用于控制压力发生器，所述压力发生器配置成生成可呼吸气体流，所述第二控制信号用于控制设置在加湿器中的第一加热元件，所述加湿器配置成存储水供应以加湿所述可呼吸气体，所述第三控制信号用于控制第二加热元件，所述第二加热元件配置成加热软管中的所述加湿可呼吸气体，所述软管配置成将所述加湿可呼吸气体输送给患者；

如果要由所述呼吸治疗设备使用的功率超过用于向所述呼吸治疗设备供电的电源的峰值功率，其中所述呼吸治疗设备所使用的功率包括由使用所述第一控制信号操作的压力发生器所使用的功率、由使用所述第二控制信号操作的第一加热元件所使用的功率、以及由使用所述第三控制信号操作的第二加热元件所使用的功率，则基于(1) 在使用所述第一控制信号控制所述压力发生器期间由所述压力发生器汲取的所测量的电流，(2) 所述第二控制信号，以及(3) 所述第三控制信号来确定；

如果确定要由所述呼吸治疗设备使用的功率超过所述电源的所述峰值功率，则修改所述第二控制信号和/或所述第三控制信号以减小由所述第一加热元件和/或所述第二加热元件使用的功率；和

如果确定所述设备要使用的功率不超过所述电源的所述峰值功率，则修改所述第二控制信号和/或所述第三控制信号以增加由所述第一加热元件和/或所述第二加热元件使用的功率。

24. 一种呼吸治疗装置，其包括：

电源

流发生器，其配置成向患者提供可呼吸气流；

一个或多个加热元件；

处理系统，其包括至少一个处理器，所述处理系统配置成确定用于控制所述一个或多个加热元件的加热控制信号以及用于控制所述流发生器的流控制信号；和

硬件电路，其配置成：

接收用于控制所述一个或多个加热元件的加热控制信号；

基于所述流发生器和所述一个或多个加热元件的操作，确定表示总功耗的功耗信号，其中接收用于一个或多个加热元件的流发生器电流信号和电压信号，并且其中通过对表示所述接收的流发生器电流信号的电压和表示所述接收的用于一个或多个加热元件的电流信号的电压求和来确定所述功耗信号；和

基于所述功耗信号和所述电源的峰值功率，输出用于控制所述一个或多个加热元件的修改的加热控制信号。

25. 如权利要求24所述的呼吸治疗装置，其中，所述硬件电路配置成当所述功耗信号高于预定值时输出所接收的用于控制所述一个或多个加热元件而不进行修改的加热控制信号，并且当所述功耗信号低于所述预定值时输出用于控制所述一个或多个加热元件的所述修改的加热控制信号。

26. 如权利要求24所述的呼吸治疗装置，其中，所述硬件电路配置成基于所述功耗信号生成脉宽调制功率信号，并且所述修改的加热控制信号是通过将所述脉宽调制功率信号与

所述接收的加热控制信号进行组合而生成的。

27. 如权利要求24所述的呼吸治疗装置,其中,所述硬件电路配置成基于所述功耗信号来生成脉宽调制功率信号,并且所述硬件电路包括逻辑门,所述逻辑门针对所述接收的加热控制信号中的每一个,配置成通过将相应的接收到的加热控制信号与所述脉宽调制功率信号相组合来生成所述修改的加热控制信号。

28. 如权利要求24所述的呼吸治疗装置,其中,所述加热元件中的至少一个被提供在管加热器中,并且所述加热元件中的至少一个被提供在加湿加热器中。

29. 一种呼吸治疗装置,其包括:

电源

流发生器,其配置成向患者提供可呼吸气流;

一个或多个加热元件;

硬件电路,其配置成:接收表示由所述流发生器汲取的电流的流发生器电流信号和表示由所述一个或多个加热元件汲取的电流的所述一个或多个加热元件的电流信号,以及通过对表示所述接收的流发生器电流信号的电压和表示所述接收的一个或多个加热元件的电流信号的电压求和来确定功耗信号;和

包括至少一个处理器的处理系统,所述处理系统配置成:

从所述硬件电路接收所述功耗信号;

确定用于控制所述流发生器的流控制信号;

基于所述功耗信号和所述电源的峰值功率,确定用于控制所述一个或多个加热元件的加热控制信号;以及

基于确定的加热控制信号来控制所述一个或多个加热元件的操作。

30. 如权利要求29所述的呼吸治疗装置,其中,确定所述加热控制信号包括:

确定所述加热元件的每一个的脉宽调制控制信号;

当所述接收的功耗信号高于预定极限时,将所述确定的脉宽调制控制信号传送到每个相应的加热元件;

当所述接收的功耗信号低于所述预定极限时,修改所述确定的脉宽调制控制信号中的每一个,并将所述修改的脉宽调制控制信号发送到每个相应的加热元件。

31. 如权利要求30所述的呼吸治疗装置,其中所述硬件电路配置成缓冲并放大所接收的流发生器电流信号;对于所述一个或多个加热元件,所述功耗信号是表示所述接收的流发生器电流信号的电压和表示所述接收的电流信号的电压的低通滤波和。

用于医疗装置中的主动功率管理的系统和方法

[0001] 1相关专利和申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2018年10月15日提交的美国临时申请No.62/745,909和2019年6月3日提交的美国临时申请No.62/856,348的权益,其全部内容通过引用并入本文。

[0003] 本申请涉及以下共同转让的美国专利和专利申请,每个专利和专利申请的全部内容通过引用并入本文:题为“呼吸治疗设备中的功率管理”的美国专利申请No.14/472,651;题为“呼吸气体的加湿”的美国专利申请No.15/710/879;题为“呼吸治疗设备中的功率管理”的美国专利No.8,844,522;以及题为“呼吸气体的加湿”的美国专利No.9,802,022。

[0004] 2背景技术

[0005] 2.1技术领域

[0006] 本技术涉及呼吸相关障碍的筛查、诊断、监测、治疗、预防和改善中的一者或多者。本技术还涉及医疗装置或设备及其用途。更具体地,本文描述的技术涉及医疗装置或设备中的功率管理。

[0007] 2.2背景技术

[0008] 2.2.1人类呼吸系统及其障碍

[0009] 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。

[0010] 气道包括一系列分支管,当支气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,从而允许氧气从吸入空气进入静脉血并以相反方向排出二氧化碳。气管分成左主支气管和右主支气管,它们最终再分成端部细支气管。支气管构成导气管,不参与气体交换。气道的进一步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2012年由John B.West,Lippincott Williams&Wilkins出版的《呼吸系统生理学(Respiratory Physiology)》,第9版。

[0011] 存在一系列呼吸障碍。某些病症可以以特定事件为特征,例如呼吸暂停、呼吸不足和呼吸过度。

[0012] 呼吸障碍的实例包括阻塞性睡眠呼吸暂停(OSA)、潮式呼吸(CSR)、呼吸功能不全、肥胖换气过度综合征(OHS)、慢性阻塞性肺病(COPD)、神经肌肉疾病(NMD)和胸壁障碍。

[0013] 阻塞性睡眠呼吸中止症(OSA)是一种睡眠呼吸障碍(SDB)形式,其特征包括上气道在睡眠期间的闭塞或阻塞的事件。其起因于睡眠期间异常小的上气道和肌肉张力在舌、软腭及后口咽壁的区域中的正常损失的组合。所述病症导致受影响患者停止呼吸,典型地持续30秒至120秒的时间段,有时每晚200次至300次。这常常导致过度日间嗜睡,并可导致心血管疾病和脑损伤。并发症状为常见障碍,尤其在中年超重男性中,但是受到影响的人可能并未意识到这个问题。参见美国专利No.4,944,310(Sullivan)。

[0014] 潮式呼吸(CSR)是另一种睡眠呼吸障碍形式。CSR是患者呼吸控制器的失调,其中存在称为CSR循环的盛衰通气的律动交替周期。CSR的特征在于动脉血的重复性缺氧和复氧。由于重复性氧不足,所以CSR有可能是有害的。在一些患者中,CSR与从睡眠中重复性觉醒相关,这导致严重的睡眠中断、增加的交感神经活动,以及后负荷增加。参见美国专利No.6,532,959(Berthon-Jones)。

[0015] 呼吸衰竭是呼吸系统疾病的术语,其中肺不能吸入足够的氧气或呼出足够的CO₂以满足患者的需要。呼吸衰竭可涵盖以下障碍中的一些或全部。

[0016] 患有呼吸功能不全(一种形式的呼吸衰竭)的患者在锻炼时可能经历异常的呼吸短促。

[0017] 肥胖通气过度综合征(OHS)被定义为严重肥胖和清醒时慢性高碳酸血症的组合,不存在通气不足的其他已知原因。症状包括呼吸困难、晨起头痛和过度日间嗜睡。

[0018] 慢性阻塞性肺疾病(COPD)涵盖具有某些共同特征的一组下气道疾病中的任何一种。这些疾病包括空气流动阻力增加、呼吸的呼气阶段延长,以及肺的正常弹性丧失。COPD的实例为肺气肿和慢性支气管炎。COPD由慢性吸烟(主要风险因素)、职业暴露、空气污染和遗传因素所引起。症状包括:劳力性呼吸困难、慢性咳嗽和产生痰液。

[0019] 神经肌肉疾病(NMD)是一个广泛的术语,其涵盖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功能的许多疾病和病痛。一些NMD患者的特征在于进行性肌肉损伤,其导致行走能力丧失、乘坐轮椅、吞咽困难、呼吸肌无力,并最终死于呼吸衰竭。神经肌肉障碍可分为快速进行性和慢进行性:(i)快速进行性障碍:特征在于肌肉损伤历经数月恶化,且在几年内导致死亡(例如,青少年中的肌萎缩性侧索硬化(ALS)和杜氏肌肉营养不良症(DMD));(ii)可变或慢进行性障碍:特征在于肌肉损伤历经数年恶化,且仅轻微缩短预期寿命(例如,肢带型、面肩肱型和强直性肌肉营养不良症)。NMD的呼吸衰竭的症状包括:渐增的全身虚弱、吞咽困难、运动中和休息时呼吸困难、疲惫、嗜睡、晨起头痛,以及注意力难以集中和情绪变化。

[0020] 胸壁是一组导致呼吸肌与胸廓之间无效率联接的胸廓畸形。这些障碍通常特征在于限制性缺陷,并且具有长期高碳酸血症性呼吸衰竭的可能。脊柱侧凸和/或脊柱后侧凸可引起严重的呼吸衰竭。呼吸衰竭的症状包括:运动中呼吸困难、外周水肿、端坐呼吸、反复胸部感染、晨起头痛、疲惫、睡眠质量差以及食欲不振。

[0021] 已经使用一系列治疗来治疗或改善此类病状。此外,其他健康个体可利用此类治疗来预防出现呼吸障碍。然而,这些治疗具有许多缺点。

[0022] 2.2.2治疗

[0023] 各种治疗,例如持续气道正压通气(CPAP)治疗、无创通气(NIV)和有创通气(IV)已经用于治疗上述呼吸障碍中的一种或多种。

[0024] 持续气道正压通气(CPAP)治疗已被用于治疗阻塞性睡眠呼吸中止症(OSA)。作用机制是连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挤软腭和舌来防止上气道闭塞。通过CPAP治疗的OSA的治疗可以是自愿的,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何一者或多者,则患者可不选择依从治疗。

[0025] 无创通气(NIV)通过上气道向患者提供通气支持以帮助患者呼吸和/或通过完成呼吸功中的一些或全部来维持身体内适当的氧水平。通气支持经由无创患者接口提供。NIV已用于治疗CSR和呼吸衰竭,其呈诸如OHS、COPD、NMD和胸壁障碍的形式。在一些形式中,可以改善这些治疗的舒适性和有效性。

[0026] 无创通气(IV)为不能够自己有效呼吸的患者提供通气支持,并且可以使用气切管提供。在一些形式中,可以改善这些治疗的舒适性和有效性。

[0027] 2.2.3治疗系统

[0028] 这些疗法可由治疗系统或装置提供。此类系统和装置也可以用于筛查、诊断、或监测病症而不治疗它。

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

[0030] 另一种形式的治疗系统是下颌骨再定位装置。

[0031] 2.2.3.1患者接口

[0032] 患者接口可用于将呼吸设备接合到其佩戴者,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患者鼻和/或嘴里、经由管提供到嘴里,或经由气切管提供到患者的气管中。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有足够差异的压力(例如,相对于环境压力大约10cm H₂O的正压)进行的输送,以实现治疗。对于其他形式的治疗,诸如氧气输送,患者接口可以不包括足以有利于将约10cm H₂O的正压下的气体供应输送至气道的密封。

[0033] 某些其它面罩系统可能在功能上不适用于本领域。例如,纯装饰面罩可能不能维持适当的压力。用于水下游泳或潜水的面罩系统可以配置成防止来自外部较高压力的水进入,但不将内部空气维持在高于环境的压力。

[0034] 某些面罩对于本技术在临床上可能是不利的,例如在它们阻挡气流通过鼻子并且仅允许它通过嘴部的情况下。

[0035] 如果某些面罩要求患者将一部分面罩结构插入他们的嘴中并通过其嘴唇产生并保持密封,则对于本技术可能是不舒服的或不切实际的。

[0036] 某些面罩可能对于在睡眠时使用是不能实现的,例如在头在枕头上侧卧在床上睡眠时。

[0037] 患者接口的设计提出了许多挑战。面部具有复杂的三维形状。鼻和头的大小和形状在不同个体之间有很大不同。由于头部包括骨、软骨和软组织,面部的不同区域对机械力的响应不同。下颌或下颌骨可以相对于头骨的其他骨骼移动。整个头部可以在呼吸治疗时间段的过程中移动。

[0038] 由于这些挑战,一些面罩面临以下问题中的一个或多个:突兀、不美观、昂贵、不相称、难以使用以及特别是当佩戴很长一段时间时或者当患者不熟悉系统时不舒适。错误尺寸的面罩可能导致降低的顺应性、降低的舒适度和较差的患者结果。仅设计用于飞行员的面罩、设计成为个人防护设备的一部分的面罩(例如过滤面罩)、SCUBA面罩,或设计用于施加麻醉剂的面罩对于其原始应用是可以接受的,但是对于长时期(例如几个小时)佩戴,此类面罩却没有理想的那么舒适。这种不适可能导致患者对治疗的依从性降低。如果在睡眠期间佩戴面罩,则这更是如此。

[0039] 假设患者依从治疗,则CPAP治疗对治疗某些呼吸障碍非常有效。如果面罩不舒服或难以使用,患者可能不依从治疗。由于通常建议患者定期清洗他们的面罩,因此如果面罩难以清洁(例如难以组装或拆卸),则患者可能无法清洁他们的面罩,这可能影响患者的依从性。

[0040] 虽然用于其他应用(例如飞行员)的面罩可能不适合用于治疗睡眠呼吸障碍,但是设计用于治疗睡眠呼吸障碍的面罩可能适合用于其他应用。

[0041] 由于这些原因,用于在睡眠期间输送CPAP的患者接口形成了不同的领域。

[0042] 2.2.3.2呼吸压力治疗(RPT)装置

[0043] 呼吸压力治疗(RPT)装置可单独使用或作为系统的一部分使用以输送上述多种治疗中的一种或多种,例如通过操作所述装置以生成用于输送至气道接口的空气流。空气流可以被加压。RPT装置的示例包括CPAP装置和呼吸机。

[0044] 气压发生器在例如工业规模通风系统的应用范围内是已知的。然而,用于医疗应用的气压发生器具有更普遍的气压发生器不能满足的特定要求,诸如医疗设备的可靠性、尺寸和重量要求。此外,甚至设计用于医疗的装置也可能遭受缺点,与舒适性、噪音、易用性、功效、尺寸、重量、可制造性、成本和可靠性中的一个或多个相关。

[0045] 某些RPT装置的特殊要求的一个示例是噪声。

[0046] 现有RPT装置的噪声输出水平的表(仅一个样本,使用ISO 3744中规定的测试方法以CPAP模式在10cm H₂O下测量)。

[0047]	RPT装置名称	A加权的声压级别dB(A)	年(大约)
	C系列Tango™	31.9	2007
	具有加湿器的C系列Tango™	33.1	2007
	S8 Escape™ II	30.5	2005
	具有H4i™加湿器的S8 Escape™ II	31.1	2005
	S9 AutoSet™	26.5	2010
	具有H5i加湿器的S9 AutoSet™	28.6	2010

[0048] 一种已知的用于治疗睡眠呼吸障碍的RPT装置是由瑞思迈(ResMed)公司制造的S9睡眠治疗系统。RPT装置的另一示例是呼吸机。呼吸机,诸如成人和儿科呼吸机的ResMed Stellar™系列,可以为一系列患者提供侵入性和非侵入性非依赖性通气支持,以治疗多种病症,诸如但不限于NMD、OHS和COPD。

[0049] ResMed Elisée™150呼吸机和ResMed VS III™呼吸机可为适用于成人或儿科患者的侵入性和非侵入性依赖性通气提供支持,用于治疗多种病症。这些呼吸机提供具有单肢回路或双肢回路的容量换气模式和气压换气模式。RPT装置通常包括压力发生器,诸如马达驱动的鼓风机或压缩气体储存器,并且配置成向患者的气道供应空气流。在一些情况下,可以将空气流以正压提供给患者的气道。RPT装置的出口经由空气回路连接到诸如上述那些的患者接口。

[0050] 可以为装置的设计者提供无数的选择。设计标准经常冲突,这意味着某些设计选择远离常规或不可避免。此外,某些方面的舒适性和功效可能对一个或多个参数的微小细微变化高度敏感。

[0051] 装置的设计选择之一包括装置中包括的电源类型。电源类型可以确定装置的部件可用的功率量、装置的重量和尺寸以及成本。虽然需要更小和更轻的装置,但是电源尺寸的减小也将减少可用功率的量。在其他情况下,可以在装置中使用的功率类型可能已经被确定,但是可能期望包括附加的子系统组件。这些子系统部件可以包括例如鼓风机、热板、热管或其他部件(例如,通信模块)。这些附加的子系统部件可能需要使用由已经包括在装置中的电源提供的有限功率。因此,期望提供包括在装置中的电源的有效功率管理,特别是在电源可能没有足够功率来同时为所有装置部件和子系统部件供电的装置中。

[0052] 2.2.3.3加湿器

[0053] 输送没有加湿的空气流可能导致气道干燥。使用具有RPT装置和患者接口的加湿器产生加湿气体,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。

[0054] 许多人工加湿装置和系统是已知的,然而它们不能满足医用加湿器的特殊要求。

[0055] 当需要时,医疗加湿器用于相对于环境空气增加空气流的湿度、温度(或两者),通常在患者睡着或休息的情况下(例如在医院中)。床边放置的医用加湿器可以是小型的。医用加湿器可以配置成仅加湿和/或加热输送到患者的空气流,而不加湿和/或加热患者的周围环境。基于房间的系统(例如桑拿浴室、空气调节器、蒸发冷却器等)也可以加湿由患者吸入的空气,然而这些系统也会加湿和/或加热整个房间,这可能使居住者不舒服。此外,医用加湿器可以具有比工业加湿器更严格的安全约束。

[0056] 虽然许多医用加湿器是已知的,但它们可能有一个或多个缺点。一些医用加湿器可能提供不充分的加湿,一些患者使用起来困难或不方便。

[0057] 2.2.3.4数据管理

[0058] 可存在许多临床原因来获得确定以呼吸治疗进行处方治疗的患者是否“依从”的数据,例如患者已根据一或多个“依从规则”使用其RPT装置。CPAP治疗的依从规则的一个实例是为了认为患者是依从性的,要求患者使用RPT装置,每晚至少四小时,持续至少21或30个连续天。为了确定患者的依从性,RPT装置的提供者诸如健康护理提供者可手动获得描述使用RPT装置进行患者治疗的数据,计算在预定时间段内的使用并且与依从规则相比较。一旦健康护理提供者已确定患者已根据依从规则使用其RPT装置,健康护理提供者就可以告知患者依从的第三部分。

[0059] 患者治疗存在可得益于治疗数据与第三部分或外部系统的通信的其他方面。

[0060] 通信并管理此类数据的现有方法可能是以下一种或多种:昂贵的、耗时的且容易出错的。

[0061] 2.2.3.5下颌骨复位

[0062] 下颌骨复位装置(MRD)或下颌骨前移装置(MAD)是睡眠呼吸中止症和打鼾的治疗选择之一。它是一种可购自牙科医生或其他供应商的可调节的口腔矫治器,其在睡眠期间将下颚(下颌骨)保持在前向位置。MRD一种可移除装置,患者在进入睡眠之前将其插入他们的嘴中并且在睡眠之后将其取走。因此,MRD并非设计为始终佩戴。MRD可以定制或以标准形式生产,并且包括设计成允许装配到患者牙齿的咬合压印部分。下颌的这种机械突出扩大舌后空间,在咽壁上施加张力以减少气道的塌陷并减少腭振动。

[0063] 在某些实施方案中,下颌骨前移装置可包括旨在与上颌或上颌骨上的牙齿接合或配合的上夹板和旨在与上颌或下颌骨上的牙齿接合或配合的下夹板。上夹板和下夹板经由一对连杆横向连接在一起。所述一对连杆对称地固定在上夹板和下夹板上。

[0064] 在这种设计中,选择连杆的长度,使得当MRD被放置在患者的口中时,下颌骨保持在前移位置。可以调节连接杆的长度以改变下颌骨的前伸程度。牙医可以确定下颌骨的突出水平,该突出水平将确定连杆的长度。

[0065] 一些MRD被构造成相对于上颌骨向前推动下颌骨,而其他MAD(诸如瑞思迈Narval CC™MRD)被设计成将下颌骨保持在前向位置。所述装置还减少或最小化牙科和颞下颌关节

(TMJ)的副作用。因此,其构造成最小化或防止一个或多个牙齿的任何移动。

[0066] 2.2.3.6通气口技术

[0067] 一些形式的治疗系统可以包括通气口以允许冲洗呼出的二氧化碳。通气口可允许气体从患者接口的内部空间(例如充气室)流到患者接口的外部空间,例如到环境中。

[0068] 该通气口可以包括孔口并且在面罩的使用中气体可以流动穿过孔口。许多这样的通气孔有噪声。其他的可能在使用时阻塞,从而提供不足的冲洗。一些通风口可以例如通过噪声或聚集气流干扰患者1000的床伴1100的睡眠。

[0069] ResmedLimited开发了许多改进的面罩通气技术。参见国际专利申请公开No.WO 1998/034,665;国际专利申请公开No.WO 2000/078,381;美国专利No.6,581,594;美国专利申请公开No.US 2009/0050156;美国专利申请公开No.2009/0044808。

[0070] 现有面罩的噪声表(ISO 17510-2:2007,1m处10cmH₂O的压力)

[0071]

面罩名称	面罩类型	A 加权的声功率 电平 dB(A) (不 确定性)	A 加权的声压 dB(A) (不确 定性)	年(大约)
Glue-on(*)	鼻	50.9	42.9	1981
ResCare standard(*)	鼻	31.5	23.5	1993
ResMed Mirage™(*)	鼻	29.5	21.5	1998
ResMed UltraMirage™	鼻	36(3)	28(3)	2000
ResMed Mirage Activa™	鼻	32(3)	24(3)	2002
ResMed Mirage Micro™	鼻	30(3)	22(3)	2008
ResMed Mirage™ SoftGel	鼻	29(3)	22(3)	2008
ResMed Mirage™ FX	鼻	26(3)	18(3)	2010
ResMed Mirage Swift™(*)	鼻枕	37	29	2004
ResMed Mirage Swift™ II	鼻枕	28(3)	20(3)	2005
ResMed Mirage Swift™ LT	鼻枕	25(3)	17(3)	2008
ResMed AirFit P10	鼻枕	21(3)	13(3)	2014

[0072] (*仅一个样本,使用ISO 3744中规定的测试方法以CPAP模式在10cmH₂O下测量)

[0073] 下面列出了各种对象的声压值

[0074]

对象	A 加权的声压 dB (A)	注
真空吸尘器: Nilfisk Walter Broadly Litter Hog: B+级	68	ISO 3744, 距离为 1 m
对话语音	60	距离为 1 m
平均居家	50	
安静的图书馆	40	
晚上安静的卧室	30	
电视演播室的背景	20	

[0075] 2.2.4 筛查、诊断和监测系统

[0076] 多导睡眠图 (PSG) 是用于诊断和监测心肺疾病的常规系统, 并且通常涉及临床专家来应用该系统。PSG 通常涉及在患者上放置 15 至 20 个接触感测器以记录各种身体信号, 例如脑电图 (EEG)、心电图 (ECG)、眼电图 (EOG)、肌电图 (EMG) 等。睡眠障碍性呼吸的 PSG 涉及在临床中观察患者两夜, 纯诊断一夜和临床医师滴定治疗参数的第二夜。因此, PSG 是昂贵和不方便的。特别地, 其不适合于睡眠障碍性呼吸的家庭筛查/诊断/监测。

[0077] 筛查和诊断一般描述从病症的体征和症状鉴定病症。筛查通常给出真/假结果, 表明患者的 SDB 是否严重到足以保证进一步研究, 而诊断可以产生临床上可操作的信息。筛查和诊断趋于一次性过程, 而监测病情进展可以无限期地持续。一些筛查/诊断系统仅适用于筛查/诊断, 而一些也可用于监测。

[0078] 临床专家可能能够根据视觉观察到的 PSG 信号充分筛查、诊断或监测患者。然而, 存在临床专家可能不可用或者临床专家可能负担不起的情况。不同临床专家可能对患者病症意见不一致。此外, 给定的临床专家可能在不同时间应用不同的标准。

[0079] 3 发明内容

[0080] 本技术旨在提供用于筛查、诊断、监测、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者或多者。

[0081] 本技术的第一方面涉及用于筛查、诊断、监测、改善、治疗或预防呼吸障碍的设备。

[0082] 本技术的另一方面涉及用于筛查、诊断、监测、改善、治疗或预防呼吸障碍的方法。

[0083] 本技术的某些形式的一个方面是用于提供改善患者对呼吸疗法的依从性的方法和/或设备。

[0084] 本技术的一种形式包括在呼吸治疗设备中提供自适应功率管理。

[0085] 本技术的一种形式的另一方面包括在提供可被加热和/或加湿的加压气体流的呼吸治疗设备中提供自适应功率管理。

[0086] 本技术的一种形式包括提供包括在医疗装置 (诸如用于筛选、诊断、监测、改善、治疗或预防呼吸障碍的装置) 中的多个部件的自适应功率管理。

[0087] 本技术的一种形式的一个方面是便携式 RPT 装置, 该便携式 RPT 装置可由人 (例如, 人的家里的人) 携带。

[0088] 本技术的另一个方面涉及一种呼吸治疗设备, 其包括: 电源; 压力发生器, 其配置成生成空气流; 加热元件, 其配置成加热所生成的空气流; 一个或多个感测器, 其配置成生成表示所述空气流的特性的感测器信号; 以及处理系统。该处理系统可以配置成用于: 接收感测器信号; 基于所接收的感测器信号, 确定用于控制加热元件的控制信号; 接收与所述压力发生器汲取的电流相对应的信号; 接收与所述加热元件汲取的电流相对应的信号; 基于

(1)所述与所述压力发生器所汲取的电流相对应的信号,(2)所述与所述加热元件所汲取的电流相对应的信号,(3)所述确定的用于所述加热元件的控制信号,以及(4)所述电源的功率,生成用于控制所述加热元件的新控制信号;且使用用于控制所述加热元件的所述新控制信号来控制所述加热元件的操作。

[0089] 在示例中,(a)可以由压力发生器和加热元件组合消耗的功率超过电源的容量,(b)当由所述压力发生器汲取的电流与将由所述加热元件使用所述确定的用于所述加热元件的控制信号汲取的电流的总和超过所述电源的最大电流时,生成所述新的控制信号,使得所述新的控制信号将导致所述加热元件汲取比用所述确定的控制信号汲取的电流更少的电流,(c)当由所述压力发生器汲取的电流与将由所述加热元件使用所述确定的用于所述加热元件的控制信号汲取的电流的总和不超过所述电源的最大电流时,生成所述新的控制信号,使得所述新的控制信号将导致所述加热元件汲取比用所述确定的控制信号汲取的电流更多的电流,(d)所述一个或多个感测器中的至少一个感测器配置成生成表示所述空气流的温度的感测器信号,并且所述处理系统进一步配置成基于表示所述空气流的温度的所述感测器信号来控制所述压力发生器,(e)所述一个或多个感测器中的至少一个感测器是配置成生成表示所述空气流的压力的感测器信号的的压力感测器,并且用于控制所述加热元件的所述控制信号是基于表示所述空气流的压力的所述感测器信号来确定的,(f)所述一个或多个感测器中的至少一个是配置成生成表示所述空气流的流量的感测器信号的流量感测器,并且所述处理系统配置成基于表示所述空气流的流量的所述感测器信号来控制所述压力发生器,并且用于控制所述加热元件的所述控制信号是基于表示所述空气流的流量的所述感测器信号来确定的,(g)可以将所述空气流经由联接至所述流发生器的管(例如,柔性管)输送至患者接口,(h)所述生成的用于控制所述加热元件的控制信号被控制为在一个时间段内累积热亏损并且在随后的时间段内返回所累积的热亏损,(i)所述生成的用于控制所述加热元件的控制信号在第一时段期间减少由所述加热元件产生的热量并且在所述第一时段随后的第二时段期间增加由所述加热元件产生的热量,和/或(j)在所述第一时段期间,所述电源的功率低于由所述压力发生器和所述加热元件消耗的功率,和/或在所述第二时段期间,所述电源的功率超过由所述压力发生器和所述加热元件消耗的功率。

[0090] 本技术的另一方面涉及一种用于治疗患者的呼吸障碍的设备,该设备包括:电源;压力发生器,其配置成生成用于治疗呼吸障碍的可呼吸气体流;加湿器,其配置成储存水的供应以加湿所述可呼吸气体并且包括第一加热元件,所述第一加热元件配置成加热所述水的供应;第二加热元件,其配置成加热软管中的所述加湿的可呼吸气体,所述软管配置成将所述加湿的可呼吸气体输送给所述患者;换能器,其配置成生成表示所述可呼吸气体流的特性的流量信号;以及控制器。该控制器可以配置成用于:基于所述流量信号,确定用于控制所述第一加热元件的第一控制信号和用于控制所述第二加热元件的第二控制信号;基于(1)在所述压力发生器的操作期间由所述压力发生器汲取的测量电流,(2)所述第一控制信号,以及(3)所述第二控制信号,确定要由所述设备使用的功率是否超过所述电源的峰值功率;如果确定所述设备要使用的功率超过所述电源的峰值功率,则修改所述第一控制信号和/或所述第二控制信号以减小由所述第一加热元件和/或所述第二加热元件使用的功率;且如果确定所述设备要使用的功率不超过所述电源的峰值功率,则修改所述第一控制信号和/或所述第二控制信号以增加由所述第一加热元件和/或所述第二加热元件使用的功率。

[0091] 在示例中, (a) 第一和第二控制信号是脉宽调制信号, (b) 所述第一控制信号是第一脉宽调制信号并且所述第二控制信号是在时间上偏离所述第一脉宽调制控制信号的第二脉宽调制信号, (c) 如果确定所述设备要使用的功率不超过所述电源的峰值功率, 则修改所述第一控制信号和所述第二控制信号, 以增加所述第一加热元件和所述第二加热元件所使用的功率, 优先给予所述第二加热元件, (d) 如果确定所述设备要使用的功率超过所述电源的峰值功率, 则修改所述第一控制信号和所述第二控制信号以减小由所述第一加热元件和/或所述第二加热元件使用的功率, 优先给予所述第二加热元件, (e) 所述第一控制信号是提供给配置成控制所述第二加热元件的操作的比例、比例-微分或比例-积分控制器的第一电流设置点, 并且所述第二控制信号是提供给配置成控制所述第二加热元件的操作的比例、比例-微分或比例-积分控制器的第二电流设置点, (d) 确定要由所述设备使用的功率是否超过所述电源的峰值功率包括确定 (1) 由所述设备汲取的电流与由所述第一和第二加热元件汲取的电流的总和, (2) 使用所确定的第一控制信号将由所述第一加热元件汲取的电流, 以及 (3) 使用所确定的第二控制信号将由所述第二加热元件汲取的电流, 大于可由所述电源提供的最大电流, (e) 所述流量信号对应于所述设备的使用期间的患者的呼吸周期, 并且基于所述流量信号确定所述第一控制信号和所述第二控制信号以控制所述第一加热元件和所述第二加热元件的抵消峰值功率操作, (f) 所述电源的功率低于由所述压力发生器、所述第一加热元件和所述第二加热元件同时汲取的功率, 和/或 (g) 所述软管中的加湿的可呼吸气体经由联接到所述软管的患者接口输送给所述患者。

