



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105579923 B

(45)授权公告日 2019.12.06

(21)申请号 201480038473.9

(22)申请日 2014.06.20

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105579923 A

(43)申请公布日 2016.05.11

(30)优先权数据
61/841,650 2013.07.01 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.01.04

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/AU2014/050085 2014.06.20

(87)PCT国际申请的公布数据
W02015/000025 EN 2015.01.08

(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 蒂莫西·尼古拉斯·沙迪
詹姆斯·麦金西·本克

(74)专利代理机构 广州华进联合专利商标代理有限公司 44224

代理人 王程 何冲

(51)Int.Cl.
G05D 7/06(2006.01)
A62B 18/00(2006.01)
A61B 7/00(2006.01)
A61M 16/00(2006.01)
A61M 39/00(2006.01)
H02M 3/155(2006.01)

(56)对比文件
CN 102209569 A,2011.10.05,
CN 202076975 U,2011.12.14,
US 5606232 A,1997.02.25,
US 7659678 B2,2010.02.09,
US 6603273 B1,2003.08.05,

审查员 唐捷

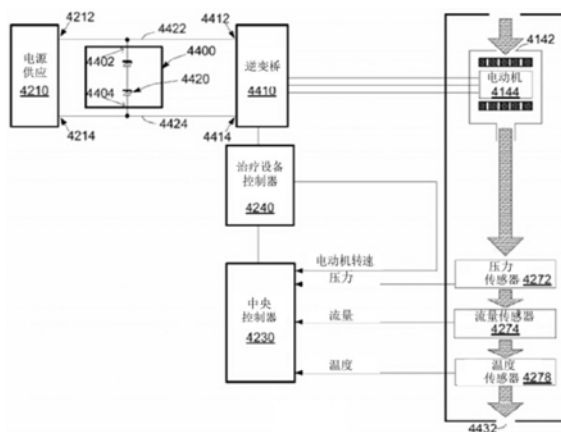
权利要求书2页 说明书26页 附图17页

(54)发明名称

呼吸设备的电动机驱动系统

(57)摘要

一种呼吸设备,包括保护设备的运作的组件。例如,在一些版本中,该设备可能包括电源、由该电源供电的电动机,以及在该电动机和该电源之间的瞬态吸收二极管电路。该瞬态吸收二极管电路可能配置为吸收来自转动的动能的、由电动机产生的能量。这种吸收可能用来保护设备的组件。在一些例子中,该设备可能包括故障减轻集成电路(IC)。该IC电路可能保护在呼吸设备中,以根据该设备的物理和系统参数检测一个或多个故障。该故障减轻集成电路可能根据检测到的故障生成停止该电动机的信号,并且可能就检测到的故障的信息与处理器进行数字通信。



1. 一种呼吸设备,包括:

电源,其连接至总线,所述总线包括直流线和地线;

鼓风机,其配置为生成可呼吸气体流,该鼓风机包括由所述电源通过所述总线供电的电动机,其中,所述电动机在运行期间的某些时候产生能量,所述某些时候包括所述电动机的减速期间,在所述电动机的减速期间,所述电动机上的减少后的有效电压处在低于所述电动机的反电动势电压的水平,所述期间为约几百毫秒;

瞬态吸收二极管电路,其连接到直流线和地线,所述瞬态吸收二极管电路位于所述电动机和所述电源之间的总线上,用于吸收由电动机产生的所述能量,所述瞬态吸收二极管电路相对于所述直流线和所述地线以单向配置;以及

一个或多个电容器,其配置在所述电动机和所述电源之间,其用于存储所产生的能量的至少一部分,所述一个或多个电容器与所述瞬态吸收二极管电路并联连接,并连接到所述直流线和所述地线,用于利用所产生的能量的被存储部分为所述总线上的组件供电。

2. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于,所述电源包括市电开关模式电源。

3. 根据权利要求2所述的设备,其特征在于,所述市电开关模式电源阻止负再生电流。

4. 根据权利要求1到3中任意一项所述的设备,其特征在于,所述电动机是无刷直流电动机。

5. 根据权利要求1到3中任意一项所述的设备,其特征在于,所述呼吸设备是气道正压或非侵入性通气设备中的一种。

6. 根据权利要求1到3中任意一项所述的设备,其特征在于,所述瞬态吸收二极管电路包括两个或两个以上瞬态电压抑制二极管。

7. 根据权利要求6所述的设备,其特征在于,所述两个或两个以上瞬态电压抑制二极管串联连接。

8. 根据权利要求1到3中任意一项所述的设备,其特征在于,所述瞬态吸收二极管电路还配置为在电动机制动过程中吸收所产生的所述能量,其中,在所述电动机制动过程中,在所述电动机上感应产生负的有效电压。