[0092] 本技术的另一方面涉及一种呼吸治疗装置, 其包括: 流发生器, 所述流发生器配置成向患者提供可呼吸气流; 包括管式加热器和加湿加热器的附属设备; 电源以及耦合到所述流发生器、所述附件设备和所述电源的控制器。该控制器可以配置成用于: 控制所述流发生器、输送管加热器和所述加湿加热器的操作; 确定用于控制所述输送管加热器的第一脉宽调制控制信号和用于控制所述加湿加热器的第二脉宽调制控制信号; 以及在确定所述电源的额定电流不超过将由下述汲取的电流时: 所述流发生器; 当所述确定的第一脉宽调制控制信号将被施加到所述输送管加热器时, 所述输送管加热器; 以及当所述确定的第二脉宽调制控制信号将被施加到所述加湿加热器时, 所述加热加湿器增加所述第一脉宽调制控制信号和所述第二脉宽调制控制信号的占空比。

[0093] 在示例中, (a) 所述控制器进一步配置成: 在确定所述电源的额定电流超过将由下述汲取的电流时: 所述流发生器; 当所述确定的第一脉宽调制控制信号将被施加到所述输送管加热器时, 所述输送管加热器; 以及当所述确定的第二脉宽调制控制信号将被施加到所述加湿加热器时, 所述加热加湿器, 降低所述第一脉宽调制控制信号和所述第二脉宽调制控制信号的占空比, (b) 所述第一脉宽调制控制信号在时间上偏离所述第二脉宽调制控制信号, 和/或 (c) 所述流发生器经由管连接到患者接口, 以向患者提供可呼吸气体的流量。

[0094] 本技术的另一方面涉及一种呼吸治疗装置, 其包括: 流发生器, 所述流发生器配置成向患者提供可呼吸气流; 包括管式加热器和加湿加热器的附属设备; 电源以及耦合到所述流发生器、所述附件设备和所述电源的控制器。该控制器可以配置成用于: 控制所述流发生器、输送管加热器和所述加湿加热器的操作; 确定用于控制所述输送管加热器的第一脉宽调制控制信号和用于控制所述加湿加热器的第二脉宽调制控制信号; 以及在确定所述电源的额定电流不超过将由下述汲取的电流时: 所述流发生器; 当所述确定的第一脉宽调制

控制信号将被施加到所述输送管加热器时,所述输送管加热器;以及当所述确定的第二脉宽调制控制信号将被施加到所述加湿加热器时,所述加热加湿器增加所述第一脉宽调制控制信号和所述第二脉宽调制控制信号的占空比。

[0095] 在示例中,(a)所述控制器进一步配置成:在确定所述电源的额定电流超过将由下述汲取的电流时:所述流发生器;当所述确定的第一脉宽调制控制信号将被施加到所述输送管加热器时,所述输送管加热器;以及当所述确定的第二脉宽调制控制信号将被施加到所述加湿加热器时,所述加热加湿器,降低所述第一脉宽调制控制信号和所述第二脉宽调制控制信号的占空比,和/或(b)所述第一脉宽调制控制信号在时间上偏离所述第二脉宽调制控制信号,和/或(c)所述流发生器经由管连接到患者接口,以向患者提供可呼吸气体的流量。

[0096] 本技术的另一方面涉及一种操作用于生成可呼吸气体流以便治疗呼吸障碍的呼吸治疗设备的方法,所述方法包括:使用换能器测量所述空气流的特性;由控制器并且基于所述测量的特性来确定第一控制信号、第二控制信号以及第三控制信号,所述第一控制信号用于控制压力发生器,所述压力发生器配置成生成用于治疗呼吸障碍的可呼吸气体流,所述第二控制信号用于控制设置在加湿器中的第一加热元件,所述加湿器配置成存储水供应以加湿所述可呼吸气体,所述第三控制信号用于控制第二加热元件,所述第二加热元件配置成加热软管中的所述加湿可呼吸气体,所述软管配置成将所述加湿可呼吸气体输送给患者;如果要由所述呼吸治疗设备使用的功率超过用于向所述呼吸治疗设备供电的电源的峰值功率,则由所述控制器并且基于(1)在使用所述第一控制信号控制所述压力发生器期间由所述压力发生器汲取的所测量的电流,(2)所述第二控制信号,以及(3)所述第三控制信号来确定;如果确定要由所述呼吸治疗设备使用的功率超过所述电源的所述峰值功率,则由所述控制器修改所述第二控制信号和/或所述第三控制信号以减小由所述第一加热元件和/或所述第二加热元件使用的功率;如果确定要由所述呼吸治疗设备使用的功率不超过所述电源的所述峰值功率,则由所述控制器修改所述第二控制信号和/或所述第三控制信号以增加由所述第一加热元件和/或所述第二加热元件使用的功率。

[0097] 本技术的另一方面涉及一种非瞬态存储介质,该非瞬态存储介质具有存储在其中的用于控制呼吸治疗设备的操作的信息处理程序,所述呼吸治疗设备配置成生成可呼吸气体流以便治疗呼吸障碍,所述程序在被执行时使呼吸治疗设备:从换能器接收可呼吸气体流的特性;基于可呼吸气体流的特性来确定第一控制信号、第二控制信号以及第三控制信号,所述第一控制信号用于控制压力发生器,所述压力发生器配置成生成可呼吸气体流,所述第二控制信号用于控制设置在加湿器中的第一加热元件,所述加湿器配置成存储水供应以加湿所述可呼吸气体,所述第三控制信号用于控制第二加热元件,所述第二加热元件配置成加热软管中的所述加湿可呼吸气体,所述软管配置成将所述加湿可呼吸气体输送给患者;如果要由所述呼吸治疗设备使用的功率超过用于向所述呼吸治疗设备供电的电源的峰值功率,则基于(1)在使用所述第一控制信号控制所述压力发生器期间由所述压力发生器汲取的所测量的电流,(2)所述第二控制信号,以及(3)所述第三控制信号来确定;如果确定要由所述呼吸治疗设备使用的功率超过所述电源的峰值功率,则修改所述第二控制信号和/或所述第三控制信号以减小由所述第一加热元件和/或所述第二加热元件使用的功率;以及如果确定所述设备要使用的功率不超过所述电源的峰值功率,则修改所述第二控制信

号和/或所述第三控制信号以增加由所述第一加热元件和/或所述第二加热元件使用的功率。

[0098] 本技术的另一个方面涉及一种呼吸治疗装置设备,其包括:电源;流发生器,其配置成向患者提供可呼吸气流;一个或多个加热元件;处理系统,其包括至少一个处理器,所述处理系统配置成确定用于控制所述一个或多个加热元件的加热控制信号以及用于控制所述流发生器的流控制信号;以及硬件电路。该硬件电路可以配置成:接收用于控制一个或多个加热元件的加热控制信号;基于所述流发生器和所述一个或多个加热元件的操作,确定表示总功耗的功耗信号;以及基于所述功耗信号,输出用于控制所述一个或多个加热元件的修改的加热控制信号。

[0099] 在实施例中,(a)接收用于一个或多个加热元件的流发生器电流信号和电压信号,并且其中通过对表示所述接收的流发生器电流信号的电压和表示所述接收的用于一个或多个加热元件的电流信号的电压求和来确定所述功耗信号,(b)所述硬件电路配置成基于所述功耗信号生成脉宽调制功率信号,并且所述修改的加热控制信号是通过将所述脉宽调制功率信号与所述接收的加热控制信号进行组合而生成的,(c)所述硬件电路配置成基于所述功耗信号来生成脉宽调制功率信号,并且所述硬件电路包括逻辑门,所述逻辑门针对所述接收的加热控制信号中的每一个,配置成通过将相应的接收到的加热控制信号与所述脉宽调制功率信号相组合来生成所述修改的加热控制信号,(d)接收用于一个或多个加热元件的流发生器电流信号和电压信号,并且其中通过对表示所述接收的流发生器电流信号的电压和表示所述接收的用于一个或多个加热元件的电流信号的电压求和来确定所述功耗信号,和/或(e)所述加热元件中的至少一个被提供在管加热器中,并且所述加热元件中的至少一个被提供在加湿加热器中。

[0100] 本技术的另一个方面涉及一种呼吸治疗装置设备,其包括:电源;流发生器,其配置成向患者提供可呼吸气流;一个或多个加热元件;硬件电路;以及包括至少一个处理器的处理系统。所述硬件电路可以配置成:接收表示由所述流发生器汲取的电流的流发生器电流信号和表示由所述一个或多个加热元件汲取的电流的一个或多个加热元件的电流信号,以及通过对表示所述接收的流发生器电流信号的电压和表示所述接收的一个或多个加热元件的电流信号的电压求和来确定所述功耗信号。该处理系统可以配置成:从硬件电路接收功耗信号;确定用于控制所述流发生器的流控制信号;以及基于所述功耗信号确定用于控制所述一个或多个加热元件的加热控制信号。

[0101] 在示例中,(a)确定加热控制信号包括:确定所述加热元件的每一个的脉宽调制控制信号;当所述接收的功耗信号高于预定极限时,将所述确定的脉宽调制控制信号传送到每个相应的加热元件;以及当所述接收的功耗信号低于所述预定极限时,修改所述确定的脉宽调制控制信号中的每一个,并将所述修改的脉宽调制控制信号发送到每个相应的加热元件,和/或(b)所述硬件电路配置成缓冲并放大所接收的流发生器电流信号;对于一个或多个加热元件,所述功耗信号是表示所述接收的流发生器电流信号的电压和表示所述接收的电流信号的电压的低通滤波和。

[0102] 本技术的另一个方面涉及一种呼吸治疗设备,其包括:电源;压力发生器,其配置成生成空气流;加热元件,其配置成加热所生成的空气流;一个或多个感测器,其配置成生成表示所述空气流的特性的感测器信号;以及处理系统,所述处理系统配置成:(h)生成用

于所述加热元件的控制信号,其中,所述加热元件控制为在一个时间段内累积热亏损并且在随后的时间段内返回所累积的热亏损,

[0103] 本技术的另一个方面涉及一种呼吸治疗设备,其包括:电源;压力发生器,其配置成生成空气流;加热元件,其配置成加热所生成的空气流;一个或多个感测器,其配置成生成表示所述空气流的特性的感测器信号;以及处理系统,其配置成:接收感测器信号;基于所接收的感测器信号,确定用于控制加热元件的控制信号;接收与所述压力发生器汲取的电流相对应的信号;接收与所述加热元件汲取的电流相对应的信号;基于与由所述压力发生器汲取的电流相对应的信号,与由所述加热元件汲取的电流相对应的信号,所确定的用于所述加热元件的控制信号,所述确定的用于所述加热元件的控制信号,以及所述电源的功率,来控制所述加热元件,(h) 其中所述加热元件被控制为在一个时间段内累积热亏损并且在随后的时间段内返回所累积的热亏损,

[0104] 在实施例中,可呼吸气流经由联接在患者接口和流发生器和/或加湿器之间的管输送至患者。

[0105] 所描述的方法、系统、装置和设备可以被实现以改善处理器的功能,所述处理器例如是专用计算机、呼吸监测器和/或呼吸治疗设备的处理器。此外,所描述的方法、系统、装置和设备可以在包括例如睡眠呼吸障碍的呼吸状况的自动管理、监测和/或治疗的技术领域中提供改进。

[0106] 当然,这些方面的一部分可以形成本技术的子方面。子方面和/或方面中的各个方面可以各种方式进行组合,并且还构成本技术的其他方面或子方面。

[0107] 考虑到以下详细描述、摘要、附图和权利要求书中包含的信息,本技术的其他特征将变得显而易见。

[0108] 4附图说明

[0109] 本技术在附图的各图中以举例而非限制的方式例示,附图中的相似参考数字指代相似元件,包括:

[0110] 4.1治疗系统

[0111] 图1示出了一种系统,其包括以鼻枕的方式佩戴患者接口3000的患者1000从RPT装置4000接收正压下的空气供给。来自RPT装置4000的空气在加湿5000中加湿,并沿着空气回路4170传送至患者1000。还示出了床伴1100。患者以仰卧睡姿睡眠。

[0112] 图2示出了一种系统,其包括以鼻罩的方式佩戴患者接口3000的患者1000从RPT装置4000接收正压下的空气供给。来自RPT装置4000的空气在加湿器5000中加湿,并沿着空气回路4170传送至患者1000。

[0113] 图3示出了一种系统,其包括以全面罩的方式佩戴患者接口3000的患者1000从RPT装置4000接收正压下的空气供给。来自RPT装置4000的空气在加湿器5000中加湿,并沿着空气回路4170传送至患者1000。患者以侧卧睡姿睡眠。

[0114] 4.2 RPT装置

[0115] 图4A示出了根据本技术的一种形式的RPT装置。

[0116] 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。参考鼓风机和患者接口来指示上游和下游的方向。该鼓风机被定义为该患者接口的上游并且该患者接口被定义为该鼓风机的下游,而不管在任何特定时刻的实际流动方向。位于鼓风机和患者接口

之间的气动路径内的物品在鼓风机的下游和患者接口的上游。

[0117] 图4C示出了根据本技术的一种形式的RPT装置的电气部件的示意图。

[0118] 图4D示出了在根据本技术的一种形式的RPT装置中实施的算法的示意图。

[0119] 图4E是说明根据本技术的一种形式的由图4D的治疗引擎模块进行的方法的流程图。

[0120] 4.3加湿器

[0121] 图5A示出了根据本技术的一种形式的加湿器的等距视图。

[0122] 图5B示出了根据本技术的一种形式的加湿器的等轴视图,其示出了从加湿器贮存器底座5130取下的加湿器贮存器5110。

[0123] 图5C示出了根据本技术的一种形式的加湿器的示意图。

[0124] 4.4主动电源管理

[0125] 图5D示出了使用由电源4210提供的功率的装置的示例性架构。

[0126] 图5E示出了用于使用由电源4210提供的功率来控制多个装置的操作的示例性架构。

[0127] 图5F和5G示出了RPT装置4000中的部件的示例性功率测量。

[0128] 图5H示出了在本技术的一种形式中可以用于测量RPT装置4000所使用的功率的示例电路。

[0129] 图5I示出了图5H所示电路的示例性信号波形。

[0130] 图5J示出了根据本技术的一种形式的功率控制电路,其可以用于基于表示RPT装置4000的功耗的控制信号来控制加热元件的操作。

[0131] 图5K示出了根据本技术的一种形式的与控制信号控制信号V_{ctrl}成比例的输出信号门-PWM占空比。

[0132] 图5L示出了根据本技术的一种形式的输入到与门中的输出信号门-PWM与由与门输出的加湿器的门控PWM输出信号之间的关系。

[0133] 图5M示出了本技术的一种形式的用于执行自适应功率管理的方法。

[0134] 图5N示出了本技术的另一种形式的用于执行自适应功率管理的方法。

[0135] 图5O和5P示出了根据本技术的各种形式的用于执行自适应功率管理的更详细的方法。

[0136] 4.5呼吸波形

[0137] 图6A示出了睡眠时人的模型典型呼吸波形。

[0138] 图6B示出了患者在非REM睡眠呼吸期间通常超过约九十秒的所选择的多导睡眠图通道(脉搏血氧定量法、流量、胸腔运动和腹部运动)。

[0139] 图6C示出了患者在治疗前的多导睡眠图。

[0140] 图6D示出了患者正在经历一系列完全阻塞性呼吸暂停时的患者流量数据。

[0141] 图6E示出了呼吸的缩放的吸气部分,其中患者正在经历低频吸气打鼾。

[0142] 图6F示出了呼吸的缩放的吸气部分,其中患者正在经历变平的吸气流量限制的示例。

[0143] 图6G示出了呼吸的缩放的吸气部分,其中患者正在经历“台面”型平坦吸气流量限制的示例。

[0144] 图6H示出了呼吸的缩放的吸气部分,其中患者正在经历“熊猫耳”型吸气流量限制的示例。

[0145] 图6I示出了呼吸的缩放的吸气部分,其中患者正在经历“椅”型限制的示例。

[0146] 图6J示出了呼吸的缩放的吸气部分,其中患者正在经历“倒椅”型吸气流量限制的示例。

[0147] 图6K示出了呼吸的缩放的吸气部分,其中患者正在经历“M形”型吸气流量限制的示例。

[0148] 图6L示出了呼吸的缩放的吸气部分,其中患者正在经历深“M形”型吸气流量限制的示例。

[0149] 图6M示出了来自具有潮式(heyne-Stokes)呼吸的患者的患者数据。

[0150] 图6N示出了使用与图6M中相同的三个通道来自具有潮式呼吸的另一实施例的患者的患者数据。

[0151] 5具体实施方式

[0152] 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例,本文描述的特定实例可改变。还应当理解的是本公开内容中使用的术语仅是为了描述本文所描述的特定实例的目的,并不意图进行限制。

[0153] 提供与可共有有一个或多个共同特点和/或特征的各种实例有关的以下描述。应该理解的是任何一个实例的一个或多个特征可以与另一个实例或其他实例的一个或多个特征组合。另外,在实例的任一项中,任何单个特征或特征的组合可以组成另外的实例。

[0154] 5.1治疗

[0155] 在一种形式中,本技术包括用于治疗呼吸障碍的方法,所述方法包括向患者1000的气道入口施加正压的步骤。

[0156] 在本技术的某些实例中,经由一个或两个鼻孔向患者的鼻道提供正压下的空气供给。

[0157] 在本技术的某些实例中,限定、限制或阻止口呼吸。

[0158] 5.2治疗系统

[0159] 在一种形式中,本技术包括用于治疗呼吸障碍的装置或设备。所述设备或装置可包括RPT装置4000,其用于经由空气回路4170至患者接口3000向患者1000供应加压空气。

[0160] 5.3患者接口

[0161] 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,一个实体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布置成围绕患者气道的入口,以便于向气道供应正压空气。

[0162] 如果患者接口不能舒适地向气道输送最小水平的正压,则患者接口可能不适于呼吸压力疗法。

[0163] 根据本技术的一种形式的患者接口3000被构造和布置为能够以相对于环境至少6cm H₂O的正压供应空气。

[0164] 根据本技术的一种形式的患者接口3000被构造和布置为能够以相对于环境至少

10cm H₂O的正压供应空气。

[0165] 根据本技术的一种形式的患者接口3000被构造和布置为能够以相对于环境至少20cm H₂O的正压供应空气。

[0166] 5.4RPT装置

[0167] 根据本技术的一个方面的RPT装置4000包括机械、气动和/或电气部件并且配置成执行一个或多个算法4300,例如在此描述的全部或部分方法中的任一种。RPT装置4000可以配置成生成用于输送至患者气道的空气流,例如用于治疗本文件中别处描述的一种或多种呼吸状况。

[0168] 在一种形式中,RPT装置4000被构造和布置成能够以-20L/min至+150L/min的范围输送空气流,同时保持至少6cmH₂O、或至少10cmH₂O、或至少20cmH₂O的正压。

[0169] RPT装置可具有外部壳体4010,其以两部分构成:上部4012和下部4014。此外,外部壳体4010可包括一个或多个面板4015。RPT装置4000包括底盘4016,其对RPT装置4000的一个或多个内部部件进行支撑。RPT装置4000可包括手柄4018。

[0170] RPT装置4000的气动路径可包括一个或多个空气路径物件,例如入口空气过滤器4112、入口消音器4122、能够正压供给空气的压力发生器4140(例如,鼓风机4142)、出口消音器4124、以及一个或多个换能器4270,诸如压力感测器4272和流量感测器4274。

[0171] 一个或多个空气路径物件可设置于可拆卸的单独结构内,可拆卸的单独结构将称为气动块4020。气动块4020可设置于外部壳体4010内。在一种形式中,气动块4020由底盘4016支撑,或构成其一部分。

[0172] 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、换能器4270、数据通信接口4280以及一个或多个输出装置4290。电气部件4200可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可包括多于一个PCBA 4202。

[0173] 5.4.1RPT装置机械和气动部件

[0174] 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被设置为各自分离的单元。

[0175] 5.4.1.1空气过滤器

[0176] 根据本技术的一种形式的RPT装置可包括一个空气过滤器4110,或多个空气过滤器4110。

[0177] 在一种形式中,入口空气过滤器4112被定位在压力发生器4140上游的气动路径的起点处。

[0178] 在一种形式中,出口空气过滤器4114,例如抗菌过滤器被定位在气动块4020的出口与患者接口3000之间。

[0179] 5.4.1.2消音器

[0180] 根据本技术的一种形式的RPT装置可包括一个消音器4120,或多个消音器4120。

[0181] 在本技术的一种形式中,入口消音器4122被定位在压力发生器4140上游的气动路径中。

[0182] 在本技术的一种形式中,出口消音器4124被定位在压力发生器4140与患者接口3000之间的气动路径中。

[0183] 5.4.1.3压力发生器

[0184] 在本技术的一种形式中,用于产生正压下的空气流或空气供给的压力发生器4140为可控鼓风机4142。例如,鼓风机4142可包括无刷DC电动机4144,其具有一个或多个叶轮。这些叶轮可以位于蜗壳中。鼓风机可以例如以高达约120升/分钟的速率,并以约4cm H₂O至约20cm H₂O范围内的正压或高达约30cm H₂O的其他形式输送空气供应。鼓风机可如以下专利或专利申请中任何一个所述,这些专利或专利申请以引用的方式整体并入本文: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专利申请号W0 2013/020167。

[0185] 压力发生器4140在治疗装置控制器4240的控制下。

[0186] 换言之,压力发生器4140可为活塞驱动泵、与高压源连接的压力调节器(例如,压缩空气贮存器)或波纹管。

[0187] 5.4.1.4换能器

[0188] 换能器可以在RPT装置内部,或RPT装置外部。外部换能器可被定位于例如空气回路例如患者接口上或构成其一部分。外部换能器可以是非接触感测器的形式,诸如传送或传递数据至RPT装置的多普勒雷达运动感测器。

[0189] 在本技术的一种形式中,一个或多个换能器4270可以被定位于压力发生器4140的上游和/或下游。一个或多个换能器4270可被构造和布置为生成表示在气动路径中在该点处的诸如流量、压力或温度等特性的空气流的信号。

[0190] 在本技术的一种形式中,一个或多个换能器4270可被定位在患者接口3000的近侧。

[0191] 在一种形式中,可诸如通过低通滤波、高通滤波或带通滤波对来自换能器4270的信号进行滤波。

[0192] 5.4.1.4.1流量感测器

[0193] 根据本技术的流量感测器4274可基于压差换能器,例如来自SENSIRION的SDP600系列压差换能器。

[0194] 在一种形式中,表示来自流量感测器4274的流量的信号由中央控制器4230接收。

[0195] 5.4.1.4.2压力感测器

[0196] 根据本技术的压力感测器4272被定位成与气动路径流体连通。合适的压力感测器的实例是来自HONEYWELL ASDX系列的换能器。替代性合适的压力感测器是来自GENERAL ELECTRIC的NPA系列的换能器。

[0197] 在一种形式中,可以通过中央控制器4230接收来自压力感测器4272的信号。

[0198] 5.4.1.4.3马达转速换能器

[0199] 在本技术的一种形式中,马达转速换能器4276用于确定电动机4144和/或鼓风机4142的转动速度。可将来自马达转速换能器4276的马达转速信号提供给治疗装置控制器4240。马达转速换能器4276可以是例如速度感测器,诸如霍尔效应感测器。

[0200] 5.4.1.5防溢回阀

[0201] 在本技术的一种形式中,防溢回阀4160被定位在加湿器5000与气动块4020之间。防溢回阀被构造和布置为降低水从加湿器5000向上游流动到例如电动机4144的风险。

[0202] 5.4.2 RPT装置电气部件

[0203] 5.4.2.1电源

[0204] 电源4210可被定位在RPT装置4000的外部壳体4010的内部或外部。

[0205] 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和直接或间接联接到RPT装置4000的子系统装置提供电力。这些子系统装置可以包括加湿器5000和/或热管。在本技术的一些实施方式中,子系统装置可以是RPT装置4000的一部分。

[0206] 电源4210可以从外部电源(例如,A/C或DC电源)接收电力和/或包括电池以存储电力。DC源可以包括汽车蓄电池、汽车插座、燃料电池和/或太阳能电池板。电源4210可以配置成用于在外部电源可用时对这些蓄电池进行充电。

[0207] 电源4210可以配置成提供30、60和/或90瓦的功率。电源4210可以包括转换器,该转换器配置成以一种形式(例如,从A/C电源)接收电力并且将其转换成由RPT装置和/或这些子系统装置中的一个或多个使用的另一种形式(DC电力)。在本技术的一些实现方式中,电源4210可以包括DC转换器(外部壳体4010的内部或外部),以将电力提供给系统或对蓄电池进行充电。

[0208] 电源4210可以包括主电源和辅助电源。主电源可以联接到A/C电源(例如,50Hz A/C下的240伏或60Hz A/C下的120伏)和/或一个或多个蓄电池。在没有A/C电源的情况下和/或当RPT装置4000的部件和/或子系统装置需要额外的电力时,一个或多个蓄电池可以向RPT装置4000供电。

[0209] 电源4210可能没有足够的功率来同时为RPT装置4000和子系统装置供电。例如,电源4210可以不具有足够的功率来同时为鼓风机4142、加湿器5000中的加热器(例如,加热板)以及热管供电。如将在下面更详细地讨论的,RPT装置4000可以包括主动电力管理以将电力从电源4210分配到鼓风机4142以及一个或多个子系统装置而不触发电源4210的过电流保护。

[0210] 电源4210可以包括限流电路,该限流电路配置成用于当输出电流超过电源最大额定值时将输出功率限制为电源额定值的预定百分比(例如,110%、120%或150%)。

[0211] 在一个实施例中,电源4210可以是具有120%过电流保护(OCP)触发器(100ms延迟)和150%OCP触发器(无延迟)的24V/65W额定值。加热板可消耗约67.8W($8.5\Omega \pm 5\%$, 25℃下),热管可消耗约57.7W(9.3-10.9 Ω ,在20-30℃下),鼓风机可消耗40W,这受到压力系统软件的限制。从这个实施例可以看出,所有这些部件的总电流消耗比电源4210能够提供的功率高得多。主动功率管理系统配置成管理可用功率的分配而不使电源的过保护跳闸。如将在下面更详细地讨论的,在本技术的一些实现方式中,功率管理可以完全由软件来执行。

[0212] 5.4.2.2输入装置

[0213] 在本技术的一种形式中,RPT装置4000包括形式为按钮、开关或拨盘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、开关或拨盘可以为经由触摸屏幕访问的物理装置或者软件装置。在一种形式中,按钮、开关或拨盘可以物理连接到外部壳体4010,或者在另一种形式中,可以与接收器无线通信,该接收器与中央控制器4230电连接。

[0214] 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。

[0215] 5.4.2.3中央控制器

[0216] 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。

[0217] 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位元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。

[0218] 在本技术的一种形式中,中央控制器4230为专用电子回路。

[0219] 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。

[0220] 中央控制器4230可配置成接收来自一个或多个换能器4270、一个或多个输入装置4220以及加湿器5000的输入信号。

[0221] 中央控制器4230可配置成向一个或多个输出装置4290、治疗装置控制器4240、数据通信接口4280和加湿器5000提供输出信号。

[0222] 在本技术的一些形式中,中央控制器4230配置成实施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,这些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比诸如来自本文所述的任何感测器的存储数据进行分析来确定呼吸机的控制设置值或检测呼吸相关事件。

[0223] 5.4.2.4时钟

[0224] RPT装置4000可包括连接到中央控制器4230的时钟4232。

[0225] 5.4.2.5治疗装置控制器

[0226] 在本技术的一种形式中,治疗装置控制器4240为治疗控制模块4330,其构成由中央控制器4230执行的算法4300的一部分。

[0227] 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DC电动机控制器。

[0228] 5.4.2.6保护电路

[0229] 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。

[0230] 5.4.2.7存储器

[0231] 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。

[0232] 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。

[0233] 另外地或可替代地,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。

[0234] 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,其上存储表示本文所述的一种或多种方法的计算机程序指令,诸如一个或多个算法4300。

[0235] 5.4.2.8数据通信系统

[0236] 在本技术的一种形式中,提供了数据通信接口4280,并且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。

[0237] 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。

[0238] 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)连接到因特网。

[0239] 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。

[0240] 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。

[0241] 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。

[0242] 5.4.2.9包括任选的显示器、警报器的输出装置

[0243] 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。

[0244] 5.4.2.9.1显示器驱动器

[0245] 显示器驱动器4292接收作为输入的字符、符号或图像用于显示在显示器4294上,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。

[0246] 5.4.2.9.2显示器

[0247] 显示器4294配置成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。

[0248] 5.4.3RPT装置算法

[0249] 如上所述,在本技术的一些形式中,中央控制器4230可以配置成实现表示为存储在非瞬态计算机可读存储介质(诸如存储器4260)中的计算机程序的一个或多个算法4300。算法4300一般分组为称为模块的组。

[0250] 5.4.3.1预处理模块

[0251] 根据本技术的一种形式的预处理模块4310接收来自换能器4270(例如,流量感测器4274或压力感测器4272)的信号作为输入,并且执行一个或多个过程步骤以计算将被用作到另一个模块(例如,治疗引擎模块4320)的输入的一个或多个输出值。

[0252] 在本技术的一种形式中,输出值包括界面或面罩压力 P_m 、呼吸流量 Q_r 和泄漏流量 Q_l 。

[0253] 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个或多个: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。

[0254] 5.4.3.1.1压力补偿

[0255] 在本技术的一种形式中,压力补偿算法4312接收指示靠近气动块的出口的气动路径中的压力的信号作为输入。压力补偿算法4312估计通过空气回路4170的压降并且在患者接口3000中提供所估计的压力 P_m 作为输出。

[0256] 5.4.3.1.2通气流量估计

[0257] 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中的估计压力 P_m 作为输入,并且估计来自患者接口3000中的通气3400的空气中的通气流量 Q_v 。

[0258] 5.4.3.1.3泄漏流量估计

[0259] 在本技术的一种形式中,泄漏流率估计算法4316接收总流量 Q_t 和通气流量 Q_v 作为输入,并提供泄漏流量 Q_l 的估计作为输出。在一种形式中,泄漏流量估计算法通过计算在包括若干呼吸周期的足够长的时间段(例如约10秒)内总流量 Q_t 和通气流量 Q_v 之差的平均值来估计泄漏流量 Q_l 。

[0260] 在一种形式中,泄漏流量估计算法4316在患者接口3000中接收总流量 Q_t 、通气流量 Q_v 和估计压力 P_m 作为输入,并且通过计算泄漏传导率并将泄漏流量 Q_l 确定为泄漏传导率和压力 P_m 的函数来提供泄漏流量 Q_l 作为输出。泄漏传导率被计算为低通滤波的非通气流量与低通滤波的压力 P_m 平方根的商,低通滤波的非通气流量等于总流量 Q_t 和通气流量 Q_v 之差,其中低通滤波器时间常数具有足够长的值以包括若干呼吸周期,例如大约10秒。泄漏流量 Q_l 可以被估计为泄漏传导率与压力 P_m 的函数的乘积。

[0261] 5.4.3.1.4呼吸流量估计

[0262] 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_l 作为输入,并通过从总流量 Q_t 中减去通气流量 Q_v 和泄漏流量 Q_l 来估计到患者的空气的呼吸流量 Q_r 。

[0263] 5.4.3.2治疗引擎模块

[0264] 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 和到患者的空气的呼吸流量 Q_r 中的一个或多个作为输入,并且提供一个或多个治疗参数作为输出。

[0265] 在本技术的一种形式中,治疗参数是治疗压力 P_t 。

[0266] 在本技术的一种形式中,治疗参数是压力变化幅度、基础压力和目标通气量中的一个或多个。

[0267] 在各种形式中,治疗引擎模块4320包括以下算法中的一个或多个:相位确定4321、波形确定4322、通气确定4323、吸气流量限制确定4324、呼吸暂停/呼吸不足确定4325、打鼾确定4326、气道通畅性确定4327、目标通气量确定4328和治疗参数确定4329。

[0268] 5.4.3.2.1相位确定

[0269] 在本技术的一种形式中,RPT装置4000不确定相位。

[0270] 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,并提供患者1000的当前呼吸循环的相位 Φ 作为输出。

[0271] 在称为离散相位确定的一些形式中,相位输出 Φ 是离散变量。当分别检测到自发吸气和呼气的开始时,离散相位确定的一种实现方式提供具有吸气或呼气值的双值相位输