9. 根据权利要求1到3中任意一项所述的设备,其特征在于,所述瞬态吸收二极管电路吸收在约一百或数百毫秒的时间段所产生的所述能量。

10. 根据权利要求1到3中任意一项所述的设备,其特征在于,还包括桥接电路,其用于操作所述电动机。

11. 根据权利要求10所述的设备,其特征在于,所述瞬态吸收二极管电路以并联于所述桥接电路的方式连接至所述电源。

12. 根据权利要求10所述的设备,其特征在于,所述桥接电路是逆变桥。

13. 根据权利要求10所述的设备,其特征在于,所述桥接电路包括至少一个开关MOSFET。

14. 根据权利要求13所述的设备,其特征在于,所述桥接电路配置为使所述电动机减速或制动。

15. 根据权利要求10所述的设备,其特征在于,还包括电动机驱动,其连接至所述桥接电路,用于控制所述电动机的运作。

16. 根据权利要求15所述的设备,其特征在于,所述电动机包括无刷直流电动机控制

器。

17. 根据权利要求10所述的设备, 其特征在于, 所述电源连接至所述桥接电路, 其中, 所述电源的第一端子通过所述直流线连接至所述桥接电路的第一端子, 所述电源的第二端子通过所述地线连接至所述桥接电路的第二端子。

18. 根据权利要求1所述的设备, 其特征在于, 所述瞬态吸收二极管电路包括连接至所述直流线的第一端子和连接至所述地线的第二端子。

19. 根据权利要求1所述的设备, 其特征在于, 所述电动机产生的所述能量转换自转动动能。

呼吸设备的电动机驱动系统

[0001] 2 相关申请的引用

[0002] 本申请主张2013年7月1日提交的第61/841,650号美国临时专利申请的优先权,其公开内容通过引用的方式结合在本文中。

3技术背景

[0003] 3.1 技术领域

[0004] 本发明涉及呼吸系统疾病的诊断、治疗和/或改善,并涉及预防呼吸系统障碍的措施。具体地,本发明涉及用于治疗呼吸系统疾病和预防呼吸系统疾病等的医疗设备,及其组件。这种技术可能涉及保护电路等组件,该保护电路增强这种设备的控制和操作,如安全性。

[0005] 3.2 相关现有技术的描述

[0006] 身体的呼吸系统促进气体交换。鼻和嘴形成患者气道的入口。

[0007] 气道包括一连串的分支管,随着这些分支管更深入进肺中,它们变得更窄、更短并且更多。肺的主要功能是气体交换,允许氧气从空气进入静脉血中,并排出二氧化碳。气管分为左右主支气管,其还最终划分为终末细支气管。支气管组成传导气道,并且不参与气体交换。气道的进一步划分导致呼吸性细支气管,并最终为肺泡。肺的肺泡区域是发生气体交换的地方,并被称为呼吸区。参见West的呼吸生理学-基本要点。

[0008] 存在一系列呼吸系统障碍。

[0009] 阻塞性睡眠呼吸暂停 (Obstructive Sleep Apnea, OSA), 作为睡眠呼吸障碍 (Sleep Disordered Breathing, SDB) 的一种形式, 特点是在睡眠过程中上气道的闭塞或阻塞。它是由异常小的上气道以及睡眠过程中舌部区域、软腭和口咽后壁中的肌张力的正常损耗的结合所引起的。这种状况引起受到影响的患者暂停呼吸通常30到120秒持续时间的周期, 有时200 到300次每晚。这常常导致白天过量嗜睡, 并且可能导致心血管疾病和脑部疾病。该综合征是常见的障碍, 特别在中年肥胖男性中, 虽然受影响的人可能没有意识到该问题。参见美国专利4,944,310 (Sullivan)。

[0010] 潮式呼吸 (Cheyne-Stokes Respiration, CSR) 是患者的呼吸控制系统的障碍, 其中, 呼吸逐步减弱和呼吸逐渐增强两者交替出现, 导致动脉血重复的除氧和再氧合。由于反复缺氧, CSR可能造成损害。在一些患者中, CSR与从睡眠中反复唤醒有关, 这引起严重的睡眠中断、增强交感神经活动和增强后负荷。参见美国专利6,532,959 (Berthon-Jones)。

[0011] 肥胖型过度换气综合征 (Obesity Hyperventilation Syndrome, OHS) 在缺乏其他已知的肺换气不足的原因时, 被定义为重度肥胖和醒着的慢性高碳酸血症的结合。症状包括呼吸困难、晨起头痛和白天过度嗜睡。

[0012] 慢性阻塞性肺病 (Chronic Obstructive Pulmonary Disease, COPD) 包括一组具有某些共同特征的下气道疾病。这些包括增加空气流动的阻力、延长呼吸的呼气相和肺的正常弹性的损失。COPD的例子为肺气肿和慢性支气管炎。COPD是由长期吸烟 (主要风险因素)、职业暴露、空气污染和遗传因素引起的。症状包括: 劳力性呼吸困难、慢性咳嗽和痰液

产生。

[0013] 神经肌肉疾病(Neuromuscular Disease,NMD)是一个宽泛的术语,其包括通过内肌病理直接地或者通过神经病理间接地危害肌肉功能的许多疾病和小病。一些NMD患者的特点是进行性肌肉损伤导致行动丧失、要坐轮椅、有吞咽困难、呼吸肌肉无力并最终由于呼吸衰竭而死亡。神经肌肉障碍可以分为快速进行性和慢性进行性:(1)快速进行性障碍:特点是,恶化数月、导致在几年内死亡的肌肉损伤(例如,肌萎缩性脊髓侧索硬化症(Amyotrophic lateral sclerosis,ALS)和青少年中的杜氏肌营养不良(Duchenne muscular dystrophy,DMD));(2)可变的或慢性进行性障碍:特点是,恶化多年、只是适中减少寿命的肌肉损伤(例如,肢带、面肩胛臂和强直性肌肉萎缩)。NMD中的呼吸衰竭的症状包括:变得全身无力、吞咽困难、劳力性呼吸困难、静息时呼吸困难、疲劳、瞌睡、晨起头痛、注意力集中困难和情绪变化。

[0014] 胸壁障碍是一组导致呼吸肌和胸廓之间低效连接的胸畸形。该障碍的特点通常是,限制性缺陷和分担潜在的长期高碳酸血症性呼吸衰竭。脊柱侧凸和/或脊柱后侧凸可能导致重症呼吸衰竭。呼吸衰竭的症状包括:劳力性呼吸困难、外周水肿、端坐呼吸、重复的胸部感染、晨起头痛、疲劳、睡眠质量差和食欲不振。

[0015] 其他的健康人可能利用系统和装置来预防呼吸障碍的发生。

[0016] CSR的诊断通常涉及执行睡眠测试和分析产生的多导睡眠图(Polysomnography, PSG)数据。在全面的诊断PSG测试中,监测一系列生物学指标,这些生物学指标通常包括:鼻流量信号、呼吸运作的测量值、脉搏血氧饱和度、就眠位置,并且可能包括:脑电图(Electroencephalography,EEG)、心电图(Electrocardiography,ECG)、肌电图(Electromyography,EMG)和眼电图(Electro-oculography,EOG)。还根据视觉特征识别呼吸特性,因而允许临床医生评估睡眠过程中的呼吸功能,并评估任何存在的CSR。虽然临床医生的检查是最全面的方法,但是这是昂贵的过程并且很大程度取决于临床经验体会。

[0017] 3.2.1 系统

[0018] 用于治疗睡眠呼吸障碍的一种已知的产品是由瑞思迈公司生产的S9睡眠治疗系统。

[0019] 3.2.2 治疗

[0020] 经鼻持续气道正压通气(Nasal Continuous Positive Airway Pressure,CPAP)治疗已经用于治疗阻塞性睡眠呼吸暂停(Obstructive Sleep Apnea,OSA)。就此提出的假设是,持续气道正压充当气体夹板,并且可能通过将软腭和舌推向口咽后壁或推离口咽后壁,预防上气道阻塞。

[0021] 无创通气(Non-invasive ventilation,NIV)已经被用于治疗CSR、OHS、COPD、MD和胸壁障碍。在NIV的一些情况下,可能通过例如测量潮气量或每分通气量,并且控制通气测量满足目标换气,控制压力处理来执行目标换气。如通过通气的即时测量值和通气的长期测量值的比较等的通气测量的伺服控制可能作为抵消CSR的治疗。在一些这种情况下,由装置交付的压力处理的形式可能是压力支持通气。这种压力治疗通常在吸气过程中产生更高水平的压力(例如,IPAP),并在呼气过程中产生更低水平的压力(例如,EPAP)。