出 Φ ,例如分别表示为0和0.5转的值。“触发”和“循环”的RPT装置4000有效地执行离散相位确定,因为触发点和循环点分别是相位从呼气到吸气和从吸气到呼气变化的时刻。在双值相位确定的一个实现方式中,当呼吸流量 Q_r 具有超过正阈值的值时,相位输出 Φ 被确定为具有离散值0(由此“触发”RPT装置4000),以及当呼吸流量 Q_r 具有比负阈值更负值的值时,确定为0.5转的离散值(由此“循环”RPT装置4000)。吸气时间 T_i 和呼气时间 T_e 可以被估计为在相位 Φ 分别等于0(指示吸气)和0.5(指示呼气)所花费的时间的许多呼吸周期上的典型值。

[0272] 离散相位确定的另一实现方式提供具有吸气、吸气中期停顿和呼气之一的值的三值相位输出 Φ 。

[0273] 在称为连续相位确定的其它形式中,相位输出 Φ 是连续变量,例如从0至1转或0至2弧度变化。当连续相位分别达到0和0.5转时,进行连续相测定的RPT装置4000可以触发和循环。在连续相位确定的一种实现方式中,使用呼吸流量 Q_r 的模糊逻辑分析来确定连续相位值 Φ 。在该实现方式中确定的连续相位值通常被称为“模糊相位”。在模糊相位确定算法4321的一个实现方式中,将以下规则应用于呼吸流量 Q_r :

[0274] 1.如果呼吸流量为零并且快速增加,则相位为0转。

[0275] 2.如果呼吸流量较大为正且稳定,则相位是0.25转。

[0276] 3.如果呼吸流量为零且快速下降,则相位为0.5转。

[0277] 4.如果呼吸流量较大为负且稳定,则相位为0.75转。

[0278] 5.如果呼吸流量为零且稳定,且呼吸流量的5秒低通滤波绝对值较大,则相位为0.9转。

[0279] 6.如果呼吸流量为正,相位为呼气,则相位为0转。

[0280] 7.如果呼吸流量为负,相位为吸气,则相位为0.5转。

[0281] 8.如果呼吸流量的5秒低通滤波绝对值较大,则相位以等于患者呼吸速率的稳定速率增加,以20秒的时间常数低通滤波。

[0282] 每个规则的输出可以被表示为一个向量,该向量的相位是该规则的结果并且其量值是该规则为真的模糊程度。用合适的隶属函数确定呼吸流量“较大”、“稳定”等的模糊程度。规则的结果被表示为向量,然后通过诸如取形心的一些函数来组合。在这样的组合中,规则可以被相等地加权,或者被不同地加权。

[0283] 在连续相位确定的另一实施方式中,如上所述,首先从呼吸流量 Q_r 离散地估计相位 Φ ,吸气时间 T_i 和呼气时间 T_e 也是如此。可以将任何时刻的连续相位 Φ 确定为从前一触发时刻起已经经过的吸气时间 T_i 的比例的一半,或者0.5转加上从前一周周期时刻起已经经过的呼气时间 T_e 的比例的一半(无论哪个时刻最近)。

[0284] 5.4.3.2.2波形确定

[0285] 在本技术的一种形式中,治疗参数确定算法4329在患者的整个呼吸循环中提供大致恒定的治疗压力。

[0286] 在本技术的其他形式中,治疗控制模块4330控制压力发生器4140以提供根据波形模板 $\Pi(\Phi)$ 作为患者的呼吸循环的相位 Φ 的函数而变化的治疗压力 P_t 。

[0287] 在本技术的一种形式中,波形确定算法4322向波形模板 $\Pi(\Phi)$ 提供在由相位确定算法4321提供的相位值域 Φ 上在 $[0,1]$ 范围内的值,以供治疗参数确定算法4329使用。

[0288] 在一种形式中,适用于离散或连续值相位,波形模板 $\Pi(\Phi)$ 是方波模板,对于高达并包括0.5转的相位值,其值为1,而对于高于0.5转的相位值,其值为0。在一种形式中,适用于连续值相位,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,平滑弯曲(例如升余弦)从0上升到1,而对于高于0.5转的相位值,平滑弯曲(例如指数)从1下降到0。在一种形式中,适用于连续值相位,波形模板 $\Pi(\Phi)$ 基于方波,但对于高达“上升时间”小于0.5转的相位值,平滑上升从0到1,并且对于相位值在0.5转之后的“下降时间”内,平滑下降从1到0,“下降时间”小于0.5转。

[0289] 在本技术的一些形式中,波形确定算法4322根据RPT装置的设置,从波形模板库中选择波形模板 $\Pi(\Phi)$ 。可以将所述库中的每个波形模板 $\Pi(\Phi)$ 提供为针对相位值 Φ 的值 Π 的查找表。在其他形式中,波形确定算法4322使用可能由一个或多个参数(例如,指数曲线部分的时间常数)参数化的预定函数形式来计算“运行中”的波形模板 $\Pi(\Phi)$ 。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。

[0290] 在本技术的一些形式中,波形确定算法4322适用于吸气($\Phi=0$ 转)或呼气($\Phi=0.5$ 转)的离散双值相位,波形确定算法计算作为离散相位 Φ 和自最近触发时刻起测量的时间 t 的函数的“运行中”波形模板 Π 。在一种这样的形式中,波形确定算法4322如下计算两部分(吸气和呼气)中的波形模板 $\Pi(\Phi, t)$:

$$[0291] \quad \Pi(\Phi, t) = \begin{cases} \Pi_i(t), & \Phi = 0 \\ \Pi_e(t - T_i), & \Phi = 0.5 \end{cases}$$

[0292] 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。在一种这样的形式中,波形模板的吸气部分 $\Pi_i(t)$ 是由上升时间参数化的从0到1的平滑上升,波形模板的呼气部分 $\Pi_e(t)$ 是由下降时间参数化的从1到0的平滑下降。

[0293] 5.4.3.2.3 通气确定

[0294] 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 的输入,并确定指示当前患者通气的测量值 V_{ent} 。

[0295] 在一些实现方式中,通气确定算法4323确定作为实际患者通气的估计的通气的测量值 V_{ent} 。一种这样的实现方式是取呼吸流量 Q_r 的绝对值的一半,可选地通过低通滤波器(诸如具有0.11Hz拐角频率的二阶贝塞尔低通滤波器)进行滤波。

[0296] 在其他实现方式中,通气确定算法4323确定与实际患者通气大致成比例的通气的测量值 V_{ent} 。一种这样的实现方式估计循环的吸气部分上的峰值呼吸流量 Q_{peak} 。如果流量波形形状变化不大(这里,当呼吸的流量波形在时间和幅度上归一化时,认为两次呼吸的形状相似),则涉及采样呼吸流量 Q_r 的该过程和许多其他过程产生与通气大致成比例的测量值。一些简单的实施例包括中值正呼吸流量、呼吸流量绝对值的中值和流量的标准偏差。使用正系数、甚至一些使用正系数和负系数的呼吸流量的绝对值的任意顺序统计量的任意线性组合,与通气大致成比例。另一个实施例是在吸气部分的中间 K 比例(按时间)中的呼吸流量的平均值,其中 $0 < K < 1$ 。如果流量形状是恒定的,则存在与通气精确成比例的任意大量的测量值。

[0297] 5.4.3.2.4 吸气流量限制的确定

[0298] 在本技术的一种形式中,中央控制器4230执行吸气流量限制确定算法4324以确定

吸气流量限制的程度。

[0299] 在一种形式中,吸气流量限制确定算法4324接收呼吸流量信号 Q_r 作为输入,并提供呼吸的吸气部分呈现吸气流量限制的程度的度量作为输出。

[0300] 在本技术的一种形式中,通过过零点检测器识别每次呼吸的吸气部分。通过内插器沿着每次呼吸的吸气流量-时间曲线内插表示时间点的多个均匀间隔的点(例如,六十五个)。由点描述的曲线然后由标量缩放以具有单位长度(持续时间/周期)和单位面积,以去除改变呼吸速率和深度的影响。然后在比较器中比较缩放的呼吸与表示正常无阻呼吸的预存模板,类似于图6A所示的呼吸的吸气部分。在此模板的吸气期间的任何时间偏离超过指定阈值(通常为1个缩放单位)的呼吸,诸如由测试元件所确定的那些呼吸,诸如由咳嗽、体征、吞咽和打鼾引起的那些呼吸被拒绝。对于未被拒绝的数据,由中央控制器4230为前面的若干吸气事件计算第一个这样的缩放点的移动平均值。对于第二个这样的点,这在相同的吸气事件上重复,等等。因此,例如,由中央控制器4230生成六十五个经缩放的数据点,并且所述六十五经缩放的数据点表示先前若干吸气事件(例如,三个事件)的移动平均值。这些(例如,六十五个)点的连续更新值的移动平均值在下文中被称为“缩放流量”,被指定为 $Q_s(t)$ 。可替代地,可以使用单个吸气事件而不是移动平均值。

[0301] 根据缩放的流量,可以计算与部分阻塞的确定有关的两个形状因数。

[0302] 形状因子1是中间(例如三十二个)缩放的流量点的平均值与总体平均(例如六十五个)缩放的流量点的比率。在该比率超过一的情况下,呼吸将被认为是正常的。当比率为一或更小时,呼吸将被阻塞。约1.17的比率被认为是部分阻塞和无阻塞呼吸之间的阈值,并且等于允许在典型患者中维持充分氧合的阻塞程度。

[0303] 形状因子2被计算为从中间(例如三十二个)点取得的单位缩放流量的RMS偏差。约0.2单位的RMS偏差被认为是正常的。取0的RMS偏差作为完全限流呼吸。RMS偏差越接近零,呼吸就越受流量限制。

[0304] 形状因子1和2可用作替代或组合。在本技术的其他形式中,采样点、呼吸和中点的数量可以不同于上述的那些。此外,阈值可以不同于所描述的阈值。

[0305] 5.4.3.2.5呼吸暂停和呼吸不足确定

[0306] 在本技术的一种形式中,中央控制器4230执行用于确定呼吸暂停和/或呼吸不足的存在呼吸暂停/呼吸不足确定算法4325。

[0307] 在一种形式中,呼吸暂停/呼吸不足确定算法4325接收呼吸流量信号 Q_r 作为输入,并提供指示已经检测到呼吸暂停或呼吸不足的标记作为输出。

[0308] 在一种形式中,当呼吸流量 Q_r 的函数下降到流量阈值以下达预定时间段时,将认为已经检测到呼吸暂停。该函数可以确定峰值流量、相对短期平均流量、或相对短期平均和峰值流量之间的流量,例如RMS流量。流量阈值可以是流量的相对长期的量度。

[0309] 在一种形式中,当呼吸流量 Q_r 的函数下降到低于第二流速阈值达预定的时间段时,将认为已经检测到呼吸不足。该函数可以确定峰值流、相对短期平均流量、或相对短期平均和峰值流量之间的流量,例如RMS流量。第二流量阈值可以是流量的相对长期的量度。第二流量阈值大于用于检测呼吸暂停的流量阈值。

[0310] 5.4.3.2.6打鼾确定

[0311] 在本技术的一种形式中,中央控制器4230执行用于确定打鼾程度的一个或多个打

鼾确定算法4326。

[0312] 在一种形式中,打鼾确定算法4326接收呼吸流量信号 Q_r 作为输入,并提供打鼾存在程度的度量作为输出。

[0313] 打鼾确定算法4326可以包括确定30-300Hz范围内的流量信号的强度的步骤。此外,打鼾确定算法4326可以包括过滤呼吸流量信号 Q_r 以减少背景噪声(例如,来自鼓风机的系统中的气流的声音)的步骤。

[0314] 5.4.3.2.7气道通畅确定

[0315] 在本技术的一种形式中,中央控制器4230执行用于确定气道通畅程度的一个或多个气道通畅确定算法4327。

[0316] 在一种形式中,气道通畅确定算法4327接收呼吸流量信号 Q_r 作为输入,并确定在约0.75Hz和约3Hz的频率范围内的信号功率。该频率范围中的峰值的存在用于指示开放气道。不存在峰被认为是关闭气道的指示。

[0317] 在一种形式中,寻求峰值的频率范围是处理压力 P_t 中的小的受迫振荡的频率。在一种实现方式中,受迫振荡的频率为2Hz,幅度大约为1cm H₂O。

[0318] 在一种形式中,气道通畅确定算法4327接收呼吸流量信号 Q_r 作为输入,并确定心源性信号的存在或不存在。心源性信号的不存在被认为是关闭气道的指示。

[0319] 5.4.3.2.8目标通气的确定

[0320] 在本技术的一种形式中,中央控制器4230将当前通气量的测量值 V_{ent} 作为输入,并且执行用于确定通气测量值的目标值 V_{tgt} 的一个或多个目标通气确定算法4328。

[0321] 在本技术的一些形式中,没有目标通气确定算法4328,并且目标值 V_{tgt} 是预定的,例如通过在配置RPT装置4000期间的硬编码或者通过经由输入装置4220的手动输入。

[0322] 在本技术的其他形式中,诸如自适应伺服通气(ASV),目标通气确定算法4328从指示患者的典型最近通气的值 V_{typ} 计算目标值 V_{tgt} 。

[0323] 在一些形式的自适应伺服通气中,目标通气量 V_{tgt} 被计算为典型的最近通气 V_{typ} 的高比例但小于该值。这种形式的高比例可在(80%,100%)、或(85%,95%)、或(87%,92%)的范围内。

[0324] 在自适应伺服通气的其他形式中,目标通气 V_{tgt} 被计算为略大于典型的最近通气 V_{typ} 的整数倍。

[0325] 典型的最近通气 V_{typ} 是这样的值,在该值周围,当前通气 V_{ent} 的测量值在某个预定时间标度上在多个时刻上的分布趋于聚集,即,当前通气的测量值在最近历史上的集中趋势的测量值。在目标通气确定算法4328的一个实现方式中,最近的历史是数分钟的量级,但是在任何情况下都应该长于Cheyne-Stokes蜡化和下降循环的时间标度。目标通气确定算法4328可以使用多种公知的中心趋势量值中的任何一种,以根据当前通气量 V_{ent} 的测量值来确定典型的最近通气量 V_{typ} 。一种这样的措施是针对当前通气的测量值 V_{ent} 输出低通滤波器,时间常数等于一百秒。

[0326] 5.4.3.2.9治疗参数的确定

[0327] 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。

[0328] 在本技术的一种形式中,治疗参数是瞬时治疗压力 P_t 。在该形式的一个实现中,治疗参数确定算法4329使用方程确定治疗压力 P_t

$$[0329] \quad P_t = A \Pi(\Phi, t) + P_0 \quad (1)$$

[0330] 其中:

[0331] • A是幅度,

[0332] • $\Pi(\Phi, t)$ 是相位和时间 t 的当前值处的波形模板值 Φ (在0至1的范围内),以及

[0333] • P_0 是基础压力。

[0334] 如果波形确定算法4322提供波形模板 $\Pi(\Phi, t)$ 作为通过相位 Φ 索引的值 Π 的查找表,则治疗参数确定算法4329通过将最近的查找表条目定位到由相位确定算法4321返回的相位的当前值 Φ ,或者通过在跨越相位的当前值 Φ 的两个条目之间进行插值来应用方程(1)。

[0335] 幅度A和基础压力 P_0 的值可以由治疗参数确定算法4329根据所选择的呼吸压力治疗模式以下面描述的方式来设置。

[0336] 5.4.3.3治疗控制模块

[0337] 根据本技术的一个方面的治疗控制模块4330接收来自治疗引擎模块4320的治疗参数确定算法4329的治疗参数作为输入,并且控制压力发生器4140以根据治疗参数输送空气流。

[0338] 在本技术的一种形式中,治疗参数是治疗压力 P_t ,并且治疗控制模块4330控制压力发生器4140以输送在患者接口3000处的面罩压力 P_m 等于治疗压力 P_t 的空气流。

[0339] 5.4.3.4检测故障状况

[0340] 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4340。由一个或多个方法4340检测的故障状况可以包括以下中的至少一个:

[0341] • 电源故障(无电源或电源不足)

[0342] • 换能器故障检测

[0343] • 无法检测部件的存在

[0344] • 推荐范围之外的操作参数(例如压力、流量、温度、 PaO_2)

[0345] • 测试警报器无法生成可检测的警报信号。

[0346] 在检测到故障状况时,对应的算法4340通过以下各项中的一项或多项用信号通知故障的存在:

[0347] • 启动可听、可视和/或动态(例如振动)警报

[0348] • 向外部装置发送消息

[0349] • 事件的日志记录

[0350] 5.5空气回路

[0351] 根据本技术一个方面的空气回路4170为导管或管子,其在使用时被构造和布置为允许空气流在两个部件诸如RPT装置4000与患者接口3000之间行进。

[0352] 具体地,空气回路4170可与气动块4020的出口和患者接口流体连接。空气回路可称为空气输送管。在一些情况下,可具有用于吸气和呼气回路的独立分支。在其他情况下,使用单个分支。

[0353] 在一些形式中,空气回路4170可包括一个或多个加热元件,所述加热元件配置成

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换能器,诸如温度感测器。在一种形式中,可绕空气回路4170的轴螺旋缠绕加热丝回路。加热元件可与诸如中央控制器4230的控制器相连通。在美国专利8,733,349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。

[0354] 5.5.1 氧气输送

[0355] 在本技术的一种形式中,补充氧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。

[0356] 5.6 加湿器

[0357] 5.6.1 加湿器概况

[0358] 在本技术的一种形式中,提供了加湿器5000(例如,如图5A所示),以相对于环境空气改变用于输送至患者的空气或气体的绝对湿度。通常,加湿器5000用于在输送至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)。

[0359] 加湿器5000可以包括加湿器存储器5110、用于接收空气流的加湿器入口5002以及用于输送加湿的空气流的加湿器出口5004。在一些形式中,如图5A和图5B所示,加湿器存储器5110的入口和出口可以分别是加湿器入口5002和加湿器出口5004。加湿器5000还可以包括加湿器基座5006,所述加湿器基座可以适于接收加湿器存储器5110并且包括加热元件5240。

[0360] 5.6.2 加湿器部件

[0361] 5.6.2.1 水存储器

[0362] 根据一种布置方式,加湿器5000可包括水存储器5110,其配置成保持或保留液体(例如,水)容量以被蒸发用于加湿空气流。水存储器5110可配置成保持预定最大水容量以便提供充分加湿持续至少呼吸疗程的持续期间,诸如睡眠的一个晚上。通常,存储器5110配置成保持几百毫升的水,例如,300毫升(ml)、325ml、350ml或400ml。在其他形式中,加湿器5000可配置成接收来自外部水源诸如建筑的供水系统的水供应。

[0363] 根据一个方面,水存储器5110配置成当空气流行进通过其中时为来自RPT装置4000的空气流增加湿度。在一种形式中,水存储器5110可配置成促进空气流在与其中的水体积接触的同时在通过存储器5110的弯曲路径中进行。

[0364] 根据一种形式,存储器5110可例如沿如图5A和图5B所示的侧向方向从加湿器5000移除。

[0365] 存储器5110还可配置成诸如当存储器5110从其正常工作方向移位和/或转动时,阻止液体诸如通过任一孔口和/或在其子部件中间从其流出。由于待由加湿器5000加湿的空气流通常被加压,所以存储器5110还可配置成避免通过泄露和/或流动阻抗导致气动压力的损失。

[0366] 5.6.2.2 传导性部分

[0367] 根据一种布置方式,存储器5110包括传导性部分5120,其配置成允许热量从加热元件5240至存储器5110中的液体容量的有效传递。在一种形式中,传导性部分5120可被布置为板,但是其他形状也可同样适用。传导性部分5120的全部或一部分可由导热材料制成,诸如铝(例如,厚度为大约2mm,诸如1mm、1.5mm、2.5mm或3mm)、另一种导热金属或一些塑料。

在某些情况下,可用传导性较低的适当几何结构的材料来实现适当的热传导性。

[0368] 5.6.2.3加湿器贮存器底座(dock)

[0369] 在一种形式中,加湿器5000可包括加湿器贮存器底座5130(如图5B所示),其配置成接收加湿器贮存器5110。在一些布置方式中,加湿器贮存器底座5130可包括锁定结构,诸如配置成将贮存器5110保持在加湿器贮存器底座5130中的锁定杆5135。

[0370] 5.6.2.4水位指示器

[0371] 加湿器贮存器5110可包括如图5A-5B所示的水位指示器5150。在一些形式中,水位指示器5150可为用户(诸如患者1000或护理者)提供一种或多种关于加湿器贮存器5110中水体积的量的指示。由水位指示器5150所提供的一种或多种指示可包括水的最大预定体积、其任何部分,诸如25%、50%、75%或诸如200ml、300ml或400ml的体积的指示。

[0372] 5.6.2.5加湿器换能器

[0373] 加湿器5000可以包括替代或除了上述换能器4270外的一个或多个加湿器换能器(感测器)5210。如图5C所示,加湿器换能器5210可以包括空气压力感测器5212、空气流量换能器5214、温度感测器5216或湿度感测器5218的一者或多者。加湿器换能器5210可以产生一个或多个可以与控制器(诸如中央控制器4230和/或加湿器控制器5250)通信的输出信号。在一些形式中,在将输出信号通信到控制器时,加湿器换能器可以在外部设置到加湿器5000(诸如在空气回路4170中)。

[0374] 5.6.2.5.1压力换能器

[0375] 替代或除了RPT装置4000中提供的压力感测器4272外,一个或多个压力换能器5212可以设置到加湿器5000。

[0376] 5.6.2.5.2流量换能器

[0377] 替代或除了RPT装置4000中提供的流量感测器4274外,一个或多个流量换能器5214可以设置到加湿器5000。

[0378] 5.6.2.5.3温度换能器

[0379] 加湿器5000可以包括一个或多个温度换能器5216。一个或多个温度换能器5216可配置成测量一个或多个温度,诸如加热元件5240的和/或加湿器出口5004下游空气流的温度。在一些形式中,加湿器5000可以进一步包括用于检测环境空气温度的温度感测器5216。

[0380] 5.6.2.5.4湿度换能器

[0381] 在一些形式中,加湿器5000可以包括一个或多个检测气体(诸如环境空气)湿度的湿度感测器5218。在一些形式中,湿度感测器5218可以设置成朝向加湿器出口5004,以测量从加湿器5000中输送的气体的湿度。湿度感测器可以是绝对湿度感测器或相对湿度感测器。

[0382] 5.6.2.6加热元件

[0383] 在一些情况下,加热元件5240可以设置到加湿器5000,以将热量输入提供到加湿器贮存器5110中水容量中的一个或多个并且/或者提供到空气流。加热元件5240可以包括发热部件,诸如电阻性电加热轨。加热元件5240的一个合适的实例是层状加热元件,诸如在PCT专利申请公开号WO 2012/171072中所描述的层状加热元件,其以引用的方式整体并入本文。

[0384] 在一些形式中,加热元件5240可以设置在加湿器基座5006中,其中如图5B中所示

可以主要通过传导将热量提供到加湿器贮存器5110。

[0385] 5.6.2.7加湿器控制器

[0386] 根据本技术的一种布置,如图5C中所示加湿器5000可以包括加湿器控制器5250。在一种形式中,加湿器控制器5250可以是中央控制器4230的一部分。在另一种形式中,加湿器控制器5250可以是独立的控制器,其可以与中央控制器4230通信。

[0387] 在一种形式中,加湿器控制器5250可以接收,例如贮存器5110和/或加湿器5000中空气流、水流的特性(诸如温度、湿度、压力和/或流量)的测量值作为输入。加湿器控制器5250还可以配置成执行或实施加湿器算法和/或输送一个或多个输出信号。

[0388] 如图5C中所示,加湿器控制器5250可以包括一个或多个控制器,诸如中央加湿器控制器5251、配置成控制受热空气回路4171的温度的受热空气回路控制器5254和/或配置成控制加热元件5240的温度的加热元件控制器5252。

[0389] 5.7主动电源管理

[0390] 如上所述,电源4210可能没有足够的功率来同时为RPT装置4000和子系统装置供电。虽然RPT装置4000可以包括具有足够功率的电源4210,但是具有更高额定功率的电源更昂贵,占用更多空间和/或更重。希望使RPT装置4000,尤其是便携式RPT装置400的成本、空间和/或重量最小化。

[0391] 作为示例,RPT装置4000可以利用紧凑设计,该紧凑设计迫使紧凑电源4210(例如,外部电源)的使用。与传统电源相比,紧凑电源4210可以具有较小的额定功率。RPT装置4000可以采用特定的功率管理措施来与紧凑电源4210一起工作而不会损害性能。RPT装置4000可以通过动态地管理RPT装置4000的子系统(例如鼓风机、加湿器和/或功能电路)的电力需求来充分利用电源4210。

[0392] 本技术的实现方式提供了电源的主动功率管理,该电源没有足够的功率来同时为RPT装置4000和一个或多个子系统装置供电。该主动功率管理可以包括软件和/或硬件,这些软件和/或硬件配置成以避免触发电源4210的过电流保护(例如,由保护电路4250提供的过电流保护)同时仍提供对利用RPT装置4000和子系统装置的呼吸状况的治疗的方式来控制RPT装置4000和子系统装置的操作。功率管理的基于硬件的实现方式是可靠的,但是具有附加部件的增加的成本。功率管理的基于软件的实现方式较便宜地实现,但增加了软件复杂度。在一些实施例中,基于软件的实施方案可能需要额外的存储器来存储指令,但可使用现有的处理系统来执行指令而不需要附加的处理部件。功率管理的硬件和软件实现方式的混合可以降低整体软件复杂度,提供比基于纯软件的方法更好的控制,并且比纯硬件解决方案的成本更低。硬件实现的动作也可能更快。包括硬件部件可以增加处理速度。基于硬件的实现可能比基于软件的实现快得多。

[0393] 图5D示出了使用由电源4210提供的功率的装置的示例性架构。如图5D中所示,电源可以被额定为提供65W的功率。包括在RPT装置4000中的控制器4230和其他部件(例如,输出装置、输入装置和/或感测器)可以在操作期间使用最大指定量(例如,5W)。鼓风机4142在操作期间可以使用最大为40W。加湿器5000中的加热器5020(例如,加热板)可以使用大约67.8。在操作中,包括一个或多个加热元件并且形成空气回路4170的至少一部分的热管4172可以使用大约57.7W。如果同时操作,由图5D中所示的装置可消耗的总功率超过电源4210的额定功率。鼓风机4142、加热板5020和热管4172可以被控制成仅使用一部分功率(例

如,在较低的设置下)和/或仅在呼吸循环的某些部分期间操作。

[0394] RPT装置4000可以包括用于测量图5D所示的部件中的电流的电路。所测量的电流可以包括:表示由电源4210供应的电流的 $I_{\text{电源}}$,表示由除了加热板5020和热管4172之外的系统汲取的电流的 I_{FG} ,表示由加热板5020汲取的电流的 $I_{\text{板}}$,和/或表示由热管4172汲取的电流的 $I_{\text{管}}$ 。主动功率管理包括基于这些电流测量中的一个或多个来控制鼓风机4142、加热板5020和/或热管4172的操作。在本技术的一些实现方式中,可以单独地测量由鼓风机4142汲取的电流并且将其用于控制鼓风机和/或其他装置的操作。

[0395] 在操作过程中,执行该治疗方法并且使用由一个或多个感测器感测的条件来确定如何控制鼓风机4142。鼓风机4142优先于由电源4210提供的电力。当鼓风机不需要电源可用的所有功率时,多余的功率可用于控制子系统装置(例如,加热板5020和/或热管4172)。用于鼓风机的功率可以基于患者的呼吸循环而改变,并且在呼吸循环的吸气上升期间和呼吸循环的呼气部分期间,鼓风机可以不使用所有可用功率。在一些情况下,由于患者调节面罩或移除面罩,鼓风机的功率可能突然改变。

[0396] 图5E示出了用于使用由电源4210提供的功率来控制多个装置的操作的示例性架构。中央控制器4230可基于用户输入、感测器数据、电源4210的可用功率和/或额定功率,和/或RPT装置4000和一个或多个子系统装置(例如鼓风机、加热板、热管或其它部件,诸如通信模块)的操作特性来控制RPT装置4000和一个或多个子系统装置的操作。

[0397] 中央控制器4230可以基于从一个或多个电流感测电路接收的电流测量值来执行该控制。如图5E所示,中央控制器4230从一个或多个电流感测电路5302-5308接收电流测量值。电流感测电路5302可以配置成测量由电源4210提供的电流。电流感测电路5304可以配置成用于测量由鼓风机4142和其他子系统装置(诸如控制器、感测器和/或输入装置)汲取的电流。在一些实施例中,电流感测电路5304可以配置成仅测量由鼓风机4142汲取的电流。电流感测电路5306可以配置成测量由加热板5020(例如,第一加热元件)汲取的电流。电流感测电路5308可以配置成测量由热管4172(例如,第二加热元件)汲取的电流。中央控制器4230接收电流测量值并且确定哪些装置(例如,鼓风机、加热板、和/或热管)应该被供电以及应该向这些装置中的每一个提供多少功率而不使电源的过电流保护跳闸。

[0398] 电流感测电路5302-5308允许实时监测系统的不同部分中的电流,这样使得装置可以被有效地控制而不会响应于这些装置的操作条件的变化而触发电源的过电流保护。与基于预测的呼吸循环来估计功耗相比,电流感测电路5302-5308可以提供对装置所使用的功率的更准确的估计。

[0399] 一个或多个电流感测电路可以包括ADC驱动器,该ADC驱动器配置成以预定间隔(例如,每28 μ s)读取电流通道的。电流感测电路可以接收表示电流的模拟信号并且将模拟信号转换为数字信号以供中央控制器4230使用。本技术的实现方式可以使用本领域的普通技术人员已知的各种电流感测电路来获得系统的不同位置处的电流。在一些实现方式中,可以使用数字电流感测IC。数字电流感测IC可配置成分离出串行外围接口数据。

[0400] 中央控制器4230可以基于所选择的呼吸压力治疗模式来控制鼓风机4142的操作。相比其他装置(例如,加热板5020和热管4172)优先给予鼓风机来自电源4210的功率。中央控制器4230限制加热板5020和热管4172电流以便将总体功率消耗维持在电源4210功率范围内。在一些实现方式中,可以限制功率范围以避免跳闸电源的过保护。在一些实现方式

中,功率范围可以包括在非常短的时间范围内触发过保护之前的功率,并且控制器可以使其平均。加热板和/或热管的电流被足够快地控制以避免在鼓风机电流的快速变化率的情况下(例如,由于患者断开或患者呼吸的突然变化而导致的)触发电源过电流保护。主动功率管理回路的执行比鼓风机控制器回路的执行更快。在本技术的一个实现方式中,主动功率管理可以比鼓风机电流闭合回路(例如,1ms)执行快两倍(0.5ms)。

[0401] 中央控制器4230可以分别经由鼓风机控制器5310、加热板控制器5312、以及热管控制器5314来控制鼓风机4142、加热板5020、以及热管4172。中央控制器4230可以确定这些装置的电流设置并且将所设置的电流发送到对应的控制器。控制器5310-5314中的一个或多个可以包括反馈控制电路,该反馈控制电路配置成从中央控制器4230接收针对相应装置设置的电流并且调整装置的操作直到所测量的电流与针对该装置设置的电流相匹配。在本技术的一个实现方式中,用于特定装置的控制器可以修改提供给该装置的脉宽调制控制信号的占空比,直到所测量的电流与为该装置设置的电流相匹配。

[0402] 在一些实现方式中,控制器5310-5314中的一个或多个可以用比例-微分控制器(PID)、比例-积分控制器(PI)、或比例-积分-微分控制器(PID)来实现。这些控制器可以计算并在每次采样时将更新的控制输出信号传送到控制装置。由一个或多个PI控制器的主动功率管理确定的这些设置可以基于比鼓风机4142的PI控制器更快(例如,快两倍)的所测量的电流来确定。控制器5310-5314可以嵌入在中央处理器(例如,微处理器)中。

[0403] 确定控制器5310-5314中的一个或多个的设置可以包括使用气候控制算法来确定装置的设置点(例如,占空比)并且基于一个或多个测量的电流来调整设置点。在一个示例中,加热板5020和热管4172的占空比设置点可以使用气候控制算法来确定并且然后基于所测量的鼓风机4142的电流消耗来调整。用于加热板5020和热管4172的占空比设置点可以被减小以避免触发电源过电流保护,或者可以被增大以使用额外的可用功率来通过加热板5020和/或热管4172提供额外的热量。

[0404] 当功率可用时生成的额外热量可以补偿在鼓风机需要额外功率并且功率限于加热板5020和热管4172的时间段期间提供的热量的缺乏。

[0405] 在一些实现方式中,对应的控制器5310-5314可以包括对应地耦合的电流感测电路5304-5308或者从对应地耦合的电流感测电路5304-5308接收电流的测量。控制器5310-5314可以使用所测量的电流和所设置的电流来控制相应装置的操作(例如,脉宽调制控制信号的占空比)。

[0406] 在本技术的一些实现方式中,加热板控制器5312可以接收用于加热板5020的预算电流,并且基于由感测电路5306测量的电流和预算电流,来调节脉宽调制控制信号,使得用于加热板的所有预算电流被加热板5020使用。热管控制器5314可以接收热管4172的预算电流,并且基于预算电流和感测电路5308所测量的电流来调节脉宽调制控制信号,这样使得热管的所有预算电流都被热管4172使用。

[0407] 在本技术的一些实现方式中,用于鼓风机、加热板和/或热管的脉宽调制信号可以彼此偏移。在一些实施例,脉宽调制信号可以作为检测到的患者呼吸循环的函数而被偏移。在美国专利No.8,844,522“呼吸治疗设备中的功率管理”中公开了偏移装置的峰值功率操作的实施例。

[0408] 动态电源管理的实施例

[0409] 为满足治疗要求,鼓风机的功率需求应随时得到保证而不会受到损害。这形成了动态功率管理的基础。加湿器和其余电路可能具有暂时受损的功率分配。加湿器可以使用与它可以从鼓风机未使用的剩余功率中吸收的功率一样多的功率。如果电源有65W容量,治疗时鼓风机消耗5W,则可以允许加湿器消耗高达60W,而不限于预定义的数字。可以使用硬件方法、软件方法或者组合的软件和硬件方法在RPT装置4000中实现三种功率管理概念。

[0410] 功率管理可以基于RPT装置4000的部件所消耗的功率的测量来执行。图5F和5G示出了RPT装置4000中的部件的示例性功率测量。RPT装置4000可以包括用于鼓风机4142、加热板5020和/或热管4172的电流感测和放大电路。可以在RPT装置4000的操作期间在放大器的输出处测量波形。在RPT装置4000的操作期间,可以控制加热板5020和/或热管4172的操作以在其最大水平下操作。

[0411] 波形6010表示由RPT装置4000(例如,在24V线路上)消耗的总电流。波形6020表示鼓风机4142电流感测电压(例如,具有反向极性)。波形6030表示加热板5020电流感测电压。波形6040表示热管4172电流检测电压。

[0412] 图5G示出了图5F所示的波形的一部分的放大图。如图5G中所示,热管4172和加热板5020共享电力使用,这意味着用于加湿器板和热管的加热元件是交替打开的。当加湿器PWM(由波形6030表示)接通时,热管PWM(由波形6040表示)关断。类似地,当热管PWM(由波形6040表示)接通时,加湿器PWM(由波形6030表示)关断。在一些实施例中,用于加热板5020和热管4172的PWM信号将不会同时接通,而是它们可以在任何时间都关断。在一些实施例中,用于加热板5020或热管4172的PWM信号中的一个可以接通,而另一个可以保持关断持续多个循环。如图5G所示,在一部分时间内,可以关闭用于加热板5020和热管4172的PWM信号以确保这两个PWM信号不同时消耗功率。

[0413] 图5H示出了可以用于测量RPT装置4000所使用的功率的示例电路。虽然在图5H中示出了特定的电路部件,但是它们不限于此,并且可以由提供类似功能的一个或多个其他部件来替代。

[0414] 电路包括感测、求和、以及滤波电路。感测电路可以配置成用于测量由鼓风机4142和子系统装置(例如,热管4172和/或加热板5020)汲取的电流。求和电路可以配置成输出与由鼓风机4142和子系统装置(例如,热管4172和/或加热板5020)汲取的电流成比例的电压。滤波电路可以配置成滤除高频信号以提供平均总功耗。

[0415] 在图5H中,鼓风机电流感测信号可以由运算放大器(Op-amp)6050缓冲和放大。运算放大器6050的输出经由电阻器耦合到运算放大器6052。虽然图5H中未示出,但是来自一个或多个子系统装置(例如,板和管)的电流感测信号也可以被缓冲和放大。运算放大器6052可以接收表示鼓风机电流和加热电流(包括加湿器和热管)的电压,并提供表示加和电压的输出。通过仔细选择输入电阻器,运算放大器6052的输出电压将与总功耗成比例。然后,电压可以通过包括运算放大器6054、电容器6066和电阻器6068的低通滤波器(LPF)。LPF的输出V_ctrl表示平均总功耗(功率-I-F)。V_ctrl的极性可以反转,这意味着V_ctrl越高,其表示的总功耗越低。在本技术的替代形式中,V_ctrl的极性可以不反转,这意味着V_ctrl越低,可用于消耗的功率就越多。

[0416] 图5I示出了图5H所示电路的示例性信号波形。波形马达-I(Motor-I)、板-I(Plate-I)和管-I(Tube-I)示出了表示由RPT装置4000汲取的电流的随时间变化的电压值。

鼓风机可以在患者吸气过程中消耗较高的电流并且在呼气过程中消耗较小的电流。热板和热管的加热受PWM信号控制。如上所述,在本技术的一种形式中,对板和管的加热PWM信号进行控制,使得在任何时间只有一个加热元件接通。

[0417] 合-I (Sum-I) 表示表示鼓风机电流和加热电流(包括加湿器和热管)的电压的总和,并且与总功耗成比例。经滤波的功率平均值表示经低通滤波的和-I信号。经滤波的功率平均值可以用作用于控制加热元件的操作的控制信号V_ctrl。

[0418] 图5J示出了根据本技术的一种形式的功率控制电路,其可以用于基于表示RPT装置4000的功耗的控制信号来控制加热元件的操作。虽然在图5J中示出了特定的电路部件,但是它们不限于此,并且可以由提供类似功能的一个或多个其他部件来替代。

[0419] 功率控制电路配置成接收用于控制子系统装置(例如,热管4172和/或加热板5020)的操作的控制信号V_ctrl和一个或多个PWM信号。在本技术的一种形式中,控制信号V_ctrl可以由图5H所示的电路提供。功率控制电路可以配置成用于基于控制信号V_ctrl来修改PWM信号中的一个或多个PWM信号。

[0420] 在本技术的一种形式中,当控制信号V_ctrl达到表示控制极限的预定阈值时,修改一个或多个PWM信号。当总功率(由V_ctrl表示)低于控制极限时,功率控制电路可在不修改所接收的PWM信号的情况下向子系统装置提供PWM信号。当总功率(由V_ctrl表示)达到或超过控制极限时,功率控制电路可以修改一个或多个PWM信号。

[0421] 在图5J中,电压控制PWM电路6070接收控制信号V_ctrl并输出用于控制热板输入信号(热板-PWM-入)和/或热管输入信号(热管-PWM-入)的门PWM信号。输出信号的占空比(门-PWM)由控制信号V_ctrl控制。在一些实施例中,输出(门-PWM)可以以当前频率(例如,100Hz)提供。可以使用一个或多个电阻器、电容器和/或电压源(例如,VCC)来控制电压控制PWM电路6070的操作参数。

[0422] 在一个实施例中,电压控制PWM电路607可以配置成当控制信号V_ctrl为高(低功耗)时增大输出信号门PWM的占空比,并且当控制信号V_ctrl为低(高功耗)时减小输出信号门PWM的占空比。与门6072可以接收输出信号门-PWM和热板输入信号(热板-PWM-入),并且输出用于加热板5020中的加热元件的门控输出信号(热板-PWM-出)。与门6074可以接收输出信号门-PWM和热管输入信号(热管-PWM-入),并且输出用于热管4172中的加热元件的门控输出信号(热管-PWM-出)。输出信号门PWM的占空比的减少或增加将生成提供给加热元件的功率的减少或增加。

[0423] 电压控制PWM电路6070可以配置成包括用于控制控制信号V_ctrl如何改变该输出信号门PWM的占空比的一个或多个阈值。图5K示出了根据本技术的一种形式的与控制信号V_ctrl成比例的输出信号门-PWM占空比。图5K中的波形描绘了通过使用低频(100Hz)门PWM信号进行的加热功率控制,该信号的占空比由V_ctrl控制(与总功率消耗成反比)。

[0424] 可以设置第一阈值V1,使得当控制信号V_ctrl高于阈值(小于PSU的额定功率)时,输出信号门PWM将处于100%占空比,这意味着对加热电路没有功率限制。当控制信号V_ctrl低于阈值V1时,可以减小输出信号门PWM的占空比,从而减小加热电路所使用的功率。图5K示出了阈值被设置为使得当控制信号V_ctrl为低(高功耗)时,输出信号门PWM占空比为低,并且较少的加热PWM信号通过该门,因此较少的平均加热功率。当控制信号V_ctrl为高(低功耗)时,输出信号门PWM占空比为高,因此获得更大的平均加热功率。

[0425] 可以设置第二阈值V2,使得当控制信号V_ctrl在第一阈值V1和第二阈值V2之间时,将输出信号PWM占空比设置为第一值(小于100%,并且当控制信号V_ctrl低于第二阈值V2时,进一步减小输出信号门PWM占空比(例如,小于第一值的第二值)。

[0426] 在本技术的一种形式中,当控制信号V_ctrl在第一阈值V1与第二阈值V2之间时,占空比可以按比例减小到低于控制信号V_ctrl的100%的值,并且当控制信号V_ctrl低于第二阈值V2时,输出信号门PWM占空比进一步减小(例如,到0,从而不向加热元件提供加热功率)。

[0427] 图5L示出了根据本技术的一种形式的输入到与门中的输出信号门-PWM与由与门输出的加湿器的门控PWM输出信号之间的关系。如图5L中所示,当PWM门信号的值为零时,加湿器的门控PWM输出信号为零,减少了加热元件所消耗的功率。当PWM门信号的值不为零时,将所接收的PWM门控加湿器信号提供给加热元件。

[0428] 在本技术的一种形式中,可以完全通过软件来实现动态功率管理。图5M示出了本技术的一种形式的用于执行自适应功率管理的方法。动态功率管理方法可以通过执行存储在非暂时性存储器中的指令来执行。在一个实施例中,中央控制器4230和/或加湿器控制器5250可以配置成执行图5M所示的操作。虽然参考特定控制器(例如,中央控制器4230和/或加湿器控制器5250)讨论了图5M中的操作,但是本公开的实施方案不限于此,并且可以由单个控制器或附加控制器来执行。

[0429] 在步骤5502中,中央控制器4230实时监测鼓风机电流并且计算平均鼓风机功率消耗。可以以预定频率计算平均鼓风机功耗。在一个实施例中,频率可以是100Hz。在其他实施例中,频率可以更高或更低,这取决于加湿器控制器的工作量。只要不引起电源的电流过保护触发,就可以将频率设置得更低。

[0430] 在步骤5504中,中央控制器4230将平均鼓风机功率使用报告给加湿器控制器5250。

[0431] 在步骤5506中,加湿器控制器5250计算加热板5020和/或热管4172的总平均功耗。加热板5020和/或热管4172的组合平均功耗可以在与执行平均鼓风机功率使用的计算的中央控制器4230相同的频率(例如,100Hz)下计算。

[0432] 在步骤5508中,加湿器控制器5250计算总平均功耗。总平均功耗可以包括RPT装置和/或耦合到RPT装置的装置中的其他电路的估计功耗。

[0433] 在步骤5510中,将总平均功耗与电源单元的额定功率容量进行比较。如果总平均功率超过电源额定功率容量(例如,65W)(在步骤5510中为“是”),则加湿器控制器5250降低至加湿器电路的加热功率(步骤5512)。如果总平均功率低于电源额定功率容量(在步骤5510中为否),则加湿器控制器5250可以增加至加湿器电路的加热功率。如果需要在加热板5020和/或热管4172中产生增加的热量,则可以增加到增湿器回路的加热功率。可以增加至加湿器电路的加热功率,只要总功率保持在电源的额定功率容量极限以下。

[0434] 在本技术的一种形式中,软件实现可能需要基于以下各项优先处理功率计算和控制RPT装置4000:中央控制器4230计算预定频率下的鼓风机功耗,中央控制器4230将鼓风机功率计算发送到加湿器控制器5250,加湿器控制器5250计算总功耗并控制加热功率输出。

[0435] 软件实现可能需要快速地响应总功率变化。如果软件实现不够快,则电源单元可能临时过载并且电源单元OCP可能被触发。

[0436] 在本技术的一种形式中,可以使用硬件来获得总功耗(例如,由V_ctrl表示),并且可以使用基于软件的处理来限制功耗。功耗信号V_ctrl可以被连接到加湿器控制器5250(例如,微处理器)的A/D输入。通过这种实现方式,加湿器控制器5250可以获得总功耗而不消耗过多的其计算容量。

[0437] 在该实施例中,通过加湿器控制的加热功率控制可以类似于以上参考图5M讨论的操作。与使用中央控制器4230的实现方式的不同之处在于,不需要中央控制器4230来计算功率使用并且将鼓风机功率消耗计算发送到加湿器控制器5250。

[0438] 图5N示出了本技术的另一种形式的用于执行自适应功率管理的方法。在本技术的一种形式中,该方法可以由软件和/或硬件来执行。该方法可以由包括一个或多个处理器的处理系统来执行。在本技术的一种形式中,该方法可以至少部分地由中央控制器4230来执行。

[0439] 该方法包括接收电力使用数据(步骤5402)。电力使用数据可以包括表示可用电力和/或由电源提供的电力和/或由装置或由医疗装置的子系统使用的电力的数据。电力使用数据可以包括由电源供应的电流,由医疗装置汲取的电流和/或由一个或多个子系统装置汲取的电流。在本技术的一种形式中,电力使用数据可以包括由电源供应的电流,由不具有子系统装置的鼓风机的医疗装置汲取的电流,由加湿器的一个或多个部件汲取的电流,和/或由热管的一个或多个部件汲取的电流。

[0440] 该方法包括确定所使用的功率是否大于最大可用功率(步骤5404)。该确定可以基于电源的额定值和/或电源的剩余电荷,所接收的功率使用数据和/或应用于一个或多个子系统装置的功率设置来做出。在本技术的一种形式中,所使用的功率是否大于最大可用功率的确定可以包括确定由医疗装置和子系统装置汲取的电流是否大于可以从电源(例如,基于电源的额定值确定的)消耗的最大电流。在本技术的另一种形式中,所使用的功率是否大于最大可用功率的确定可以包括确定医疗装置汲取的电流和子系统装置的目标电流设置的总和是否大于可以从电源消耗的最大电流。

[0441] 如果所使用的功率大于最大可用功率(在步骤5404中为是),则可以更新一个或多个子系统装置的新功率设置(步骤5412),使得所使用的总功率不超过最大功率。如果所使用的功率不大于最大可用功率(否,在步骤5404中),则可以维持或调整当前功率设置以使用过量可用功率。如果备用不启用(在步骤5406中为否),则功率设置被发送到装置或装置控制器(步骤5410)而不被更新。如果备用被启用(在步骤5406中为是),则可以更新一个或多个子系统装置的功率设置以使用可从电源获得的多余功率。

[0442] 备用可以包括使用多余的功率来控制子系统部件,使得它们的功耗超过先前确定的功率设置。多余的功率可以包括在电源的过保护被触发之前可用的功率。对于加热元件,备用可以包括增加功率,使得在过量功率可用的时间段期间生成额外的热,以补偿在功率受限的时间段期间不生成的热,使得具有更高优先级的装置可以被供电。可以基于所连接的电源的用户控制和/或类型(例如,当具有低功率的电源被连接时)来启用备用。

[0443] 当由于所使用的总功率大于最大可用功率而降低提供给子系统部件的功率时(在步骤5405中为是),可以进行计算以确定由于功率限制而没有提供多少功率,并且当额外的功率可用时应当增加多少功率。在功率减小期间为子系统部件“借记”的功率量可以由期望功率减去所提供的实际功率来提供。期望功率可以表示系统确定需要提供给子系统部件的

功率。所提供的实际功率可以表示在提供给子系统部件的功率减小之后提供给子系统部件的功率。当额外功率可用(在步骤5404中为否)并且备用被启用(在步骤5406中为是)时,借记的功率可以被添加到已经提供给子系统部件的功率。

[0444] 在一个示例中,当功率限于加热元件时,可以累积不向加热元件提供功率的持续时间,并且当额外的功率可用时,可以增加提供给加热元件的功率信号的占空比以在累积的持续时间内提供额外的功率。

[0445] 当需要与目标性能相比提高加热控制的稳定性或其准确度时,可以启用备用。

[0446] 在没有来自相应感测器的反馈的加热器的性能方面,备用可以提供优势。例如,如果用于加热板以蒸发水的子系统没有指示蒸发的水量的下游感测器,则当加热被抑制为较低优先级时,蒸发速率低于目标。在没有到控制器的反馈的情况下,没有刺激来提高总平均加热。备用提供这种补偿以保持预期的蒸发量。

[0447] 当来自感测器的反馈较慢时,备用可以提供优势。例如,用于加热管的子系统接收来自气体温度感测器的反馈。当加热被抑制为较低优先级时,气体温度可能从目标下降。当功率可用时,来自感测器的反馈将激励控制器增加加热,在响应中有一些滞后。通过在感测器指示气体温度之前预测气体温度的下降,备用可以加速该响应。因此,备用减少了输送给患者的气体温度的变化。

[0448] 更新一个或多个子系统装置的功率设置(步骤5412)可以包括确定一个或多个子系统装置的当前设置。PI控制器可以使用该电流设置来确定和更新(基于所测量的电流)相应子系统装置的占空比。在本技术的一种形式中,更新功率设置可以包括确定相应子系统设备的占空比。如果所使用的功率大于最大可用功率,则可以减小电流或占空比。如果额外功率可用并且启用了备用,则可以增加电流或占空比。

[0449] 图50和5P示出了根据本技术的各种形式的用于执行自适应功率管理的更详细的方法。在本技术的一种形式中,该方法可以由软件和/或硬件来执行。这些方法可以由包括一个或多个处理器的处理系统来执行。在本技术的一种形式中,这些方法可以至少部分地由中央控制器4230来执行。在本技术的一些实现方式中,图50和5P中所示的功率管理方法可以完全由软件来执行。

[0450] 图50示出了基于所测量的电流和设置电流针对子系统装置(例如,加热板5020和/或热管4172)执行的自适应功率管理。ADC驱动器可以配置成测量医疗装置的电流通道的,用于计算表示由除了一个或多个子系统装置之外的系统汲取的测量电流的电流 I_{FG_M} ;电流 $I_{板M}$ 表示由第一子系统装置(例如,加热板5020)汲取的电流,和/或电流 $I_{管M}$ 表示由第二子系统装置(例如,热管4172)汲取的电流。

[0451] 该方法可以包括获得电源最大可用电流 $I_{最大}$ 。 $I_{最大}$ 可以基于电源的额定值。在一些示例性实现方式中, $I_{最大}$ 可以基于电源的过保护值。电流 $I_{最大}$ 可以存储在存储器中,由软件和/或硬件基于耦合到医疗装置或包括在医疗装置中的电源的类型来确定,基于存储在电源中的功率来确定,和/或从电源或医疗装置中的另一部件接收。 $I_{最大}$ 可以根据哪个电源(例如,65W和90W)连接到流发生器而动态地改变。给定电源的 $I_{最大}$ 可以是恒定值(例如,针对给定电源的预存储值)。可以基于包括在电源中的指示器(例如,电阻器和/或芯片)来确定电源的类型。例如,不同的电阻值可以指示不同的电源或电源的功能。包括在电源中的芯片可以提供指示不同电源或电源功能的代码。如上所述,电源可以包括AC/DC电源组、DC/DC转换

器和/或便携式电池组。虽然 $I_{\text{最大}}$ 可以不考虑电源的过保护值,但是在一些实现方式中,在保护电路跳闸之前,用于控制加热板和/或热管的电流的定时可以远低于OCP窗口。

[0452] 在一些实现方式中,例如在电池组中, $I_{\text{最大}}$ 可能由于电荷低、环境变化(例如,温度、压力)、循环数和/或峰值电流而降低性能。在一些实现方式中,电源可配置成动态地确定 $I_{\text{最大}}$ 且提供信号以指示 $I_{\text{最大}}$ 值。在一些实现方式中,系统可以包括用于动态地确定 $I_{\text{最大}}$ 的电路和/或感测器。可以测量可用电荷和/或环境条件以确定 $I_{\text{最大}}$ 。

[0453] 方法可以包括获得为一个或多个子系统装置(例如,加热板5020和/或热管4172)设置的电流。在一个实施例中,设置电流包括加热板电流设置点 $I_{\text{板SP}}$ 和热管电流设置点 $I_{\text{管SP}}$ 。可以基于用于控制子系统装置的操作的占空比设置点来确定设置电流。

[0454] 占空比设置点可以根据气候控制算法来设置。在题为“呼吸气体的加湿”的美国专利No.9,802,022中公开的气候控制算法和在美国专利No.8,844,522题为“呼吸治疗设备中的功率管理”中公开的用于控制占空比的方法,可用于设置和控制子系统装置(例如,加热板5020和/或热管4172)的占空比设置点,上述两个专利通过引用并入本文。在本技术的一些实现方式中,在题为“呼吸气体的加湿”的美国专利No.9,802,022的图15-18中公开的加湿器和热管控制算法可以用于控制加热板和/或热管的操作。

[0455] 在一个实施例中,可以转换由用于加热板5020的气候控制算法确定的占空比设置点以获得加热板电流设置点 $I_{\text{板SP}}$,并且可以转换由用于热管4172的气候控制算法确定的占空比设置点以获得热管电流设置点 $I_{\text{管SP}}$ 。

[0456] 图50所示的方法可以包括确定所使用的电流是否超过电源最大可用电流 $I_{\text{最大}}$ 。所使用的电流可以由电流 I_{FGM} 、加热板电流设置点 $I_{\text{板SP}}$ 和热管电流设置点 $I_{\text{管SP}}$ 的总和来表示,电流 I_{FGM} 表示由除了一个或多个子系统装置之外的系统汲取的测量电流。对于加热板和热管使用电流设置点而不是测量的电流的优点是可以提供更准确的结果。使用所测量的电流可能提供不正确的结果,因为所测量的电流与由控制器设置的占空比成比例地减小,所以它们不对应于控制器的目标。

[0457] 如果所使用的电流超过电源最大可用电流 $I_{\text{最大}}$,则可以通过减小将由加热板和热管使用的功率来计算新的加热板和热管电流设置点电流。在一些实施例中,可以将热管优先于加热板(例如,以60%至40%的比率)。如果所使用的电流没有超过电源最大可用电流 $I_{\text{最大}}$ 并且启用了电流备用,则可以使用额外的电流来调整来自一个或多个子系统装置的设置。额外电流可以通过从电源最大可用电流 $I_{\text{最大}}$ 中减去电流 I_{FGM} ,加热板电流设置点 $I_{\text{板SP}}$ 和热管电流设置点 $I_{\text{管}}$ 的总和来计算。利用额外的可用电流,可以计算新的加热板和热管电流设置点电流以使用额外的可用电流。在一些实施例中,可以将热管优先于加热板(例如,以60%至40%的比率)。

[0458] 新的加热板电流设置点 $I_{\text{板SP}}$ 和热管电流设置点 $I_{\text{管SP}}$ 可以用于控制加热板和热管控制器。在一个实施例中,加热板和热管控制器可以包括基于测量电流(例如, $I_{\text{板M}}$ 和 $I_{\text{管M}}$)和所设置的电流(例如, $I_{\text{板SP}}$ 和 $I_{\text{管SP}}$)而设置的PI控制器。用于热管的PI控制器可以基于 $I_{\text{管SP}}$ 和 $I_{\text{管M}}$ 来设置热管占空比。用于加热板的PI控制器可以基于 $I_{\text{板SP}}$ 和 $I_{\text{板M}}$ 来设置加热板占空比。所确定的占空比可以实时地(例如,在每个循环内)应用于相应的子系统装置。

[0459] 如果所使用的电流没有超过电源最大可用电流 $I_{\text{最大}}$ 并且没有启用备用,则可以保持现有的电流设置。在这种情况下,可以使用现有的加热板电流设置点 $I_{\text{板SP}}$ 和热管电流设置

点 $I_{\text{管SP}}$ 来控制加热板和热管控制器。

[0460] 气候控制循环的速率可以是相对慢的速率(例如,每1s)以适合于管理受热子系统的慢的热响应。主动功率管理循环的速率(例如,每500 μ s)优选地快于由高优先级负载引起的电流消耗的最快增加。例如,当患者吸气时,FG电流 I_{FGM} 可以快速升高以加速鼓风机以增加气流。

[0461] 在上述实施例中,使用热管和板式加热器电流闭合回路来代替占空比。虽然可以根据所应用的占空比来估计由管(或板)汲取的电流,但缺点是这种计算可能非常不准确,因为所估计的电流高度依赖于零部件的电阻容限和温度。例如,依赖于占空比的测试结果显示系统可以向板和管输送比预期更少的功率。这种不准确可能导致主动功率管理过早切断加湿器或热管功率。对于加热板和/或热管使用更快的电流闭合回路可以改善加湿的总体性能。

[0462] 在本技术的一种形式中,用于热管和/或加热板的PWM的占空比范围可以具有从0%至99%的占空比范围。在一些实施例中,硬件可能不允许100%的占空比。

[0463] 如上所述,热管和/或加热板可以使用PI控制器。PI控制器可以使用电流设置点与所测量的电流之间的差值来计算热管和/或加热板的占空比输出。

[0464] 因为用于电流测量的运算放大器的输出偏移可能相当高($\sim 160\text{mV}$),它们可能不允许低于200mA的电流测量。因此,PI控制器可以不在低占空比下使用。当电流设置点低于预设值(例如,最大电流的10%)时,可以应用固定的占空比(例如,10%),并且可以计算假电流测量(例如,最大电流的10%)。在一些实施例中,电流设置点对于板可以是283mA($=2.83\text{A}$ 的10%)并且对于管可以是240mA($=2.40\text{A}$ 的10%)。

[0465] 图5P示出了基于所测量的电流和设置功率针对子系统装置(例如,加热板5020和/或热管4172)执行的自适应功率管理。如下面参考图5P所讨论的,本技术的一些实现方式可以包括功率控制闭合环路,该功率控制闭合环路的设置可以用于计算子系统装置的设置点电流。与图5P所示的操作相似的图50所示的操作的讨论可以应用于图5P所示的自适应功率管理操作。

[0466] RPT装置4000可以包括功率控制闭合环路,其可以嵌入在微控制器中。功率控制闭合环路可以使用流发生器占空比输出作为功率设置点的百分比。每个百分比可以具有可用功率的0至100%的范围(例如,60W功率范围)。应用到板(或管)的占空比可以通过下式计算:占空比=功率设置点/(测量的供应电压*测量的 $I_{\text{峰}}$)。如果占空比低,则该公式可能不适用,因为电流可能由于高板(或管)电感而达不到其峰值。在这种情况下,可以不测量 $I_{\text{峰}}$,而是使用板(或管)的电阻计算 $I_{\text{峰}}$: $I = \text{测量的供应电压} / \text{电阻}$ 。可以使用板(或管)的温度来计算电阻。

[0467] 如图5P所示,在本技术的一些实现方式中,可以通过气候控制算法以预定的间隔(例如,每秒)输出功率设置点。功率设置点用于控制板管功率的运行。使用压力系统的功率设置值和测量的功率来确定当前设置点。在自适应功率管理中,可以通过下式计算管和板电流设置点:电流设置点=功率设置点/测量的电源电压。电源电压可以由压力系统软件每隔10ms测量一次,并由自适应电源管理每隔0.5ms使用一次。在该实现中,系统可以准确地考虑由于鼓风机的操作而引起的电压源的变化。

[0468] 现有的PI电流闭合回路控制器可以输出管板占空比。

[0469] 与用于控制医疗装置和子系统装置的其他方法不同,根据本技术的自适应功率管理的一些实现方式不预测患者何时吸气,而是使用实时功率使用测量和功率设置来确定如何控制装置。本技术提供了对医疗装置的各种子系统如何使用功率的快速检测。例如,当吸入开始时,鼓风机的操作被改变并由感测电路检测。这种操作变化可以触发降低加热器功率,使得鼓风机可以获得额外的功率。鼓风机不必等待加热器在其起转之前降低功率,因为延迟可能被患者感觉到。功率管理提供快速响应,因为如果加热器功率被保持太长,则组合的电流消耗可能超过电源的容量并触发电流过保护。

[0470] 5.8呼吸波形

[0471] 图6A示出了睡眠时人的模型典型呼吸波形。横轴为时间,纵轴为呼吸流量。而参数值可以变化,典型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,峰值吸气流量 Q_{peak} 0.4L/s,呼气时间 T_e 2.4s,峰值呼气流量 Q_{peak} 0.5L/s。呼吸的总持续时间 T_{tot} 约为4s。人通常以每分钟大约15次呼吸的速率(BPM),以 V_{ent} 约7.5L/min的通气呼吸。典型的占空比, T_i 与 T_{tot} 之比约为40%。

[0472] 图6B示出了患者在非REM睡眠呼吸期间的所选择的多导睡眠图通道(脉搏血氧定量法、流量、胸腔运动和腹部运动),该呼吸通常持续约九十秒,约34次呼吸,用自动PAP疗法进行治疗,并且面罩压力为约11cm H₂O。顶部通道显示脉搏血氧测定法(血氧饱和度或 SpO_2),刻度在竖直方向上具有从90%至99%的饱和度范围。患者在所示期间保持约95%的饱和度。第二通道显示定量的呼吸气流,刻度范围在竖直方向上为-1至+1LPS,吸气阳性。在第三和第四通道中显示了胸和腹部运动。

[0473] 图6C示出了患者在治疗前的多导睡眠图。自上而下有十一条信号通道,水平跨度为6分钟。顶部两个通道均为来自不同头皮位置的EEG(脑电图)。第二EEG中的周期性尖峰表示皮质唤醒和相关活动。第三通道下行为颏下EMG(肌电图)。在唤醒期间增加的活动表示颏舌肌募集。第四和第五通道是EOG(眼电图)。第六通道是心电图。第七通道显示具有从约90%反复去饱和至低于70%的脉搏血氧测定法(SpO_2)。第八通道是使用连接到差压感测器上的鼻插管的呼吸气流。25至35秒的反复呼吸暂停与10至15秒的恢复呼吸突发交替,与EEG唤醒和增加的EMG活性一致。第九通道为胸部运动,第十通道为腹部运动。腹部在呼吸暂停的整个长度上显示出运动的渐强,导致唤醒。由于恢复呼吸过度期间的全身运动,这两者在唤醒期间变得不舒服。因此,呼吸暂停是阻塞性的,病情是严重的。最低的通道是姿态,在本实施例中没有显示变化。

[0474] 图6D示出了患者正在经历一系列完全阻塞性呼吸暂停时的患者流量数据。记录的持续时间大约为160秒。流量范围为约+1L/s至约-1.5L/s。每个呼吸暂停持续大约10-15秒。

[0475] 图6E示出了呼吸的缩放的吸气部分,其中患者正在经历低频吸气打鼾。

[0476] 图6F示出了呼吸的缩放的吸气部分,其中患者正在经历变平的吸气流量限制的示例。

[0477] 图6G示出了呼吸的缩放的吸气部分,其中患者正在经历“台面”型平坦吸气流量限制的示例。

[0478] 图6H示出了呼吸的缩放的吸气部分,其中患者正在经历“熊猫耳”型吸气流量限制的示例。

[0479] 图6I示出了呼吸的缩放的吸气部分,其中患者正在经历“椅”型限制的示例。

[0480] 图6J示出了呼吸的缩放的吸气部分,其中患者正在经历“倒椅”型吸气流量限制的示例。

[0481] 图6K示出了呼吸的缩放的吸气部分,其中患者正在经历“M形”型吸气流量限制的示例。

[0482] 图6L示出了呼吸的缩放的吸气部分,其中患者正在经历深“M形”型吸气流量限制的示例。

[0483] 图6M示出了来自具有潮式(heyne-Stokes)呼吸的患者的患者数据。有三条通道:脉搏血氧定量法(SpO_2);表示流量的信号;和胸腔运动。数据跨越六分钟。使用连接到鼻插管的压力感测器测量代表流量的信号。患者表现出约22秒的呼吸暂停和约38秒的呼吸过度。呼吸暂停期间较高频率的低振幅振荡是心源性的。

[0484] 图6N示出了使用与图6M中相同的三个通道来自具有潮式呼吸的另一实施例的患者的患者数据。数据跨越十分钟。患者表现出约30秒的呼吸过度和约30秒的呼吸不足。

[0485] 5.9术语表

[0486] 为了实现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。本技术的其他形式中,可应用另选的定义。

[0487] 5.9.1通则

[0488] 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,并且在本技术的其他形式中,空气可以被认为是指可呼吸气体的一些其他组合,例如富含氧气的大气空气。

[0489] 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。

[0490] 例如,相对于加湿器的环境湿度可以是直接围绕加湿器的空气的湿度,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。

[0491] 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。

[0492] 在某些形式中,环境(例如,声学)噪声可以被认为除了例如由RPT装置生成或从面罩或患者接口生成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生成。

[0493] 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整的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。

[0494] 持续气道正压通气(CPAP)治疗:其中在患者的呼吸周期的整个过程中治疗压力可以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。

[0495] 流量:每单位时间输送的空气体积(或质量)。流量可以指瞬时量。在一些情况下,对流量的参考将是对标量的参考,即仅具有大小的量。在其他情况下,对流量的参考将是对向量的参考,即具有大小和方向两者的量。流量可以符号Q给出。‘流量’有时简单地缩写成‘流’或‘空气流’。

[0496] 在患者呼吸的示例中,流量对于患者的呼吸周期的吸气部分而言可以在标称上是正的,并且因此对于患者的呼吸周期的呼气部分而言是负的。总流量 Q_t 是离开RPT装置的空气的流量。通气流量 Q_v 是离开通气口以允许冲洗呼出气体的空气流量。泄漏流量 Q_l 是从患

者接口系统或其他地方的泄漏流量。呼吸流量 Q_r 是被接收到患者的呼吸系统空气中的空气流量。

[0497] 加湿器:术语加湿器将被认为是指加湿设备,所述加湿设备被构造和布置或配置有物理结构,所述物理结构能够向空气流提供治疗上有益量的水(H_2O)蒸气以改善患者的医疗呼吸状况。

[0498] 泄漏:单词泄漏将被认为是非期望的空气流动。在一个实例中,可由于面罩与患者面部之间的不完全密封而发生泄漏。在另一实例中,泄漏可发生在到周围环境的回转弯头中。

[0499] 噪声,传导的(声学的):本文件中的传导噪声是指通过气动路径(诸如空气回路和患者接口以及其中的空气)带给患者的噪声。在一种形式中,传导噪声可以通过测量空气回路端部处的声压水平来进行量化。

[0500] 噪声,辐射的(声学的):本文件中的辐射噪声是指通过周围空气带给患者的噪声。在一种形式中,辐射噪声可以通过根据ISO 3744测量所讨论的物体的声功率/压力水平来进行量化。

[0501] 噪声,通气的(声学的):本文件中的通气噪声是指由通过穿过任何通气口(诸如患者接口的通气口)的空气流动所生成的噪声。

[0502] 患者:人,不论他们是否患有呼吸病症。

[0503] 压力:每单位面积的力。压力可以表达为单位范围,包括 cmH_2O 、 $g-f/cm^2$ 、百帕斯卡。 $1cmH_2O$ 等于 $1g-f/cm^2$ 且约为0.98百帕斯卡。在本说明书中,除非另有说明,否则压力以 cmH_2O 为单位给出。

[0504] 患者接口中的压力以符号 P_m 给出,而治疗压力以符号 P_t 给出,该治疗压力表示在当前时刻通过面罩压力 P_m 所获得的目标值。

[0505] 呼吸压力治疗(RPT):以典型相对于大气为正的呼吸压力向气道入口施加空气供给。

[0506] 呼吸机:向患者提供压力支持以执行一些或全部呼吸工作的机械装置。

[0507] 5.9.1.1材料

[0508] 硅树脂或硅树脂弹性体:合成橡胶。在本说明书中,对硅树脂的参考是指液体硅橡胶(LSR)或压模硅橡胶(CMSR)。可商购的LSR的一种形式是SILASTIC(包括在此商标下出售的产品范围中),其由道康宁公司(Dow Corning)制造。LSR的另一制造商是瓦克集团(Wacker)。除非另有相反的规定,否则LSR的示例性形式具有如使用ASTM D2240所测量的约35至约45范围内的肖氏A(或类型A)凹痕硬度。

[0509] 聚碳酸酯:是双酚A碳酸酯的透明热塑性聚合物。

[0510] 5.9.1.2机械性能

[0511] 回弹性:材料在弹性变形时吸收能量并在卸载时释放能量的能力。

[0512] 弹性:在卸载时将释放基本上所有的能量。包括例如某些硅氧烷和热塑性弹性体。

[0513] 硬度:材料本身抵抗变形的能力(例如由杨氏模量或在标准化样品尺寸上测量的凹痕硬度标度所描述)。

[0514] “软”材料可以包括硅树脂或热塑性弹性体(TPE),并且可以例如在手指压力下容易地变形。

[0515] “硬”材料可以包括聚碳酸酯、聚丙烯、钢或铝,并且可以不容易例如在手指压力下变形。

[0516] 结构或部件的刚度(或刚性):结构或部件抵抗响应于所施加的负载的变形的能力。负载可以是力或力矩,例如压缩、拉伸、弯曲或扭转。该结构或部件可以在不同方向上提供不同的阻力。

[0517] 柔软结构或部件:当在例如1秒内的相对短的时间使其支撑其自身重量时,将改变形状(例如弯曲)的结构或部件。

[0518] 刚性结构或部件:当承受使用中通常遇到的负荷时基本上不会改变形状的结构或部件。这种使用的示例可以是例如在大约20至30cmH₂O的压力下,设置和保持患者接口与患者气道的入口成密封关系。

[0519] 作为示例,I形梁可以包括与第二正交方向相比在第一方向上不同的弯曲刚度(抵抗弯曲负载)。在另一个示例中,结构或部件可以在第一方向上是柔软的并且在第二方向上是刚性的。

[0520] 5.9.2呼吸循环

[0521] 呼吸暂停:根据一些定义,当流量降低到低于预定阈值达持续一段时间(例如10秒)时认为发生呼吸暂停。当即使患者努力,气道的一些阻塞也不允许空气流动时,认为发生阻塞性呼吸暂停。当尽管气道是开放(patent)的,但是由于呼吸努力的减少或不存在呼吸努力而检测到呼吸暂停时,认为发生中枢性呼吸暂停。当呼吸努力的减少或不存在与阻塞的气道同时发生时,认为发生混合性呼吸暂停。

[0522] 呼吸速率:患者的自发呼吸的速率,其通常以每分钟呼吸次数来测量。

[0523] 占空比:吸气时间 T_i 与总呼吸时间 T_{tot} 的比值。

[0524] 努力(呼吸):自发呼吸者尝试呼吸所做的工作。

[0525] 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。

[0526] 流量限制:流量限制将被认为是患者呼吸中的状态,其中患者的努力增加不会导致流量的相应增加。在呼吸周期的吸气部分期间发生流量限制的情况下,可以将其描述为吸气流量限制。在呼吸周期的呼气部分期间发生流量限制的情况下,可以将其描述为呼气流量限制。

[0527] 流量限制的吸气波形的类型:

[0528] (i) 平坦化的:具有一个上升,后跟一个相对平坦的部分,然后是下降。

[0529] (ii) M形:具有两个局部峰,一个在前沿处,一个在后沿处,并且两个峰之间具有相对平坦的部分。

[0530] (iii) 椅形:具有单一的局部峰,峰处于前沿处,然后是相对平坦的部分。

[0531] (iv) 反向椅形:具有相对平坦的部分,然后是单个局部峰,峰位于后沿处。

[0532] 呼吸不足:根据一些定义,呼吸不足将被认为是流量的减少,而不是流量的停止。在一种形式中,当流量降低到阈值以下持续存在一段时间时,可以认为发生呼吸不足。当由于呼吸努力的减少而检测到呼吸不足时,认为发生中枢性呼吸不足。在成年人的一种形式中,以下的任一种均可以看做是呼吸不足:

[0533] (i) 患者呼吸减少30%持续至少10秒加相关的4%去饱和;或者

[0534] (ii) 患者呼吸减少(但小于50%)持续至少10秒,伴随相关的至少3%的去饱和或

觉醒。

[0535] 呼吸过度:流量增大到高于正常的水平。

[0536] 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被认为是呼吸周期的吸气部分。

[0537] 开放性(气道):气道被打开的程度或气道是打开的程度。开放的气道是打开的。气道开放性可以被定量,例如值(1)为开放的,并且用值零(0)为封闭的(阻塞的)。

[0538] 呼气末正压通气(PEEP):存在于呼气末的肺中的高于大气压的压力。

[0539] 峰值流量(Q峰值):呼吸流量波形的吸气部分期间的流量的最大值。

[0540] 呼吸流量、患者空气流量、呼吸空气流量(Qr):这些同义词术语可被理解成指RPT装置对呼吸流量的估算,与“真实呼吸流量”或“真实呼吸流量”相对,其是由患者所经历的实际呼吸流量,通常以升/每分钟表示。

[0541] 潮气量(V_t):当不施加额外的努力时,在正常呼吸期间吸入或呼出的空气体积。原则上,吸气体积 V_i (吸入空气的体积)等于呼气体积 V_e (呼出的空气的体积),因此单个潮气量 V_t 可以被定义为等于任一量。实际上,潮气量 V_t 被估计为吸气量 V_i 和呼气量 V_e 的某种组合,例如平均值。

[0542] (吸气)时间(T_i):呼吸流量波形的吸气部分的持续时间。

[0543] (呼气)时间(T_e):呼吸流量波形的呼气部分的持续时间。

[0544] (总)时间(T_{tot}):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。

[0545] 典型的近期通气量:在一些预定时间量程内通气量 V_{ent} 近期值围绕其趋于集群的通气值,也就是通气量近期值的集中趋势的量度。

[0546] 上气道阻塞(UAO):包括部分和全部上气道阻塞。这可能与流量限制的状态相关联,其中随着上气道上的压力差增加流量仅稍微增加,或者甚至降低(Starling阻抗行为)。

[0547] 通气量(V_{ent}):由患者的呼吸系统所交换的气体速率的测量值。通气量的测量值可以包括吸气和呼气流量(每单位时间)中的一者或两者。当表达为每分钟的体积时,此量通常被称为“每分钟通气量”。每分钟通气量有时简单地作为体积给出,并理解成是每分钟的体积。

[0548] 5.9.3通气

[0549] 自适应伺服呼吸机(ASV):具有可变的而不是固定的目标通气量的伺服呼吸机。可以从患者的一些特征(例如患者的呼吸特征)中获知可变的目標通气量。

[0550] 备用速率:呼吸机的参数,其确定呼吸机将输送至患者的最小呼吸速率(通常以每分钟呼吸次数计),如果不是由自发呼吸努力触发的话。

[0551] 循环的:呼吸机的吸气阶段的终止。当呼吸机向自发呼吸的患者输送呼吸时,在呼吸周期的吸气部分的末期处,认为呼吸机循环以停止输送呼吸。

[0552] 呼气气道正压力(EPAP):将呼吸内变化的压力加到其中以产生呼吸机在给定时间将尝试实现的期望面罩压力的基础压力。

[0553] 呼气末压力(EEP):呼吸机在呼气部分的末期时尝试实现的期望面罩压力。如果压力波形模板 $\Pi(\Phi)$ 在呼气的末期时为零值,即 $\Pi(\Phi)=0$,当 $\Phi=1$ 时,则EEP等于EPAP。

[0554] 吸气气道正压力(IPAP):呼吸机在呼吸的吸气部分期间尝试实现的最大期望面罩

压力。

[0555] 压力支持:指示呼吸机吸气期间压力增加超过呼吸机呼气期间的压力的数字,并且通常意指吸气期间的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,压力支持意指呼吸机旨在实现的差异,而不是实际实现的差异。

[0556] 伺服呼吸机:测量患者通气量的呼吸机,其具有目标通气量并调整压力支持的水平以使患者通气量达到目标通气量。

[0557] 自发的/定时的(S/T):呼吸机或其他装置的模式,其试图检测自发呼吸患者的呼吸的开始。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的输送。

[0558] 摆动:与压力支持等同的术语。

[0559] 触发的:当呼吸机将呼吸的空气输送至自发呼吸的患者时,认为通过患者的努力在呼吸周期的呼吸部分开始时被触发。

[0560] 5.10其他备注

[0561] 本专利文献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这些专利文件或专利公开,但是另外保留任何所有版权权利。

[0562] 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他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。在该范围包括该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。

[0563] 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。

[0564] 除非另有定义,本文所用的所有技术和科学术语具有与本发明所属领域的普通技术人员通常理解的相同的含义。尽管与本文所述的那些类似或等同的任何方法和材料也可用于本技术的实践或测试,但本文描述了有限数目的示例性方法和材料。

[0565] 当特定材料被确定为用于构造部件时,具有类似特性的明显替代材料可用作替代物。此外,除非相反规定,否则本文所述的任何和全部部件均被理解为能够被制造且因而可以一起或分开制造。

[0566] 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。

[0567] 本文提及的所有出版物通过引用整体并入本文以公开和描述作为那些出版物的主题的方法和/或材料。提供本文讨论的出版物仅仅是为了它们在本申请的申请日之前的公开内容。本文不应被解释为承认本技术无权由于在先发明而早于此类公开。此外,所提供的出版日期可能与实际出版日期不同,这可能需要独立确认。

[0568] 术语“包括(comprises)”和“包括(comprising)”应被理解为:是指各元件、各部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、部件或步骤,或者与没有

标记的其他元件、部件或步骤的组合。

[0569] 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。主题标题不应用于解释权利要求或权利要求限制的范围。

[0570] 尽管已参考特定实例描述了本文中的技术,但应理解,这些实例仅说明技术的原理和应用。在一些情况下,术语和符号可能暗示实践技术不需要的特定细节。例如,尽管可以使用术语“第一”和“第二”,除非另有说明,它们不旨在表示任何顺序,而是可以用来区分不同的元件。此外,尽管可以按顺序描述或说明方法中的过程步骤,但是这种顺序不是必需的。本领域技术人员将认识到,可以修改这样的顺序和/或可以同时或甚至同步地进行其方面。

[0571] 因此,应当理解,在不脱离本技术的精神和范围的情况下,可以对说明性示例进行许多修改,并且可以设计其他布置。

[0572] 5.11参考符号列表

[0573]

患者	1000
床伴	1100
出版的版本	2012
紧凑型电源	2410
患者接口	3000
密封形成结构	3100
充气室	3200
结构	3300
通气口	3400
连接端口	3600
前额支架	3700
ISO	3744
RPT 装置	4000
外部壳体	4010
上部分	4012
部分	4014
面板	4015
底架	4016
手柄	4018
气动块	4020
空气过滤器	4110
入口空气过滤器	4112
出口空气过滤器	4114
消声器	4120
入口消声器	4122
出口消声器	4124
压力发生器	4140
鼓风机	4142
电动机	4144
防溢回阀	4160
空气回路	4170
热空气回路	4171
管	4172
补充氧	4180
电气部件	4200

[0574]

PCBA	4202
电源	4210
输入装置	4220
中央控制器	4230
时钟	4232
治疗装置控制器	4240
保护电路	4250
存储器	4260
换能器	4270
压力感测器	4272
流量感测器	4274
马达转速换能器	4276
数据通信接口	4280
远程外部通信网络	4282
本地外部通信网络	4284
远程外部装置	4286
本地外部装置	4288
输出装置	4290
显示器驱动器	4292
显示器	4294
算法	4300
预处理模块	4310
压力补偿	4312
排气流量估计	4314
泄漏流量估计	4316
呼吸流量估计	4318
治疗发动机模块	4320
相位确定	4321
波形确定	4322
通气测定	4323
呼吸流量限制确定	4324
呼吸暂停/呼吸不足确定	4325
打鼾确定	4326
气道通畅性测定	4327
目标通气确定	4328
治疗参数确定	4329
治疗控制模块	4330
方法	4340
加湿器	5000
加湿器入口	5002
加湿器出口	5004
加湿器基部	5006
加热器	5020
贮存器	5110
传导性部分	5120

[0575]

加湿器贮存器底座	5130
锁定杆	5135
水位指示器	5150
加湿器换能器	5210
气压感测器	5212
空气流量换能器	5214
温度换能器	5216
湿度感测器	5218
加热元件	5240
加湿器控制器	5250
中央加湿器控制器	5251
加热元件控制器	5252
空气回路控制器	5254
电流感测电路	5302
电流感测电路	5304
电流感测电路	5306
电流感测电路	5308
鼓风机控制器	5310
热板控制器	5312
管控制器	5314
功率使用数据步骤	5402
步骤	5404
步骤	5405
步骤	5406
步骤	5410
步骤	5412
步骤	5502
步骤	5504
步骤	5506
步骤	5508
步骤	5510
步骤	5512
波形	6010
波形	6020
波形	6030
波形	6040
运算放大器	6050
运算放大器	6052
运算放大器	6054
电容器	6066
电阻器	6068
电压控制 PWM 电路	6070
门	6072
门	6074

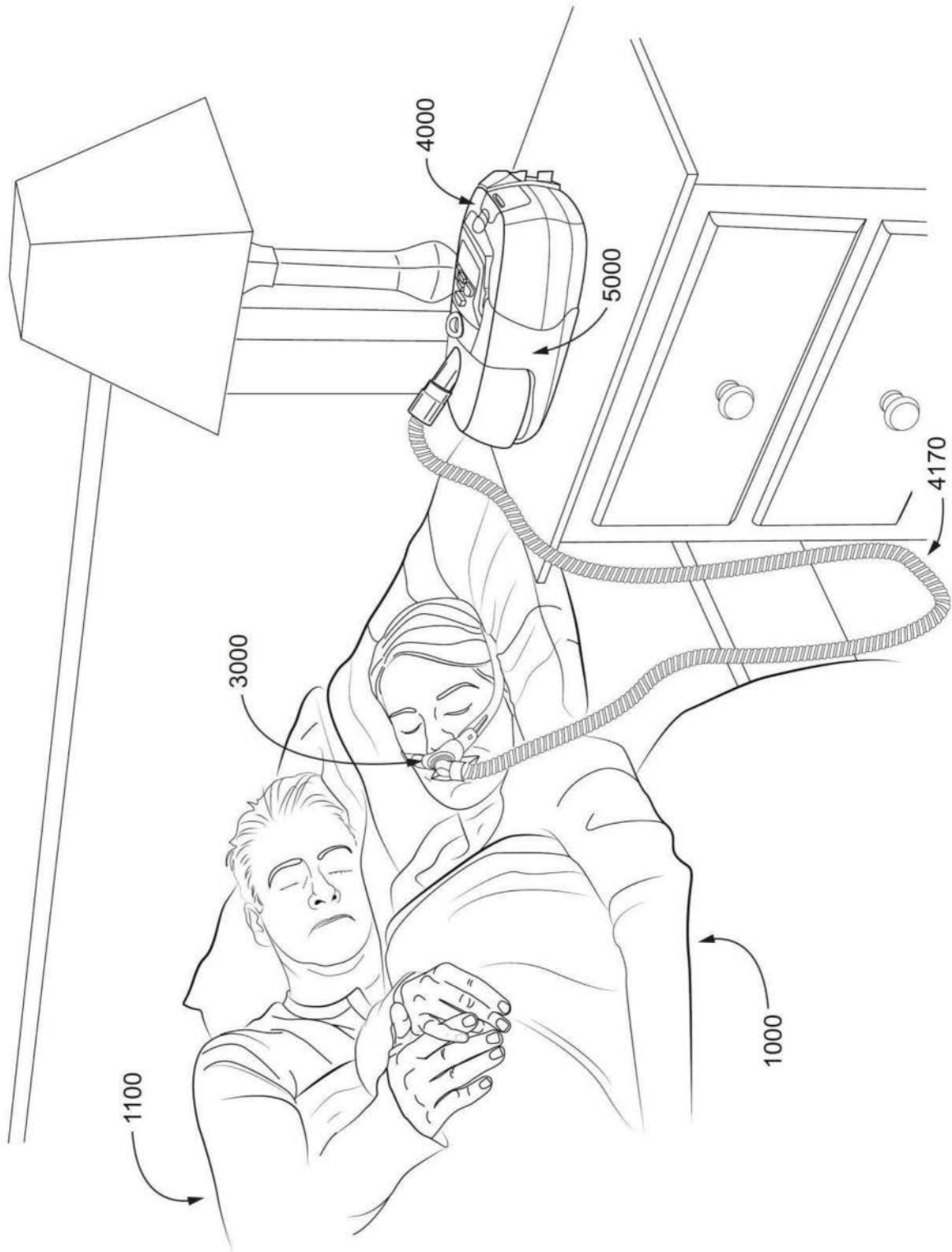


图1

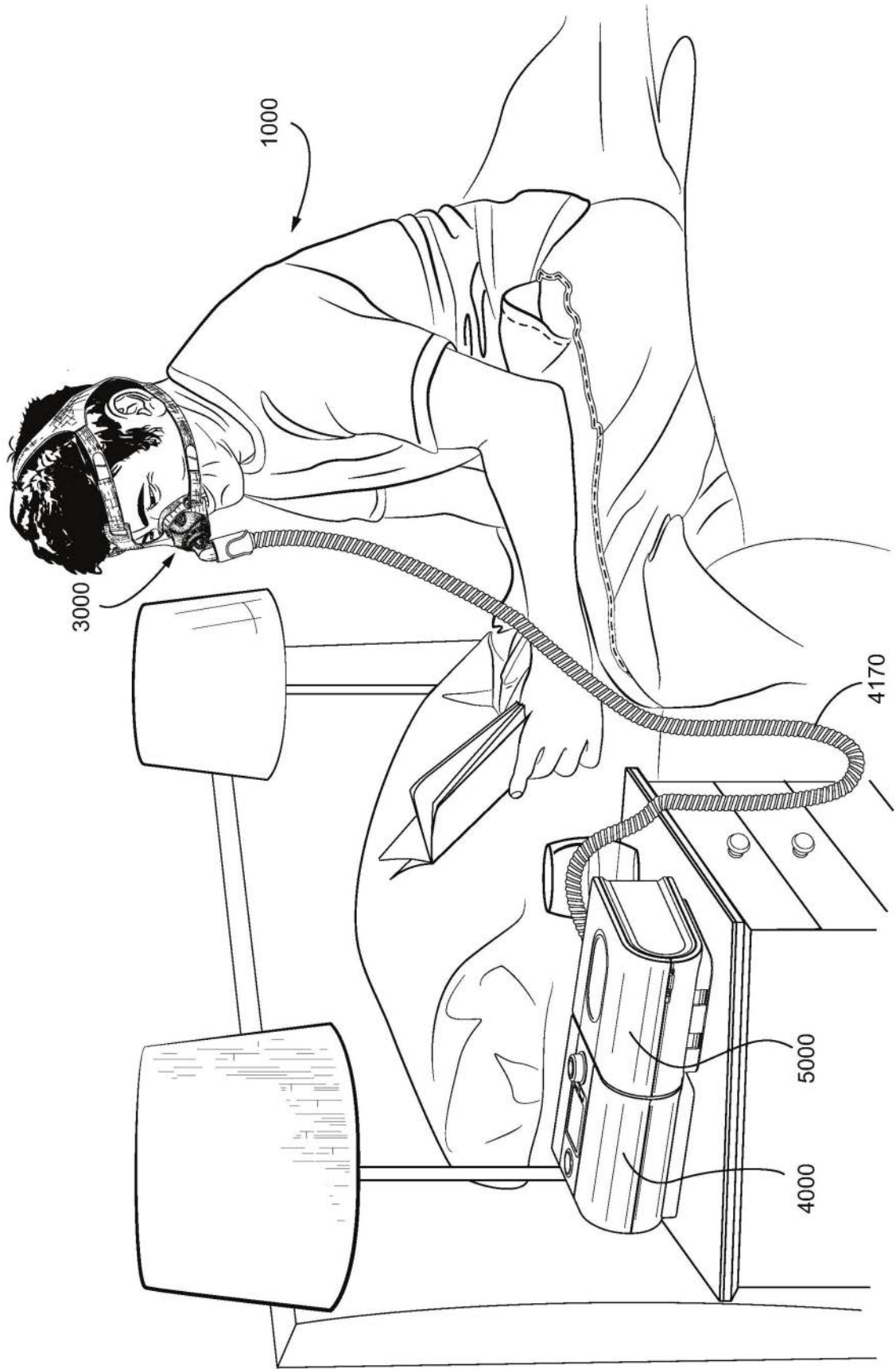


图2



图3

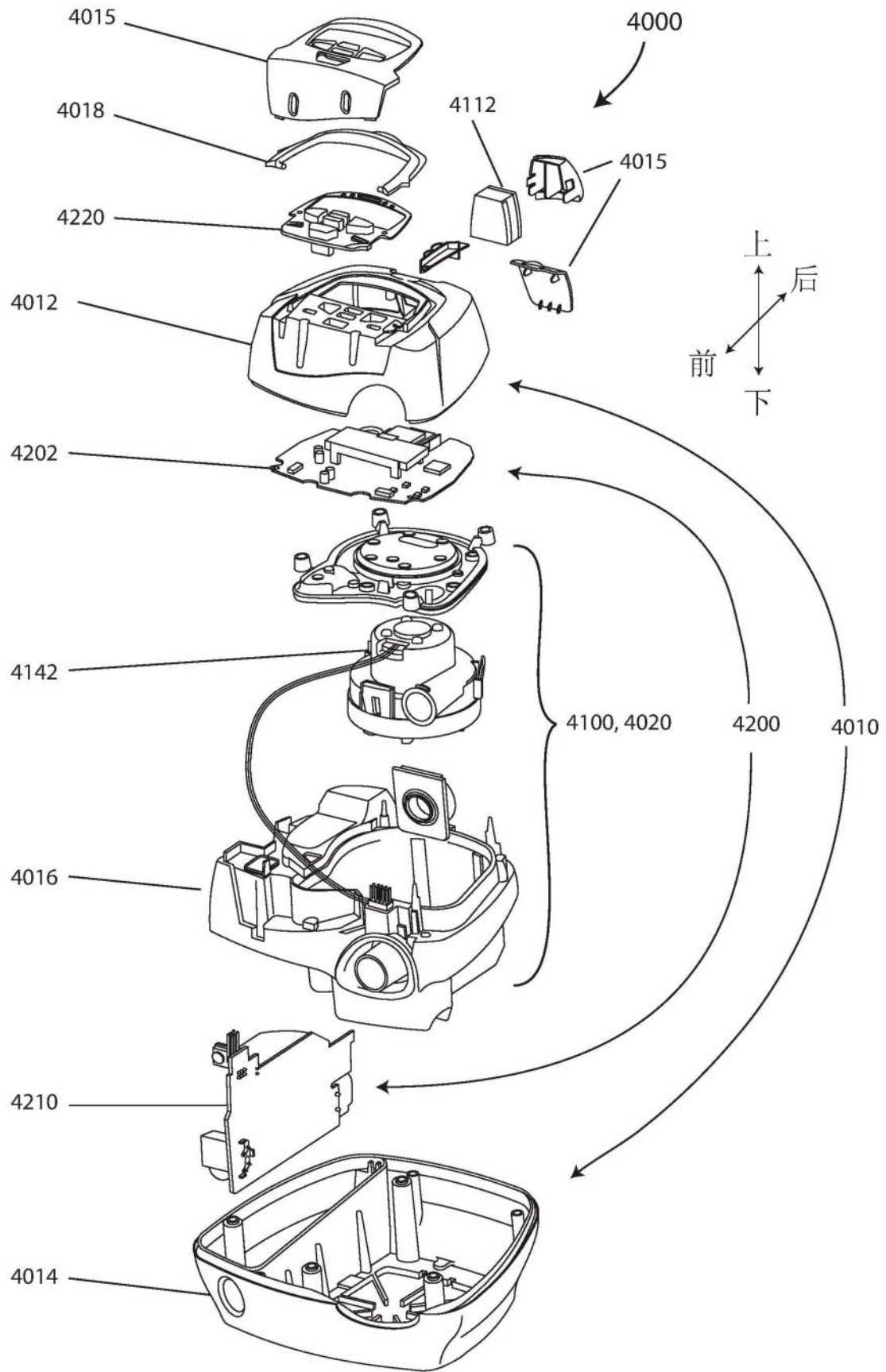


图4A

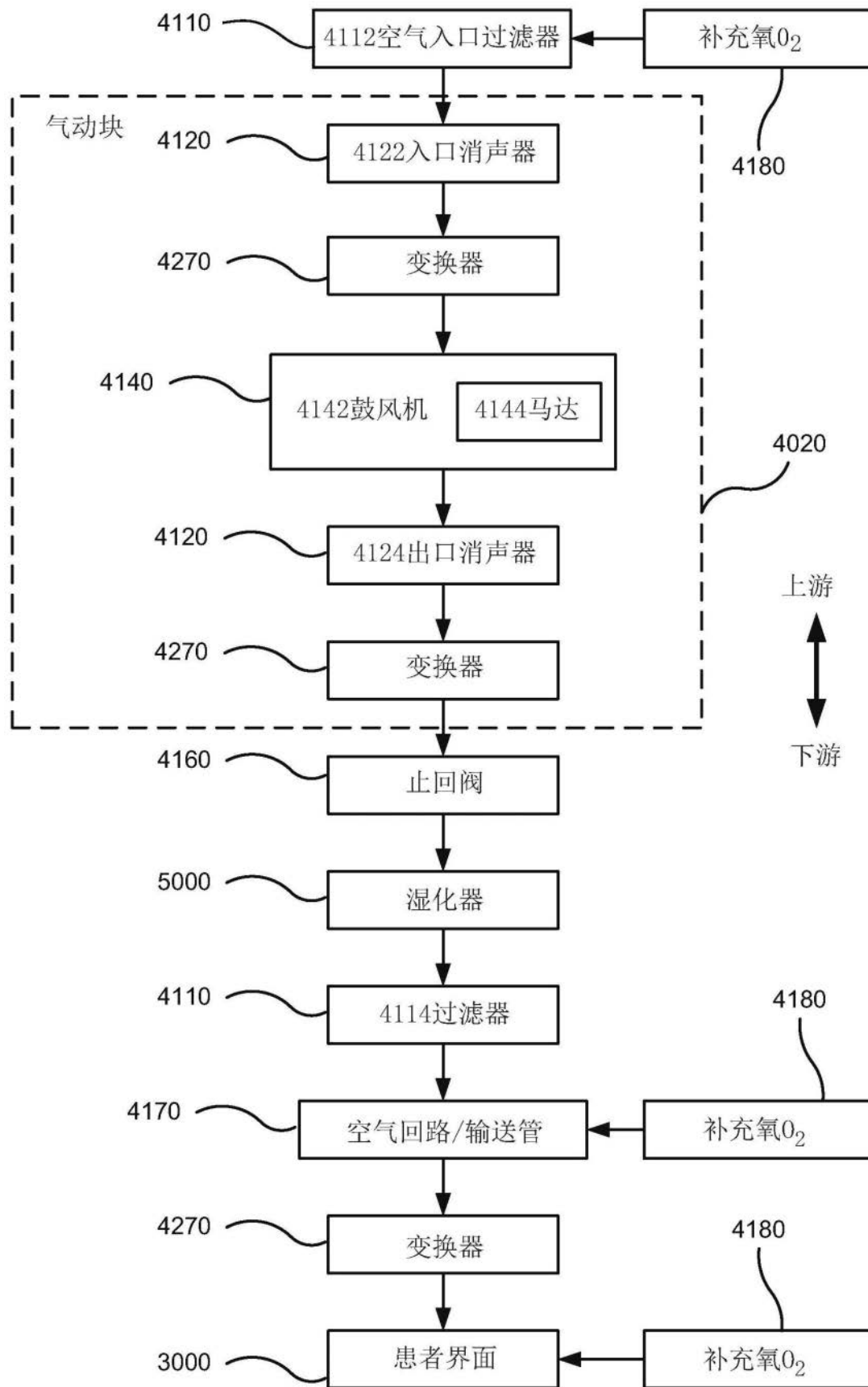


图4B

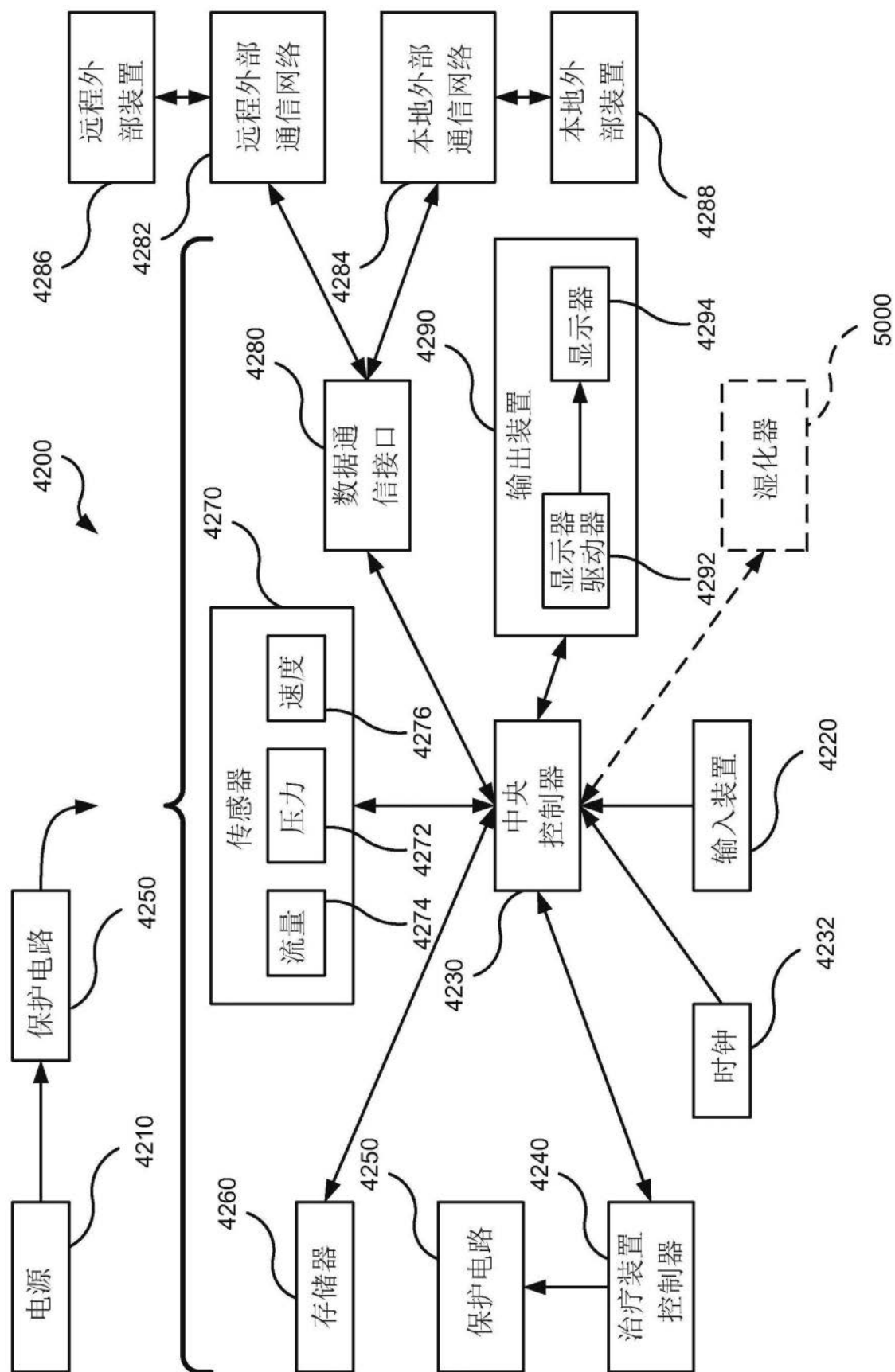


图4C

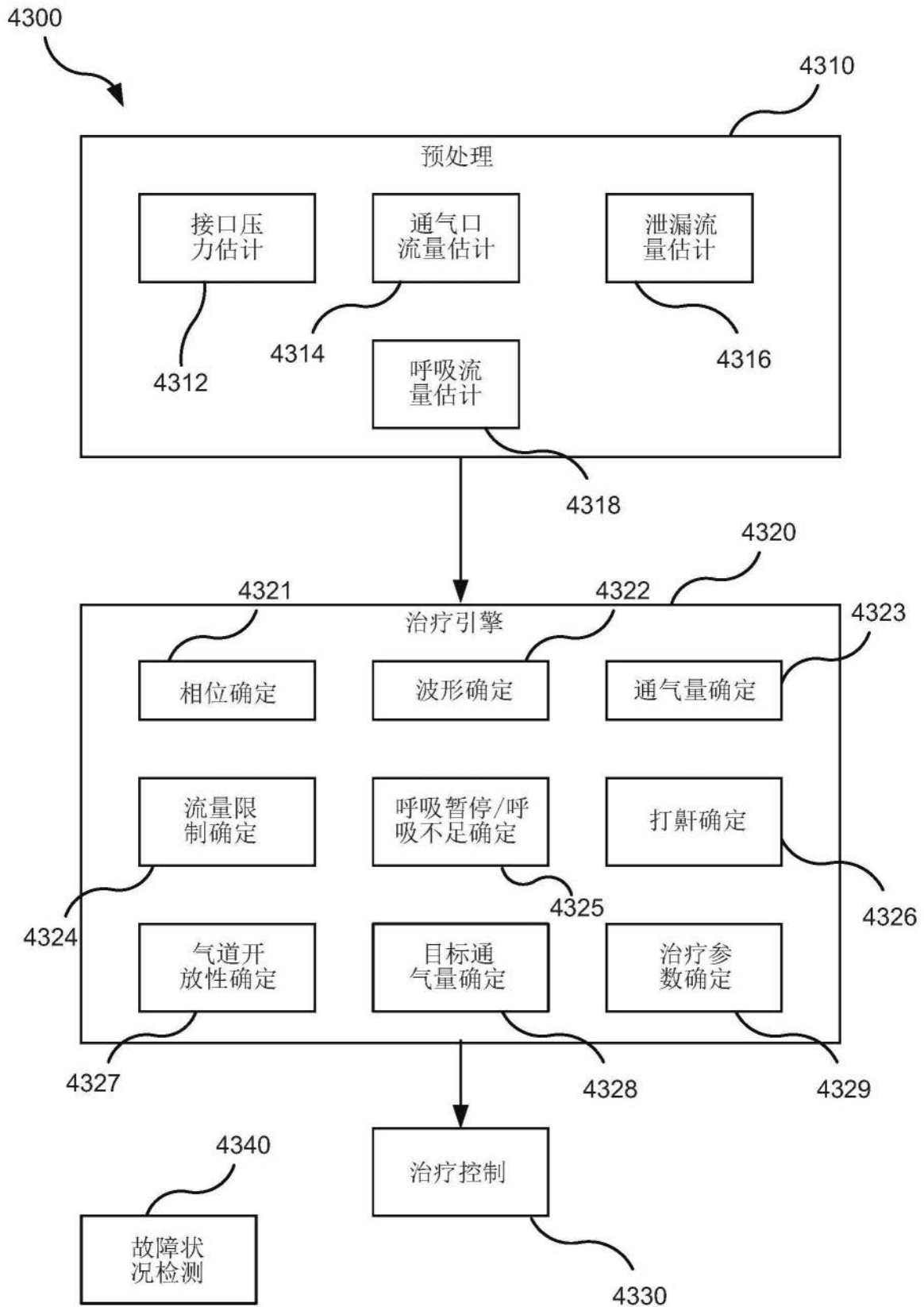


图4D

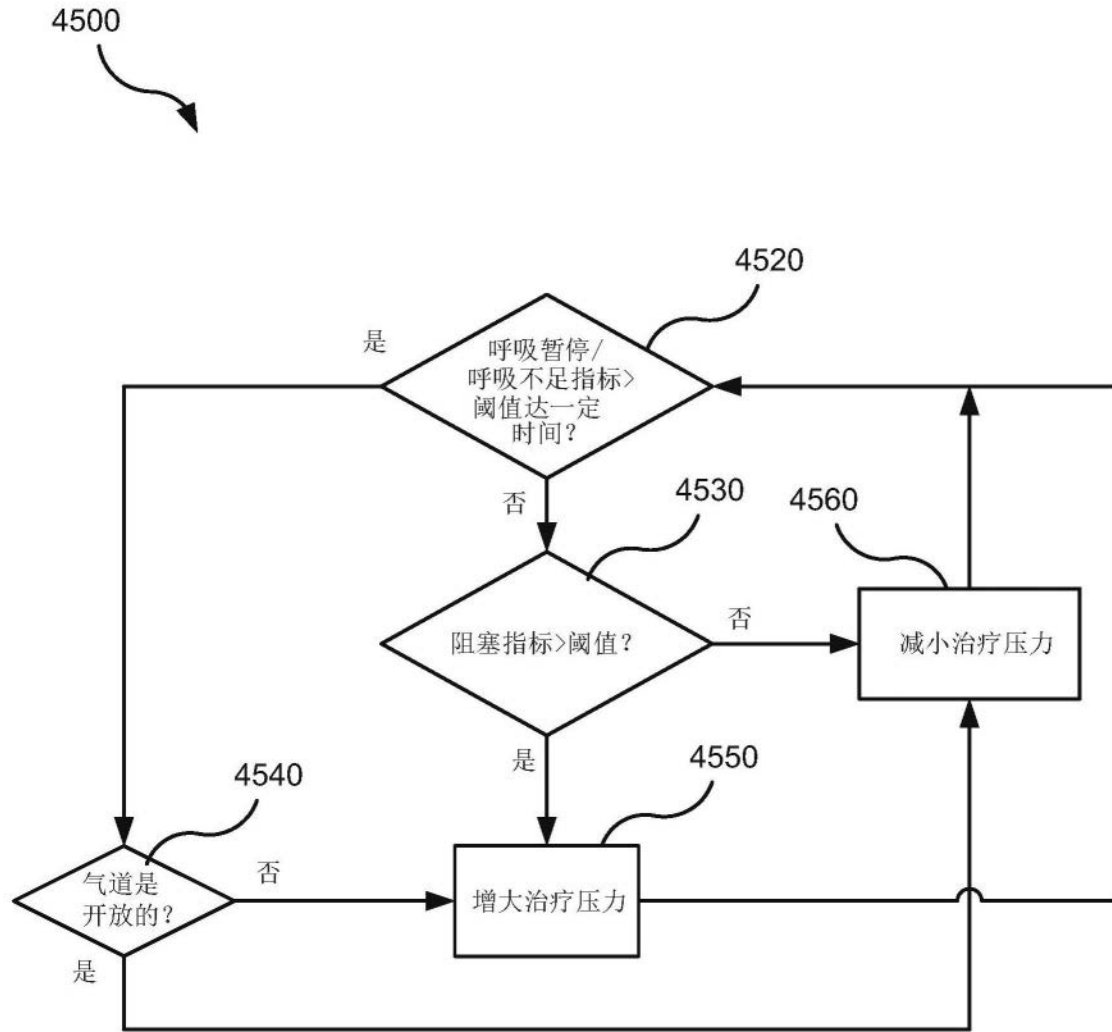


图4E

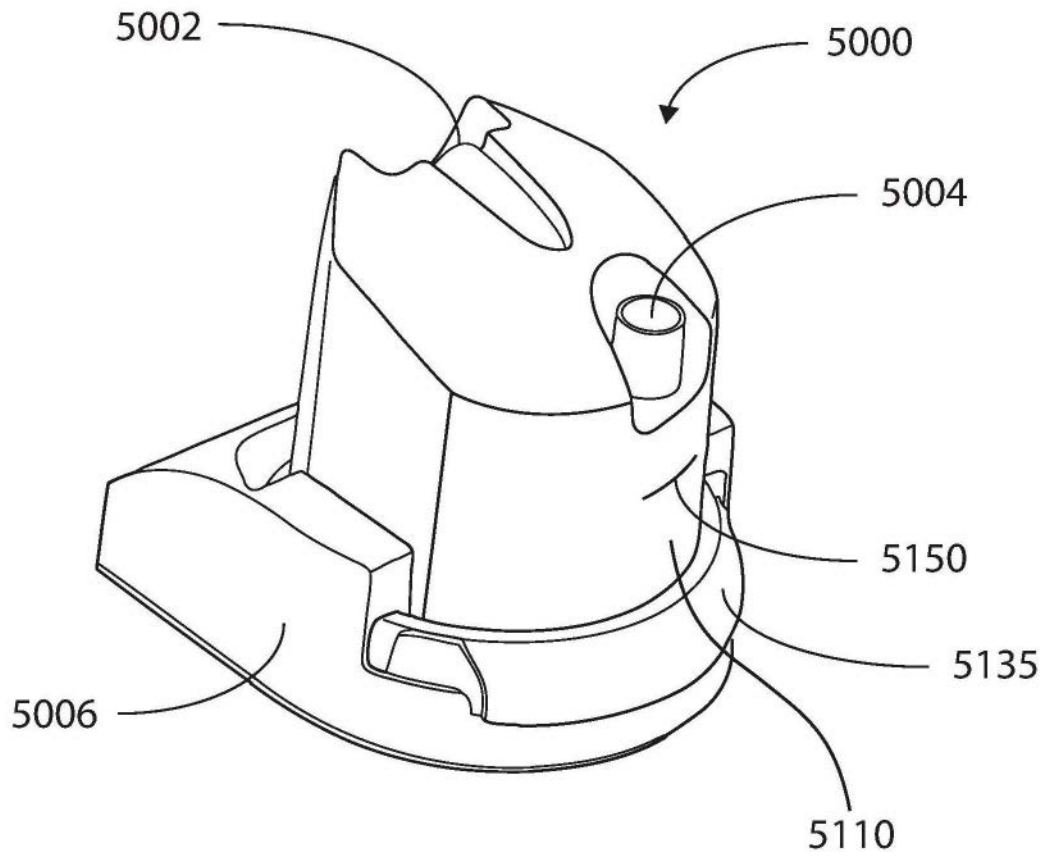


图5A

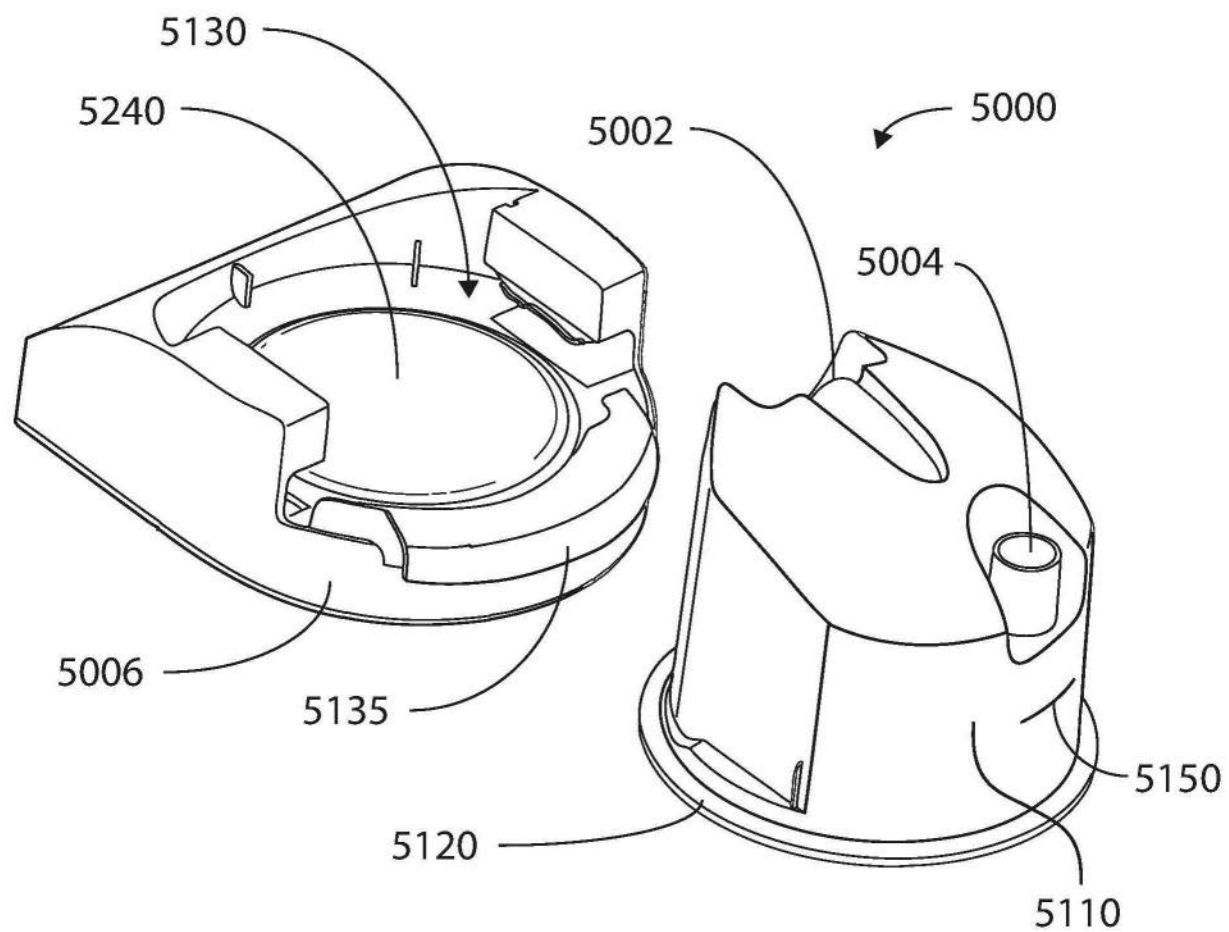


图5B

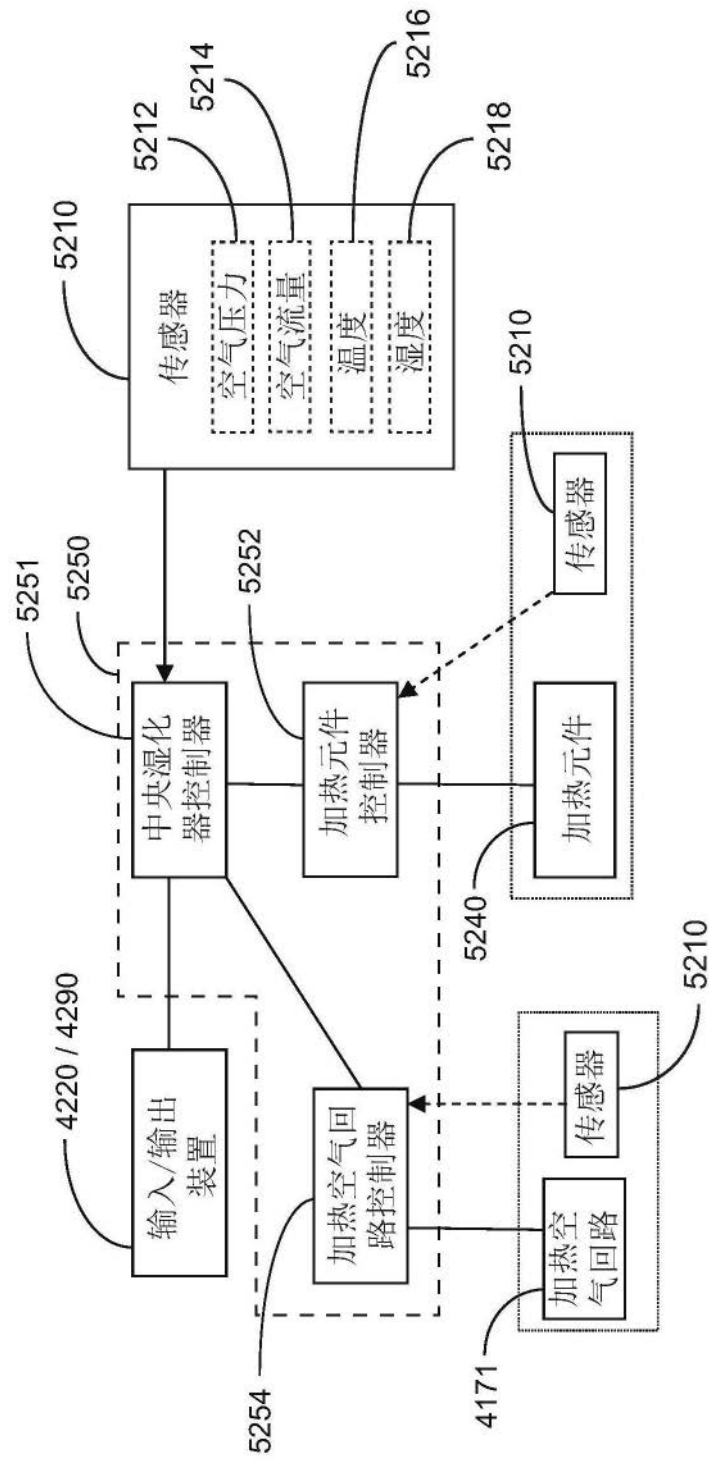


图5C

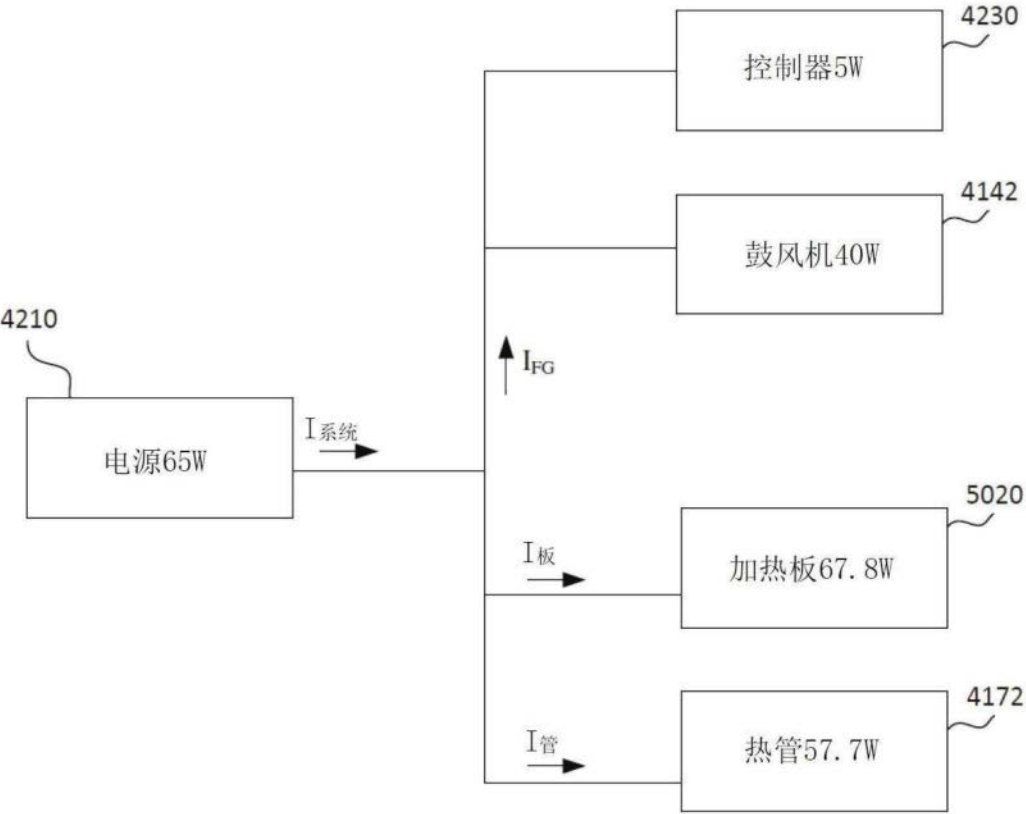


图5D

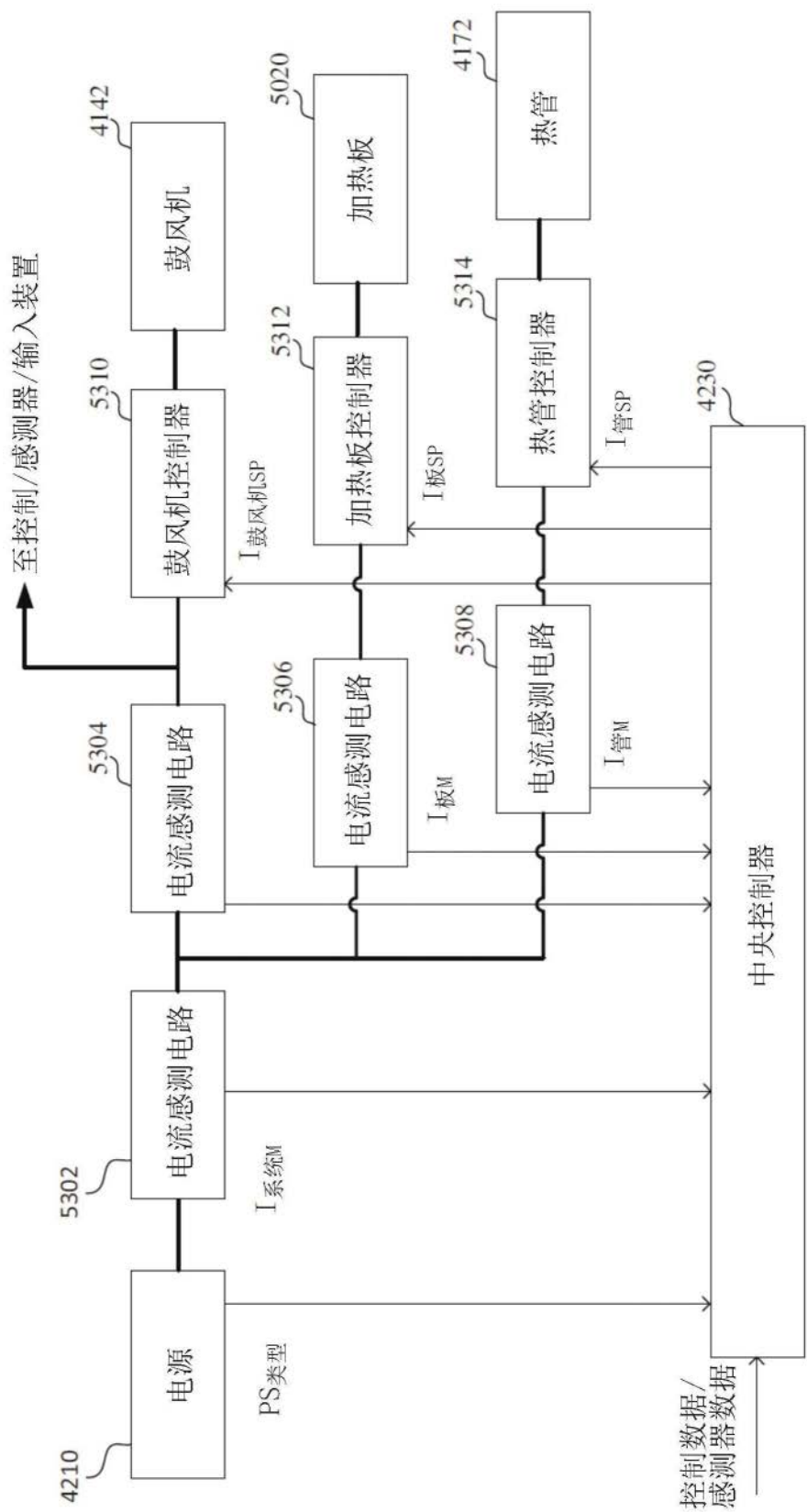


图5E

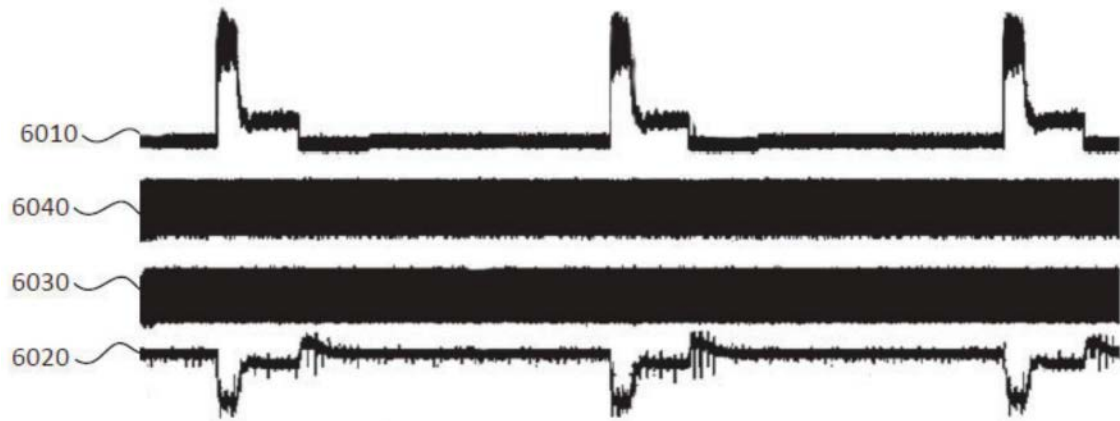


图5F

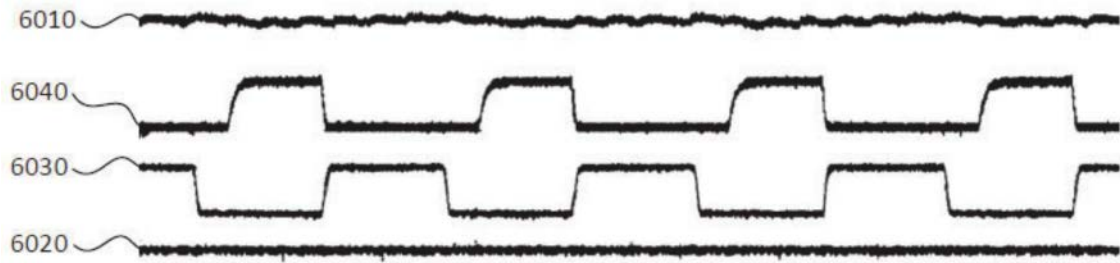
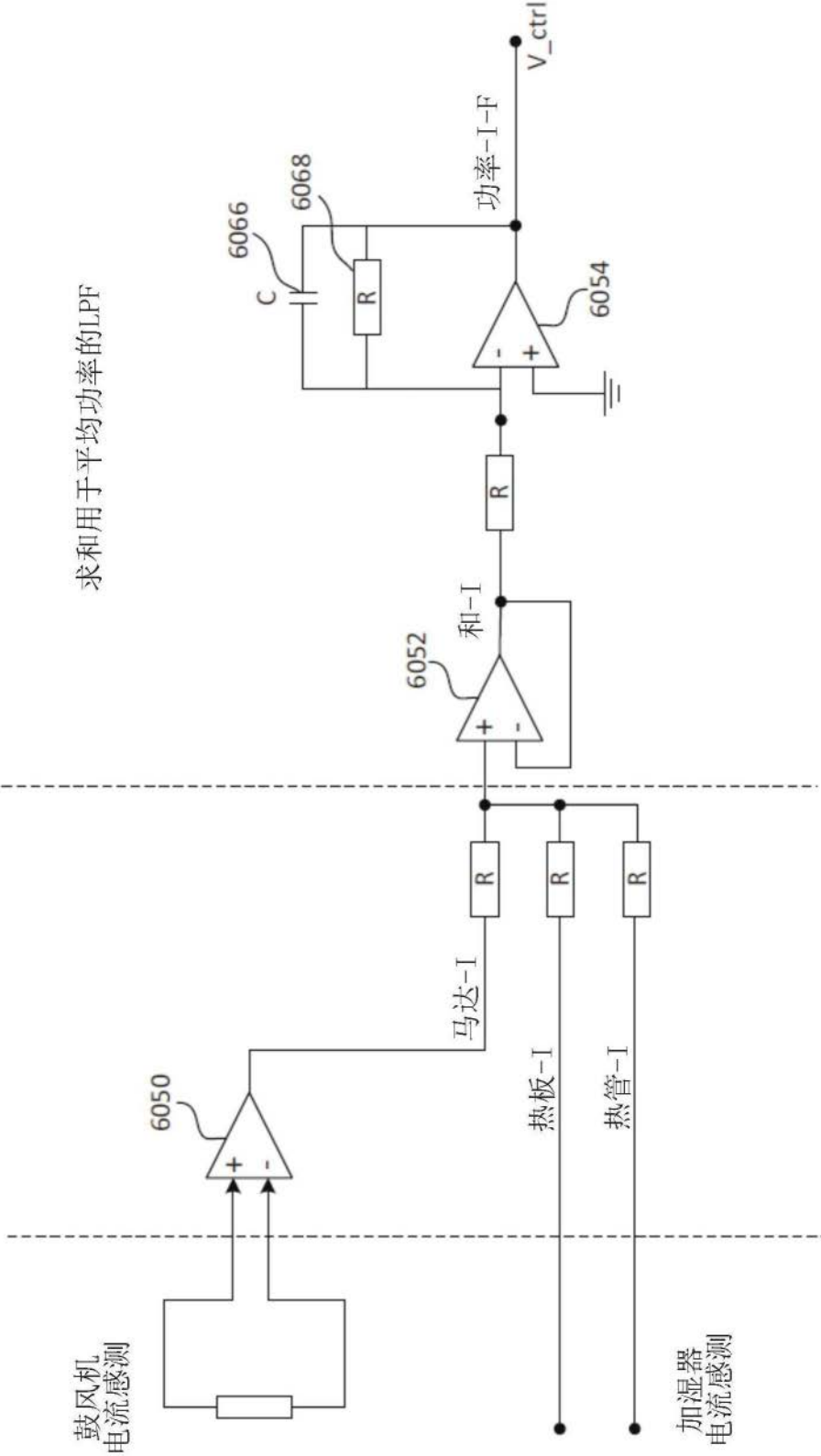


图5G



求和用于平均功率的LPF

图5H

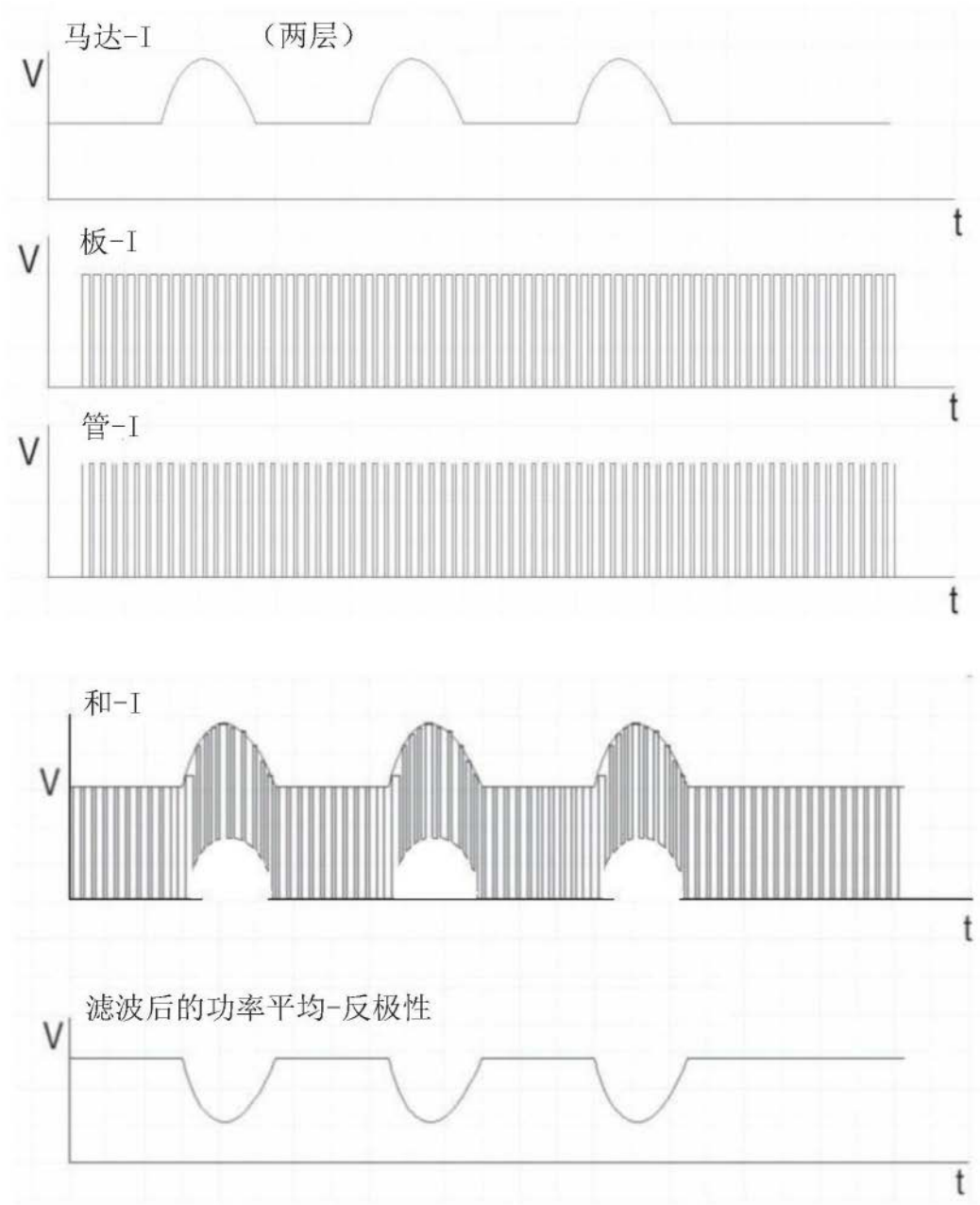


图5I

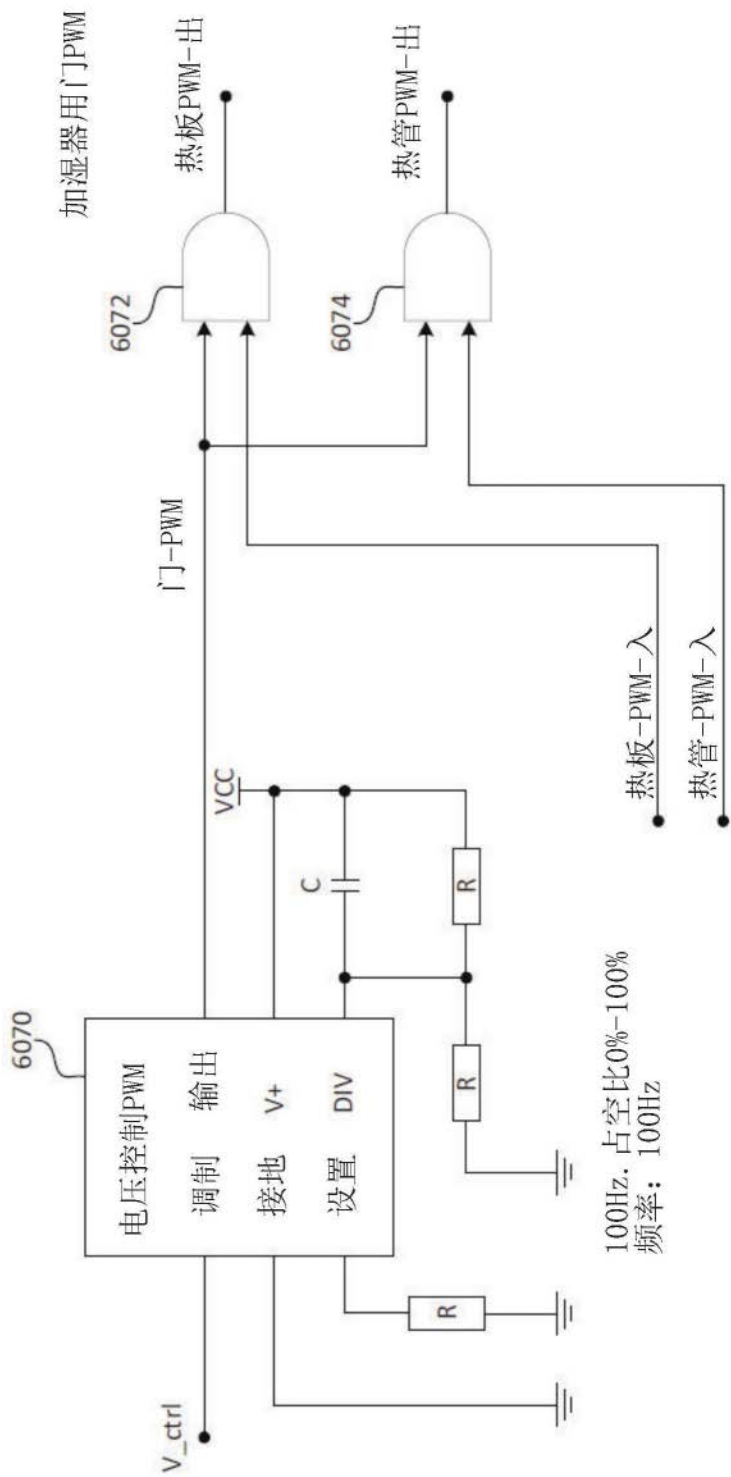


图5J

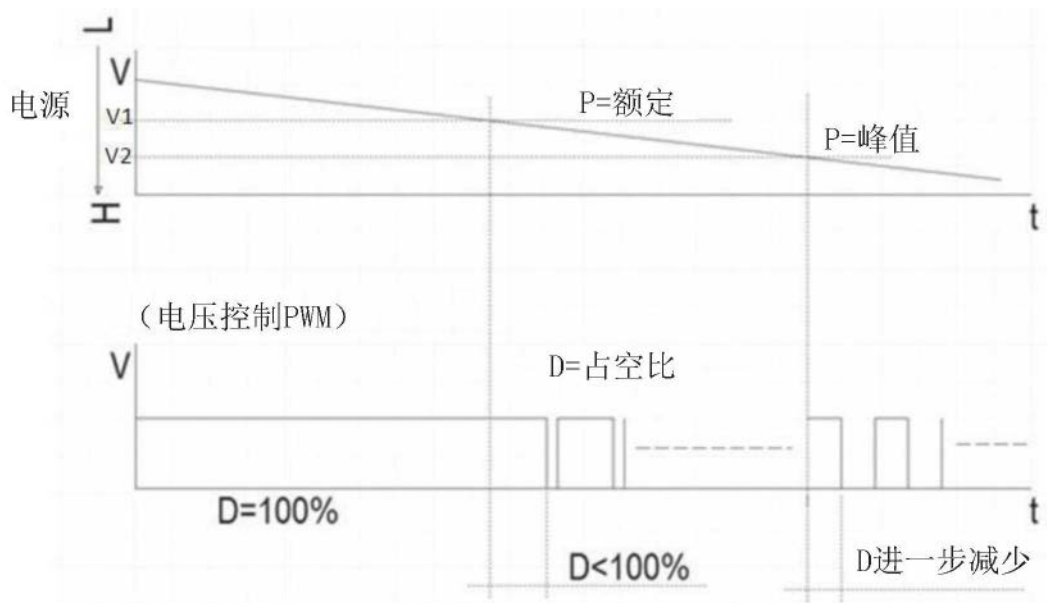


图5K

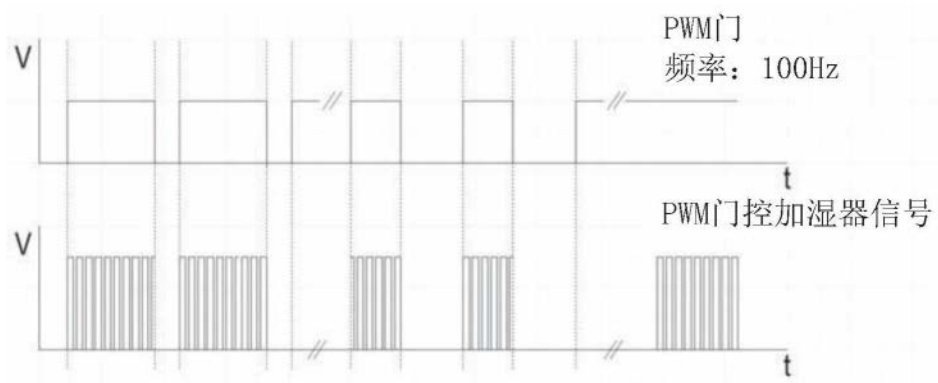


图5L

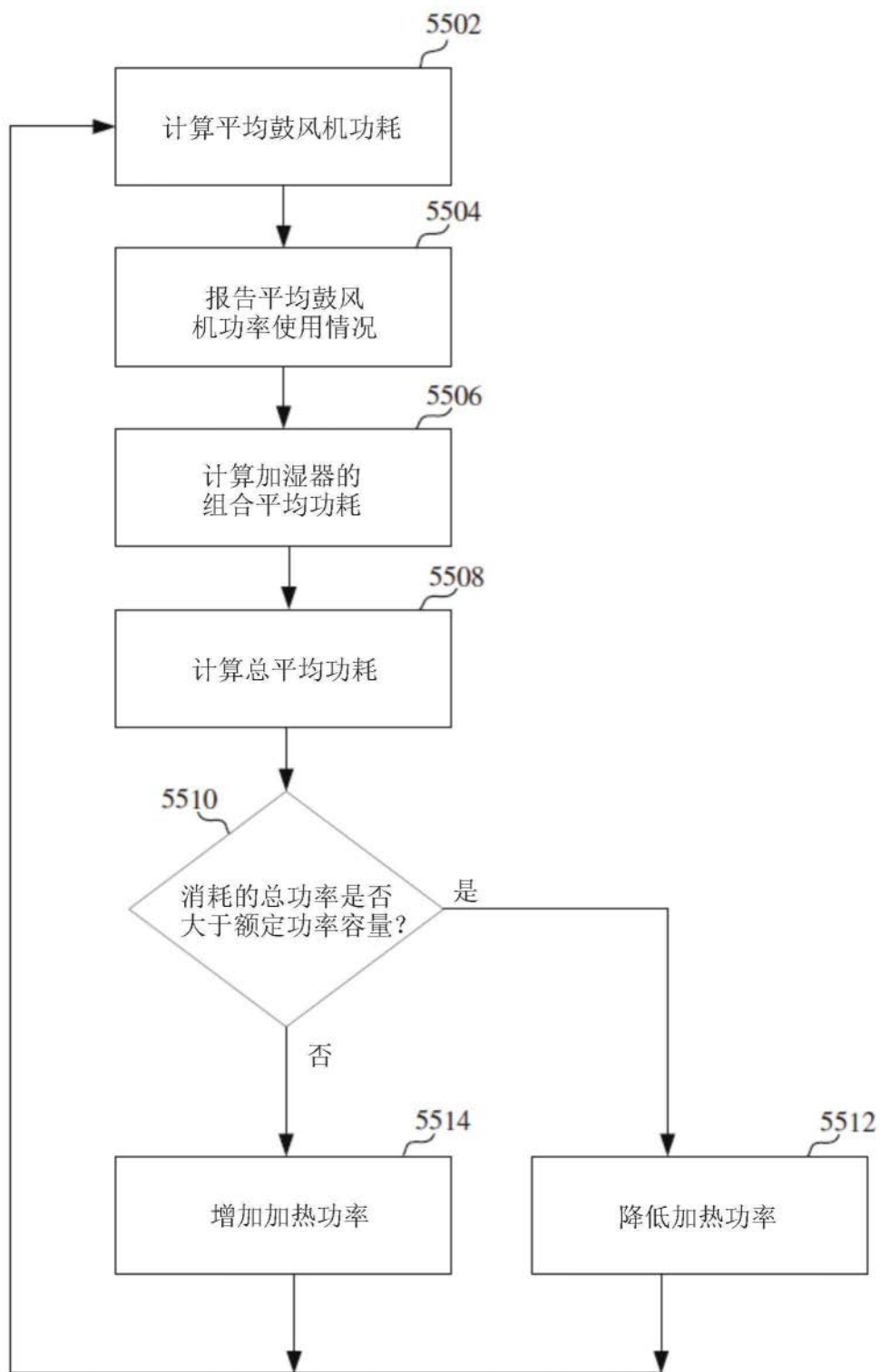


图5M

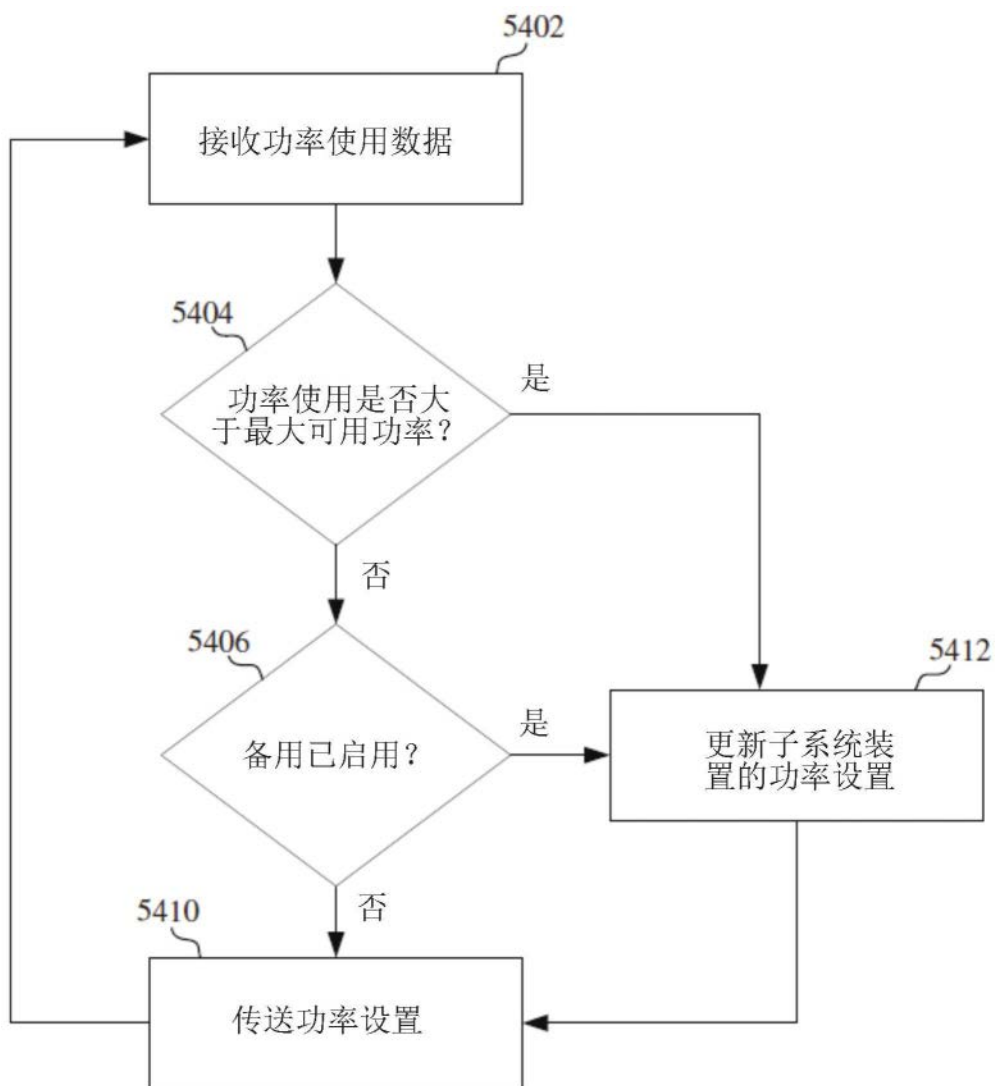


图5N

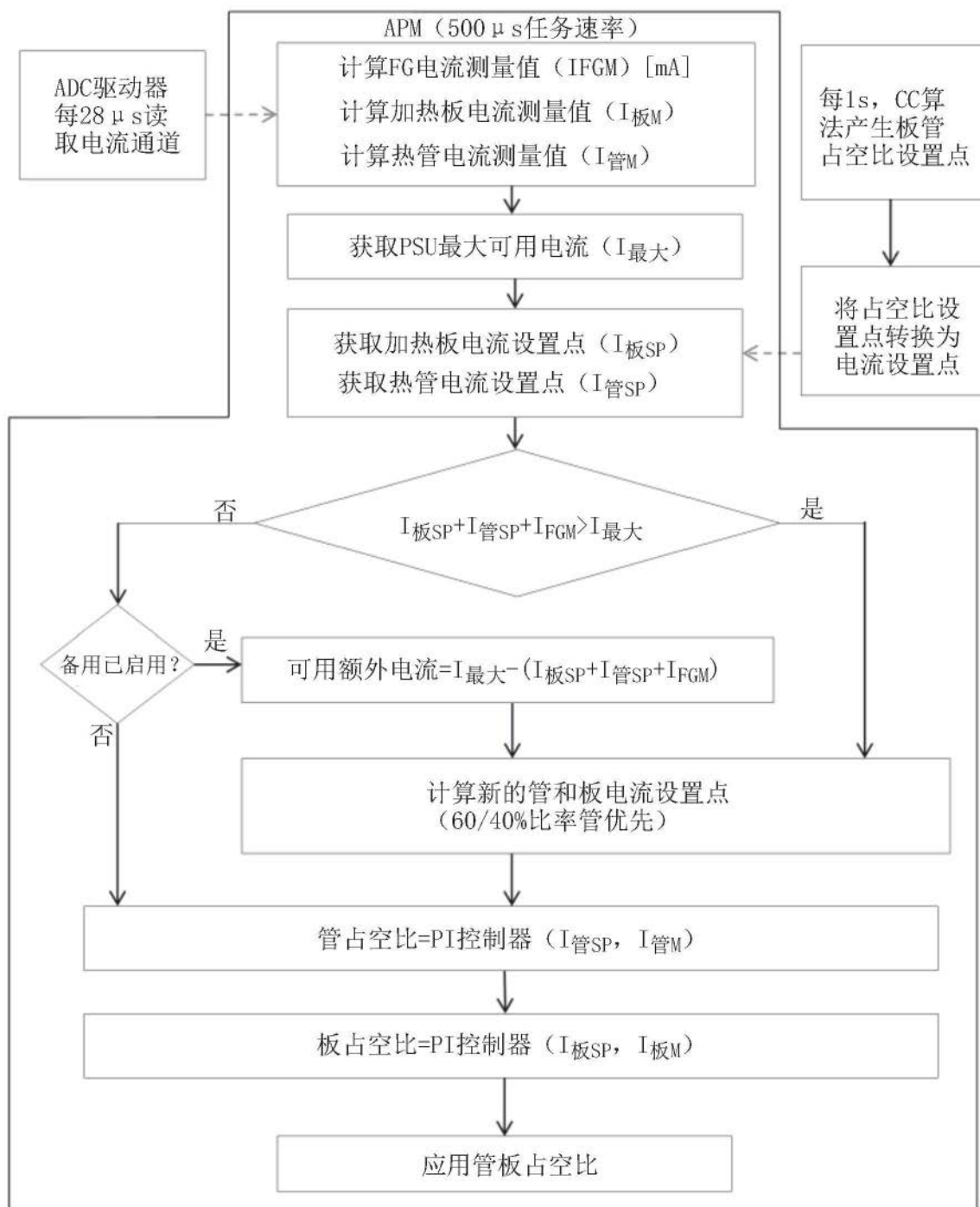


图50

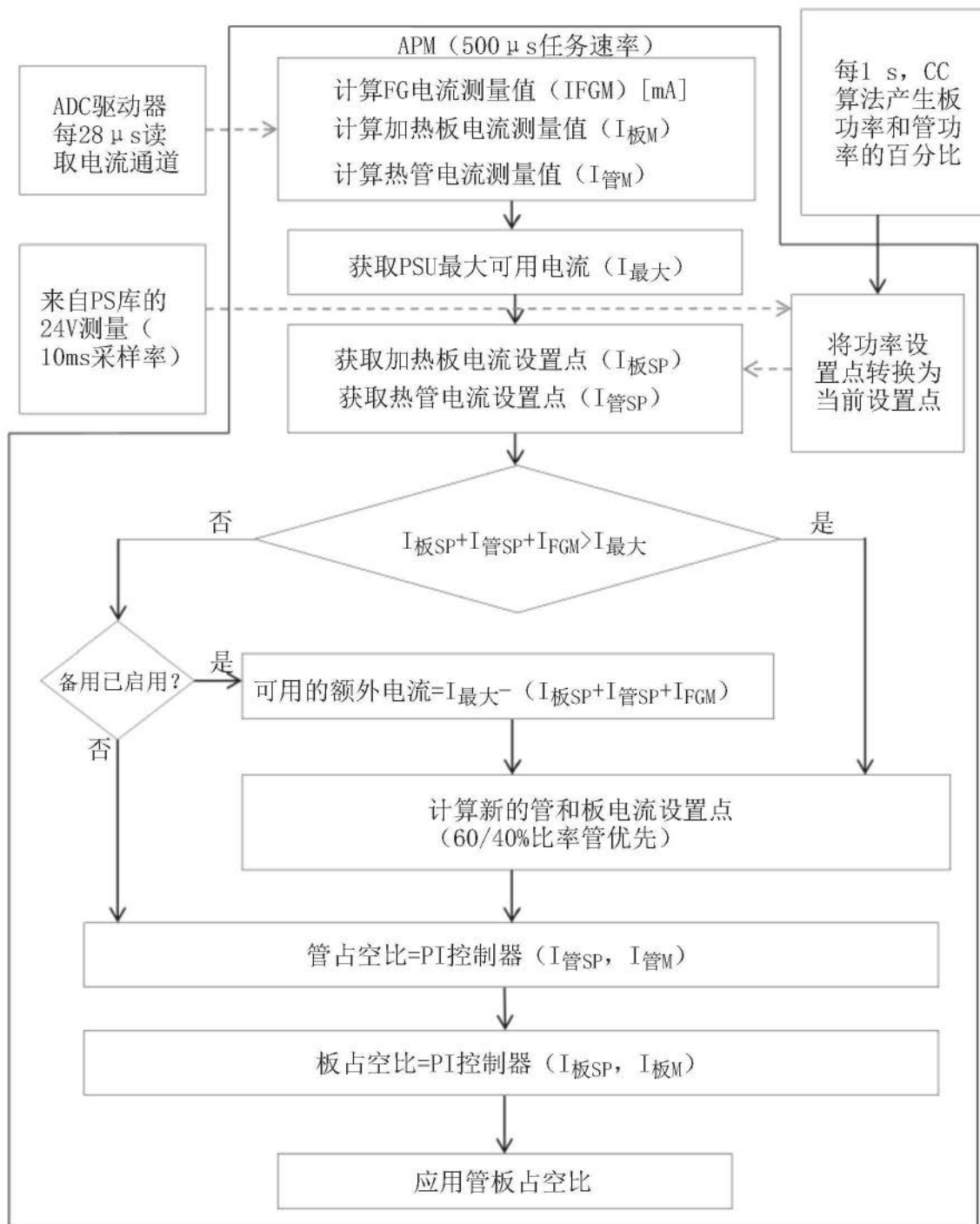


图5P

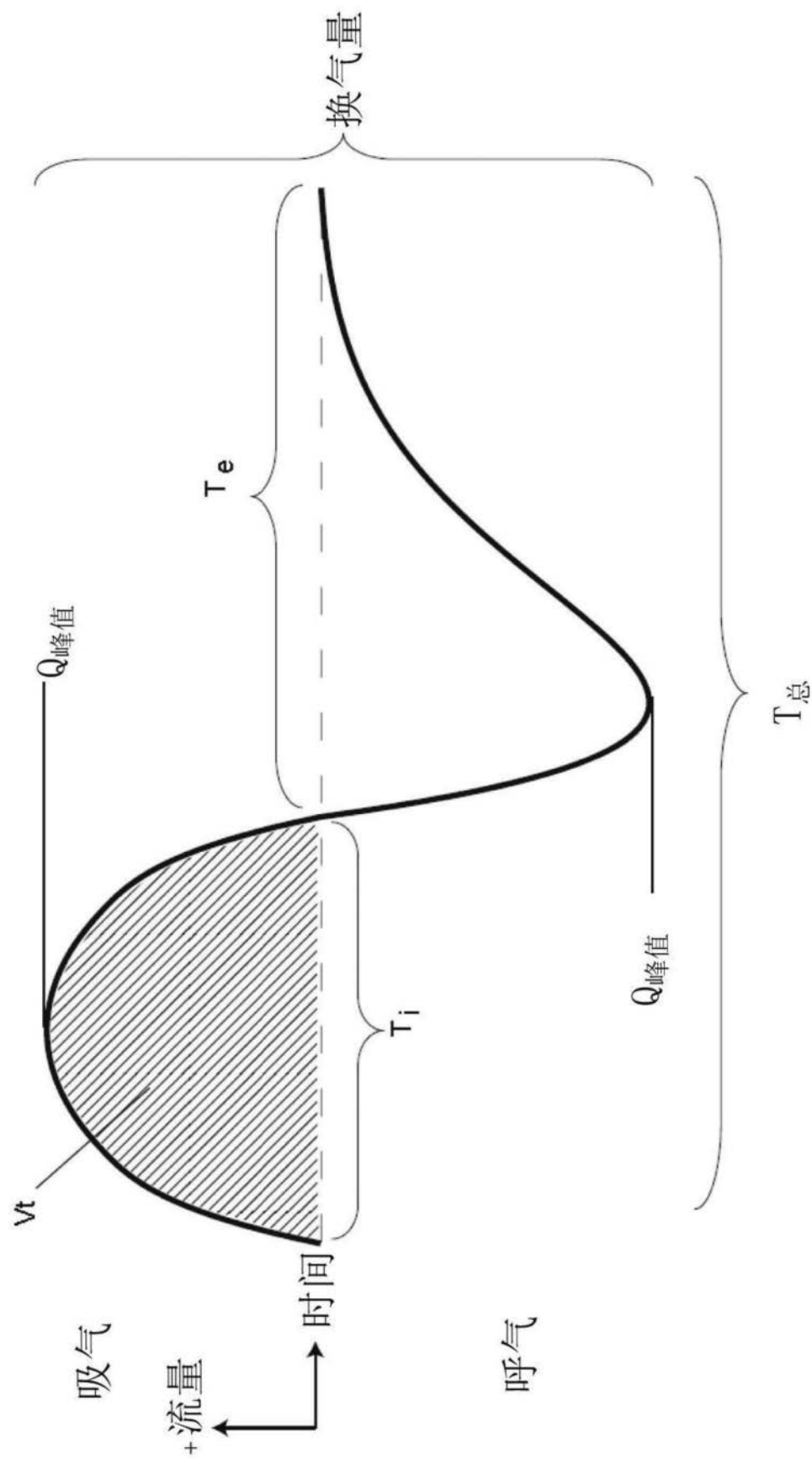


图6A

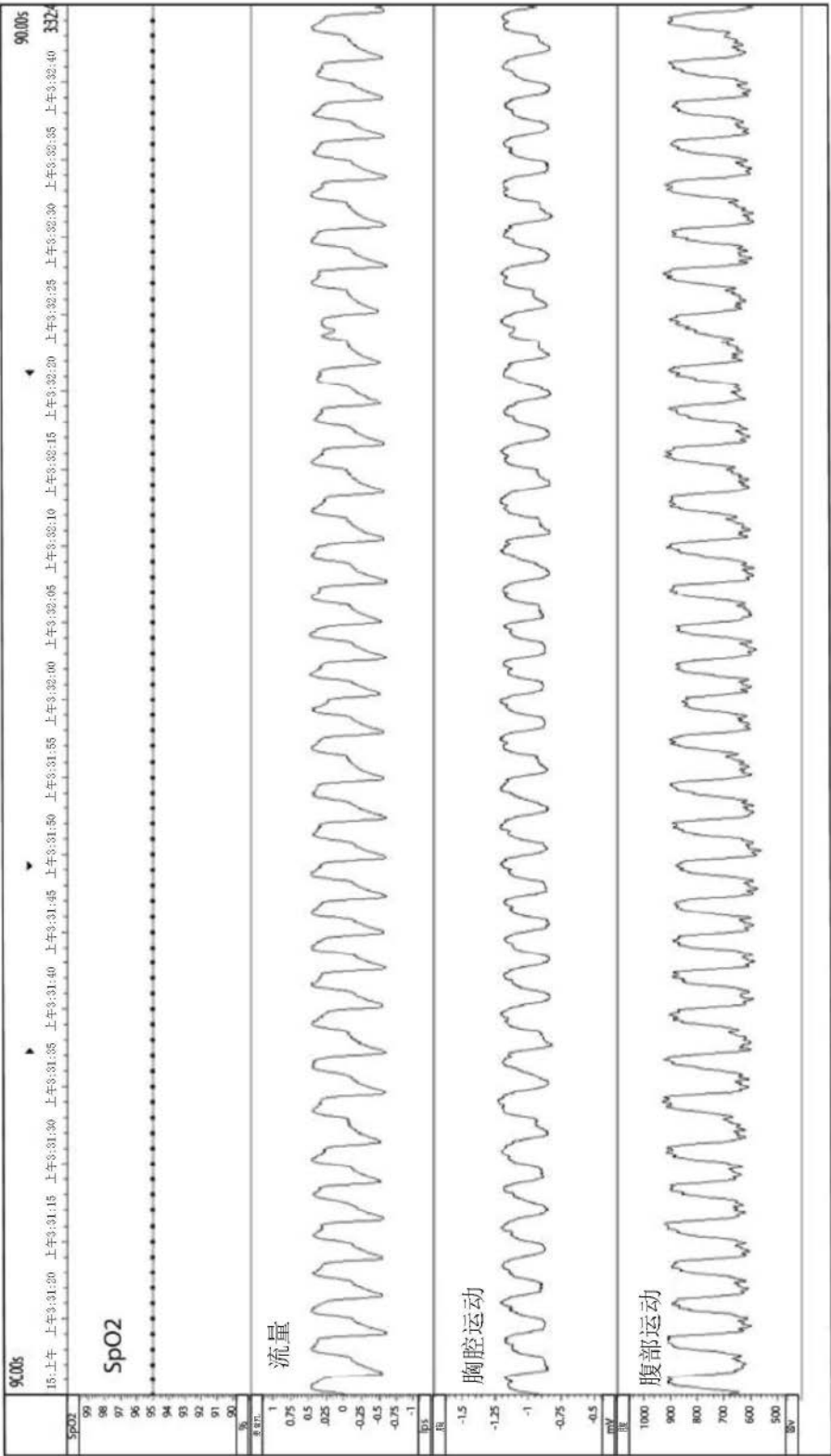


图6B

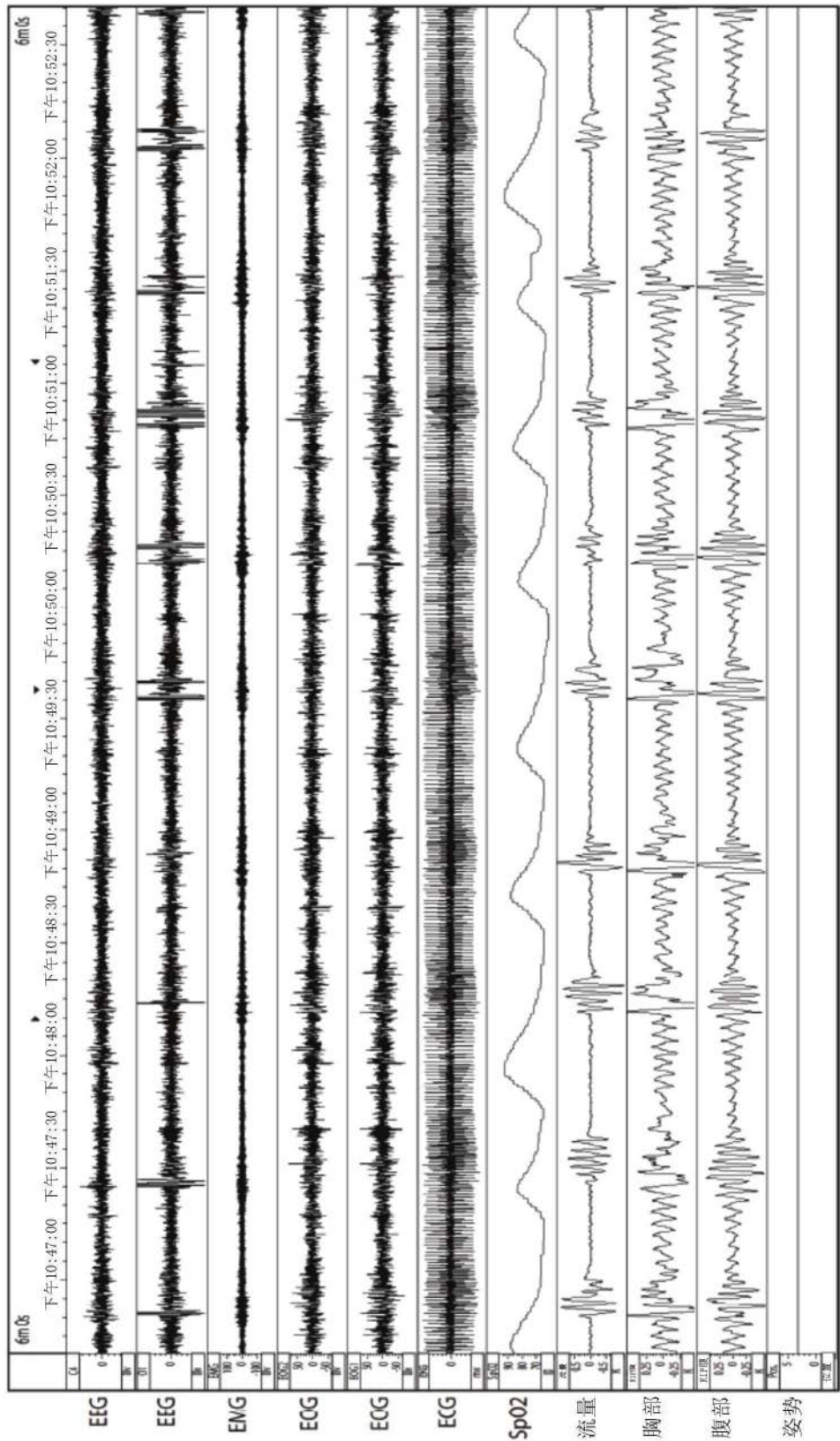


图6C

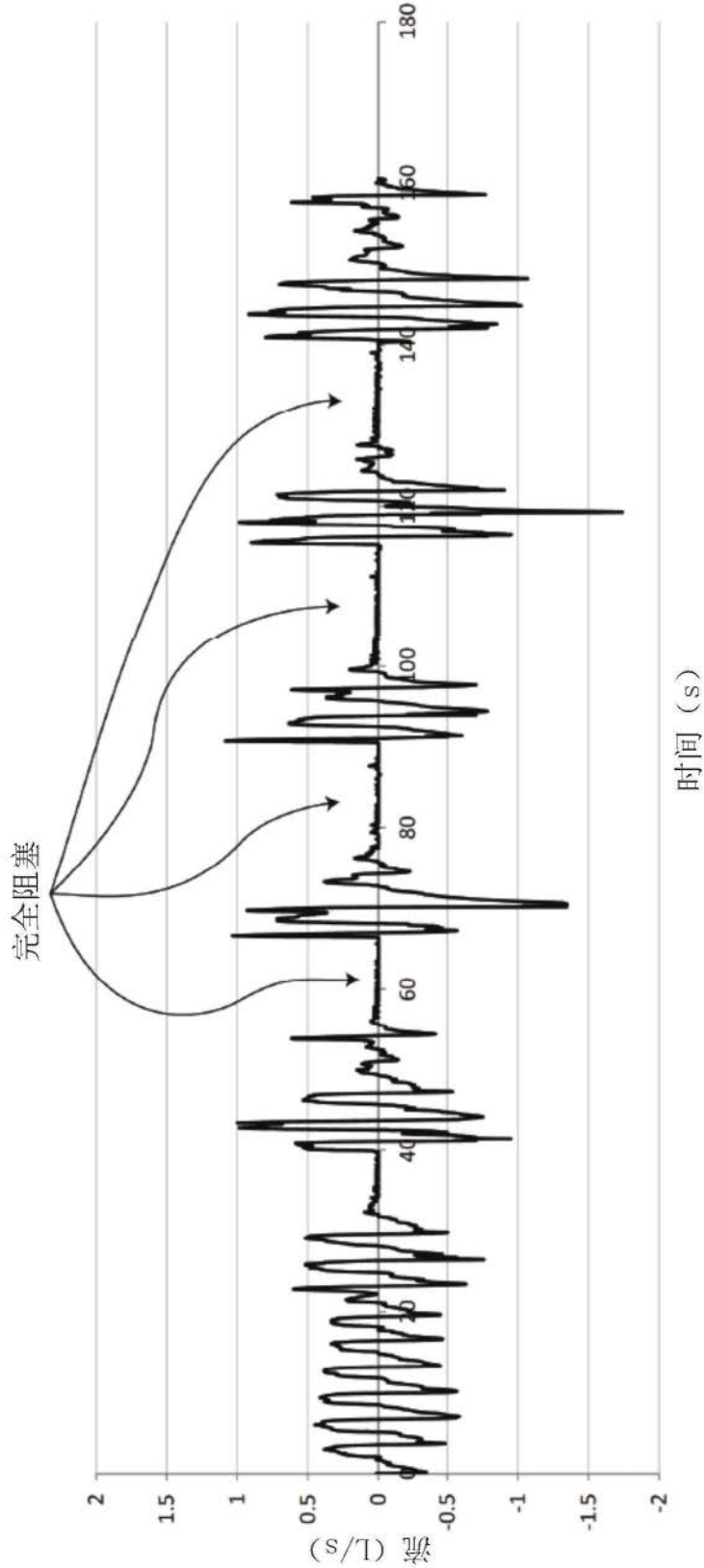
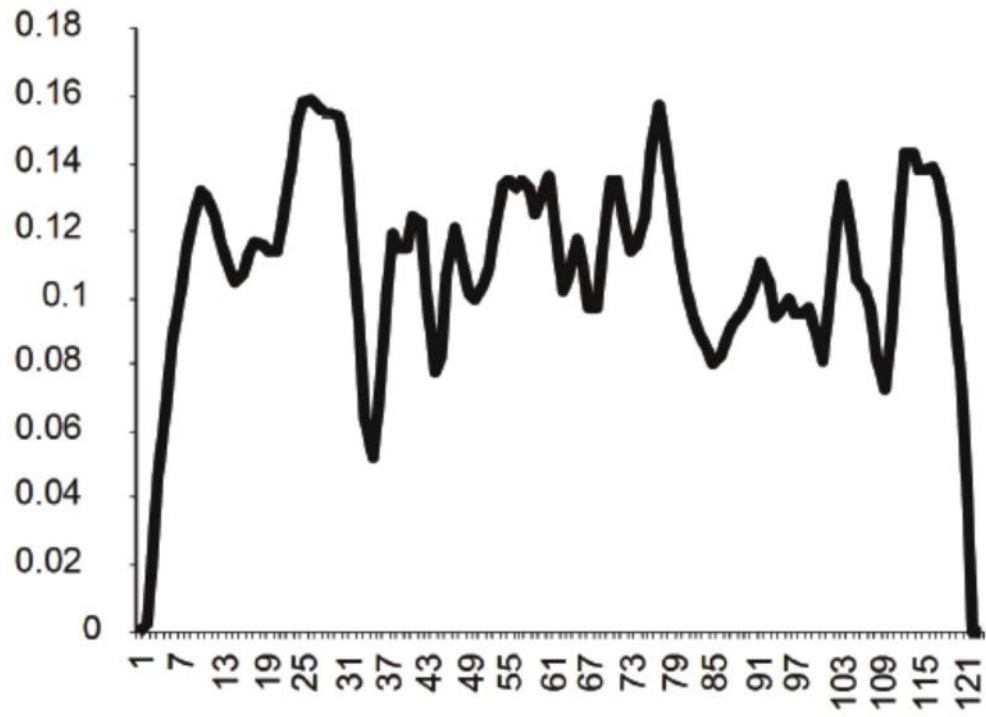


图6D



低频打鼾

图6E

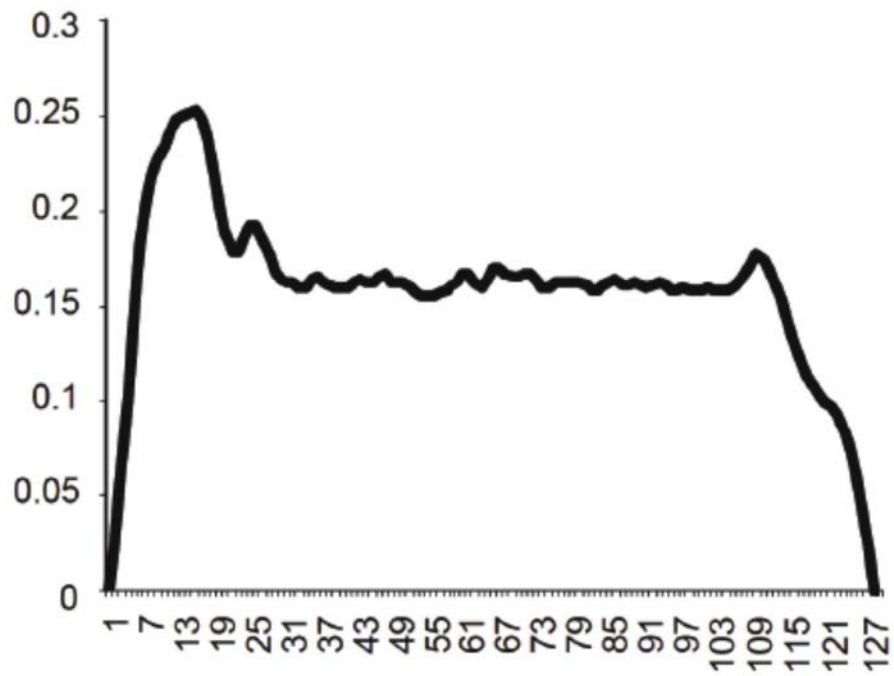


图6F

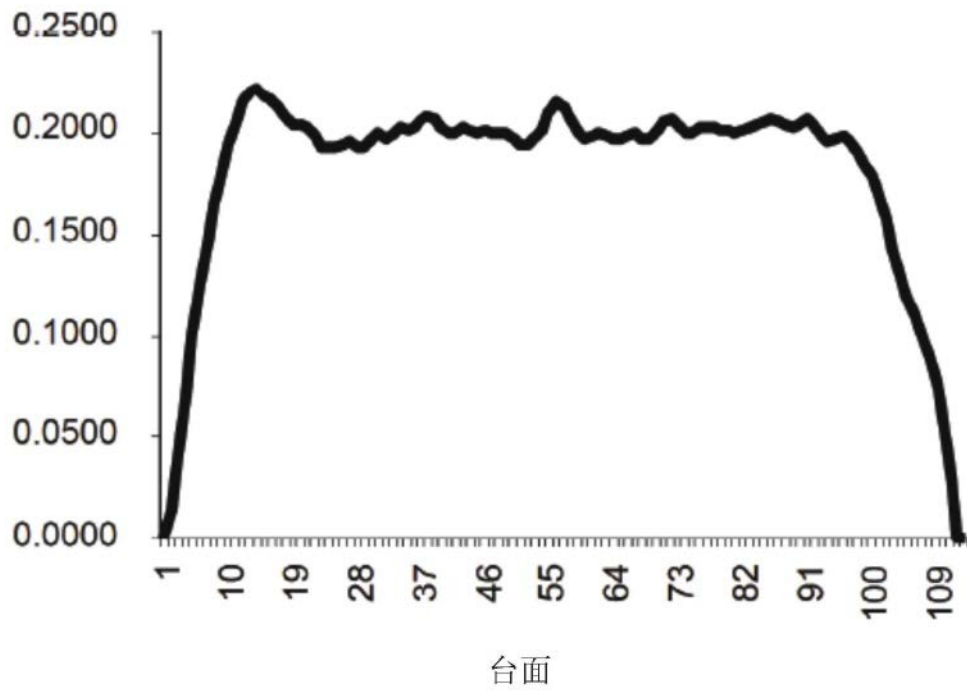


图6G

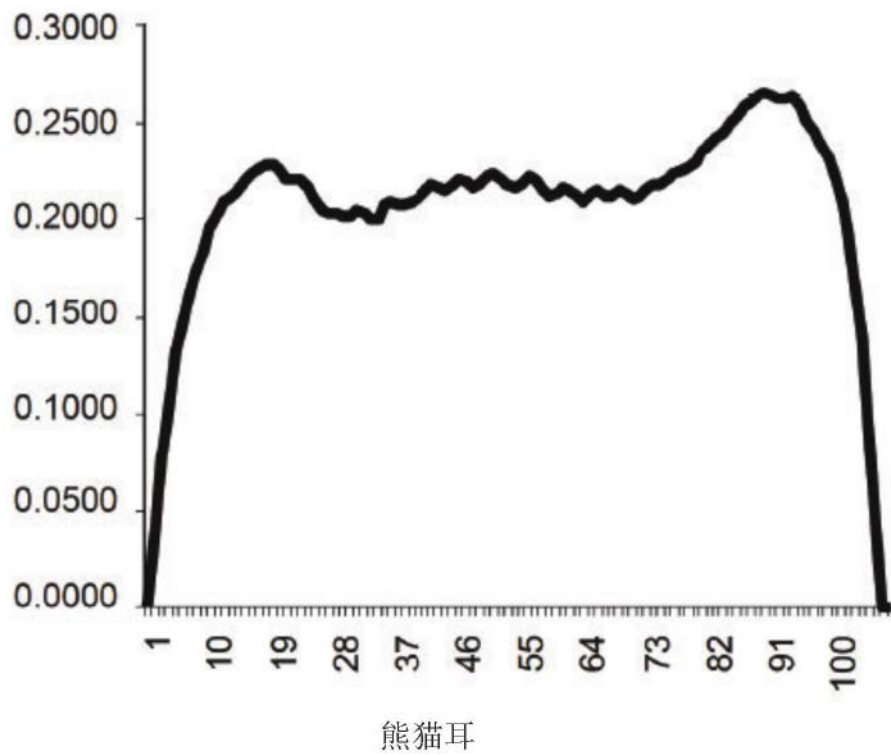


图6H

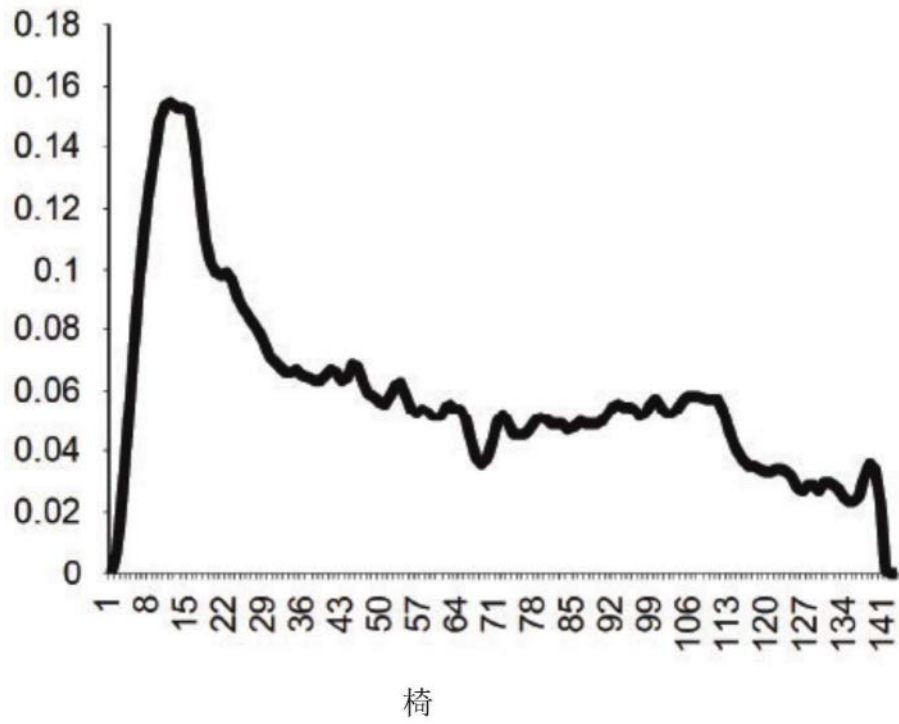


图6I

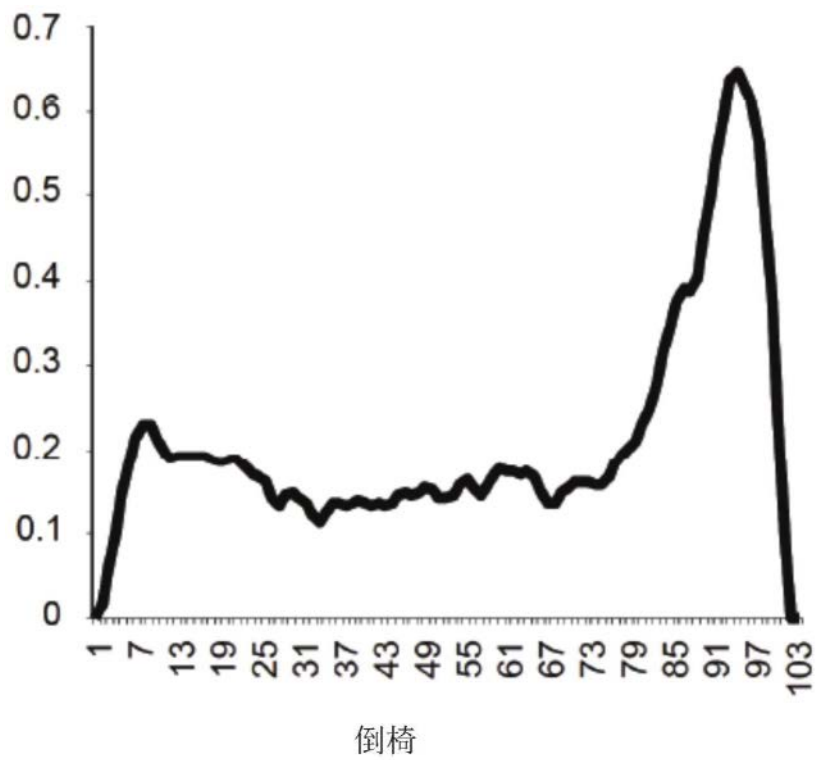


图6J

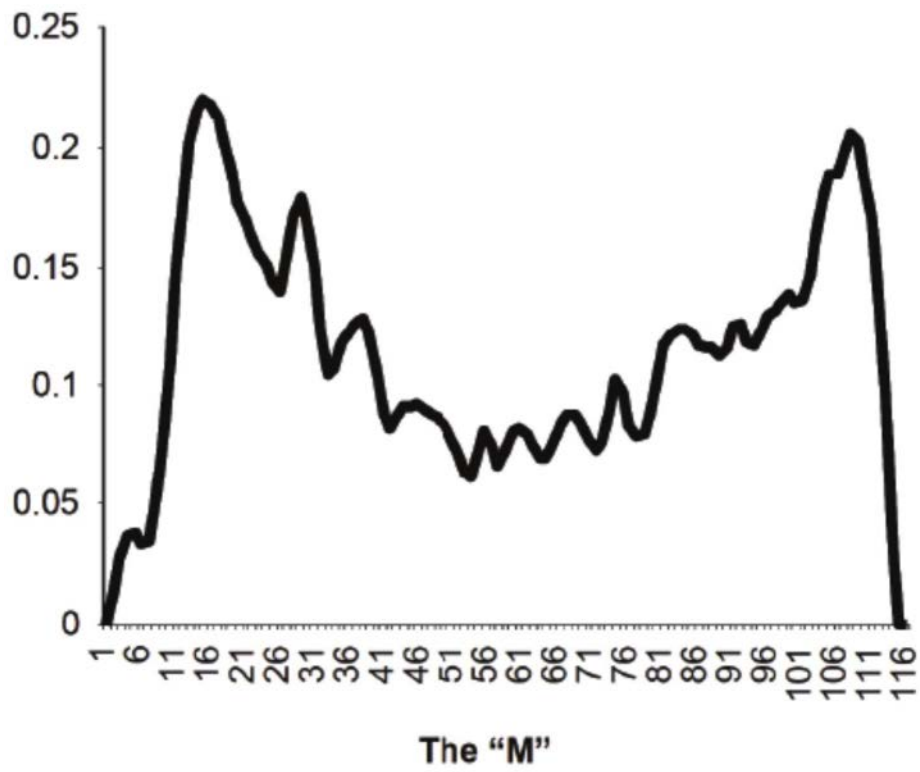


图6K

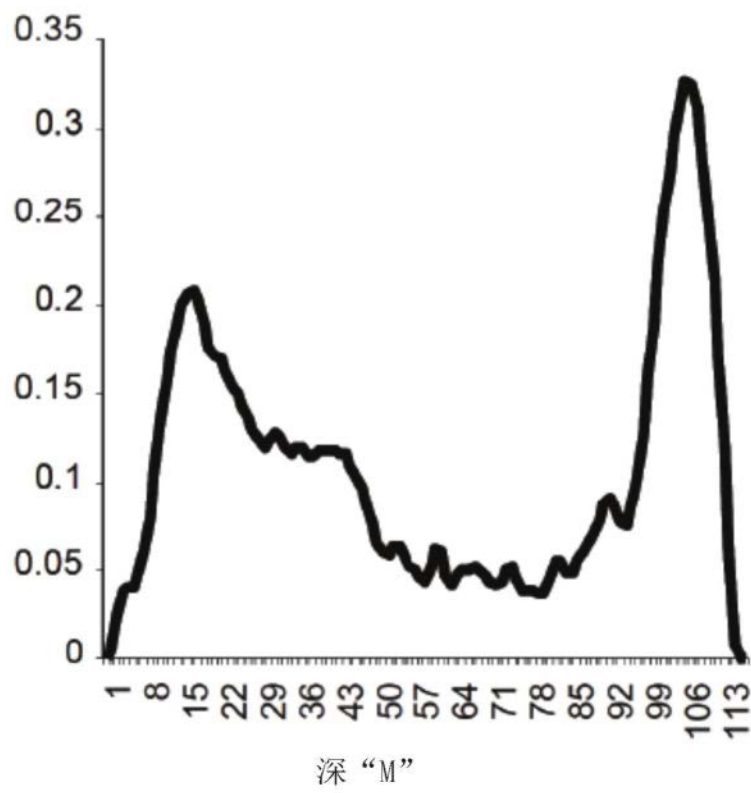


图6L

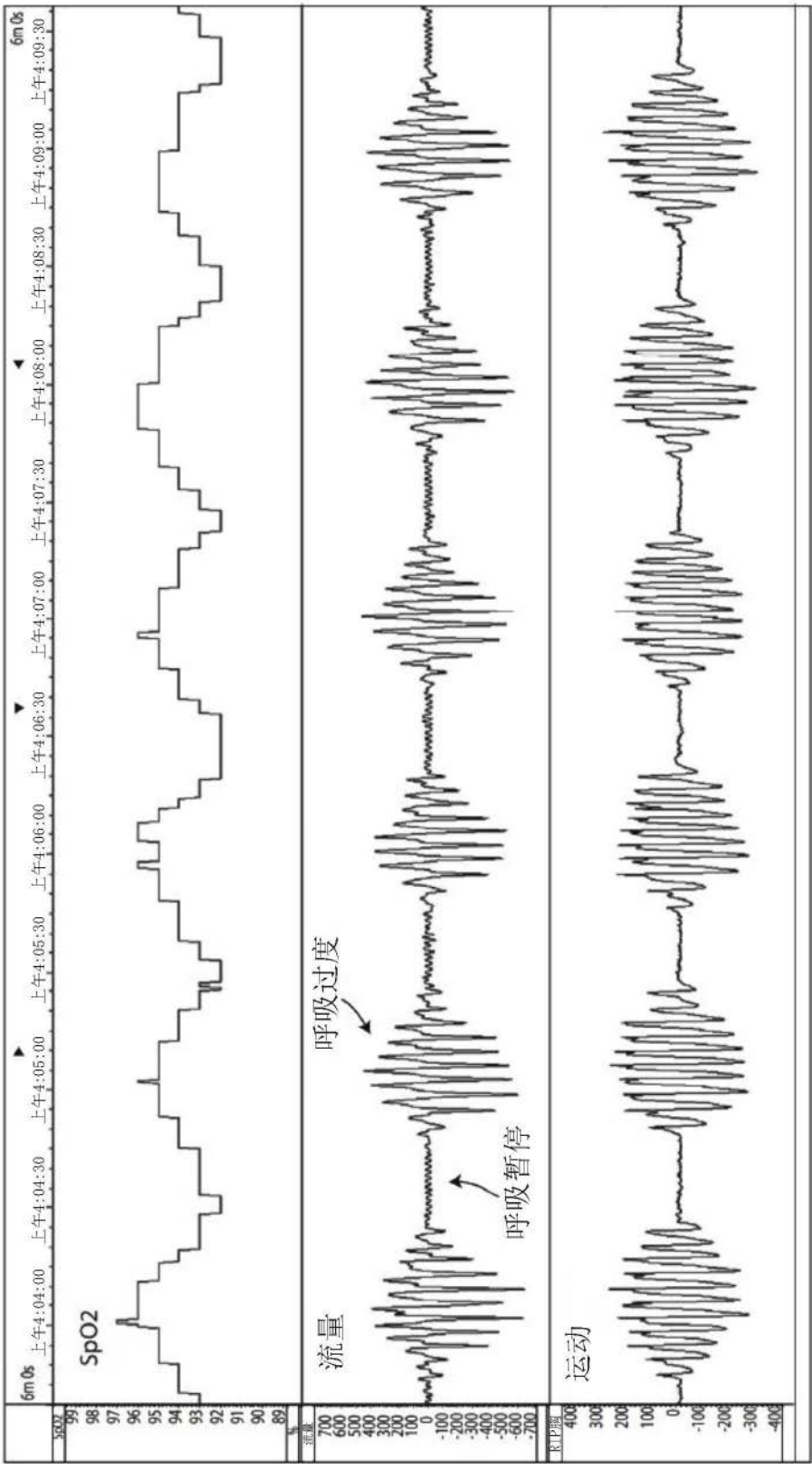


图6M

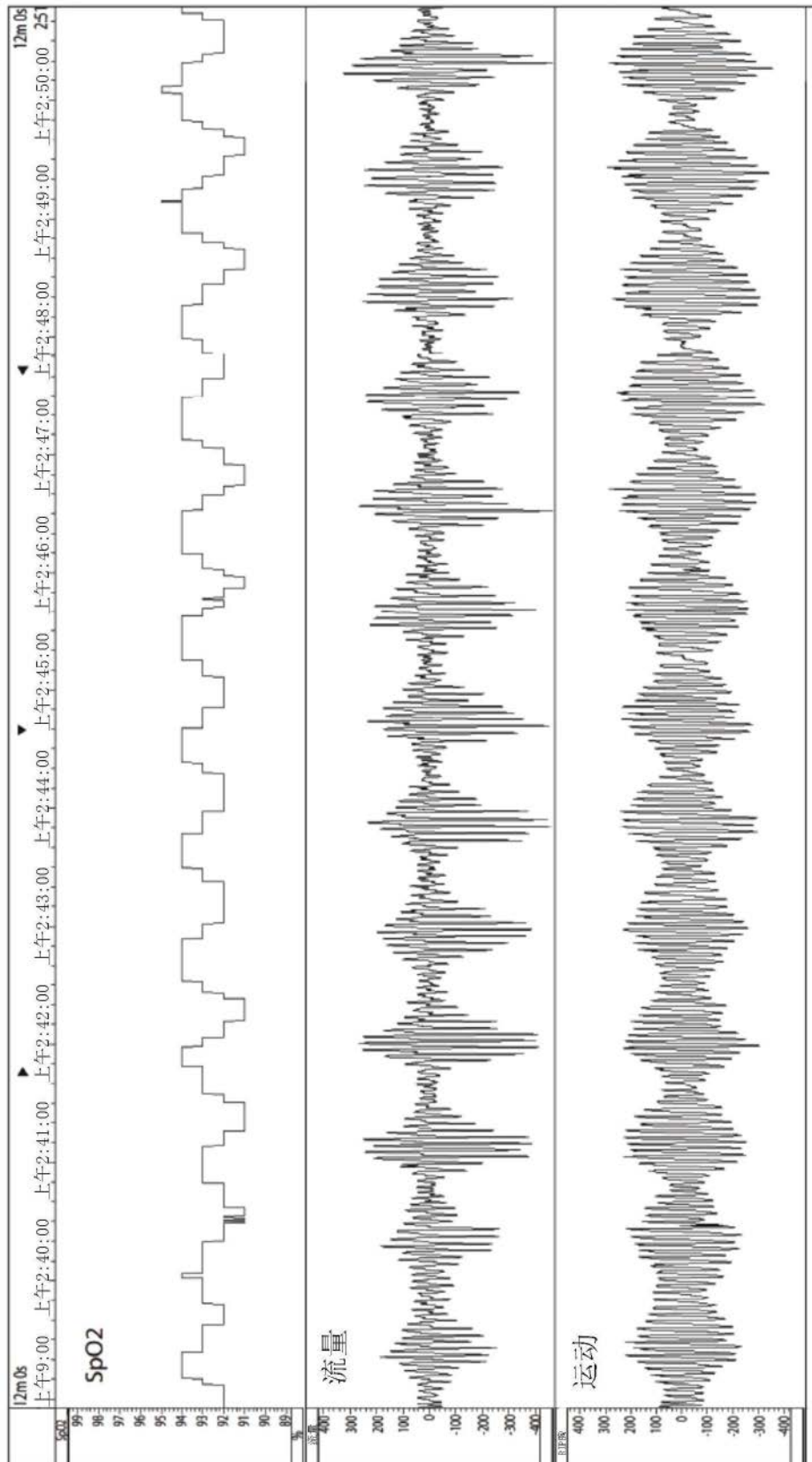


图6N