[0022] 3.2.3 患者接口

[0023] 通过使用鼻罩、全脸面罩或鼻枕等病人接口,有助于以正压向患者的气道的入口

提供空气的应用。已知有一系列的患者接口,然后它们中很多受困于突兀、不美观、适配不良、难以使用,以及当长期佩戴时或当患者对系统不熟悉时尤其不舒服中的一种或多种。作为个人防护设备的一部分的专门为飞行员设计的面罩或者专门为麻醉配给设计的面罩对于它们原始应用是可承受的,然而,对于长期穿戴,例如,在睡眠时,会带来令人不悦的不舒适感。

[0024] 3.2.4 PAP设备

[0025] 通常通过气道正压通气(Positive Airway Pressure,PAP)设备或装置,如电动机驱动的鼓风机,以正压向患者提供空气。鼓风机的出口通过柔性导管连接到上述患者接口。

[0026] 源自中枢的周期性呼吸障碍,如潮式呼吸,可能伴随上气道阻塞发生。在呼吸肌肉组织的中枢驱动中的振荡可能与在上气道肌肉组织的驱动中的振荡相关联,恶化任何上气道阻塞倾向。通常在低患者低出力期间相比在高患者出力期间具有更多呼吸机驱动的任何通过使患者换气而试图抵消呼吸驱动中的自激振荡的方法,在其试图提供换气援助时需要上气道大体上张开,否则,在低患者出力或者没有患者出力期间,换气援助将在一定程度上并且经常是完全不起作用的,因此不能使患者的换气稳定。

[0027] 通常通过试图设定呼气相气道正压(Expiratory Positive Airway Pressure,EPAP)使得上气道始终保持张开来解决保持上气道张开的需要。这可能通过在称为滴定法的过程中,通过观察各种EPAP水平下的气道的通畅率的同时进行某种类型的EPAP迭代调整而实现。滴定法是需要熟练能力的并且通常是昂贵的操作,其优选地在睡眠实验室中进行,可能不会使得 EPAP足以克服上气道阻塞(Upper Airway Obstruction,UAO)。其原因包括UAO通常是姿势性的,在滴定夜晚可能不能假定患者产生最差UAO的姿势,通常是仰卧姿。镇静剂或其他药物可能不定地影响上气道。也有证据表明心力衰竭的程度通过上气道的水肿影响上气道阻塞的程度。因此,心力衰竭的加重可能使上气道阻塞恶化至在滴定夜晚不能预料的程度。

[0028] 在一些情况下,可能在这种装置中实现用于评定或评估患者SDB事件和/或换气的方法。评定可能作为控制生成的呼吸压力治疗的基础。例如,在呼吸压力治疗过程中,这种装置可能自动调节EPAP的水平以便抵消上气道阻塞。类似地,压力的改变(例如,带有IPAP和 EPAP的双水平气道治疗)可能引起并循环重复病人呼吸周期的时间,或者与检测到的周期同步。这样的压力改变可以导致需要监控的PAP设备的操作更改。

[0029] 例如,为了确保这种PAP设备或其他呼吸治疗装置的正确操作和/或安全使用,实现保护控制可能是重要的。这样的控制组件可以通过检测或避免不利状态或危险状态在PAP设备中提供安全性。这些不利状态或危险状态可能包括,例如,如在PAP device装置的电动机的制动或突然加速过程中可能发生的过剩能量。类似地,这样的组件可能用于避免超压状态下的危险。不利状态或危险状态的其他例子可能包括电源故障、传感器故障、检测组件存在的故障、超过建议范围运行操作等等。通常使用需要大量印刷电路板(Printed Circuit Board,PCB)封装、劳力和开发时间的复杂的解决方案来实现已知的安全特性,这又大大增加每个装置的成本。

[0030] 存在进一步开发实现简化安全解决方案、减少PCB封装、劳力、开发时间和/或单个装置的整体成本的需要。

4发明内容

[0031] 本发明的目的是提供可以用于呼吸疾病的检测、诊断、治疗和/或预防的医疗设备及其组件,其具以下一种或多种优点:改进的舒适性、成本、疗效,并且易于使用和生产。

[0032] 本发明的一些实施例涉及用于呼吸障碍的检测、诊断、改善、治疗或预防的设备。

[0033] 本发明的一些实施例包括呼吸设备。该设备可能包括连接至总线的电源,和配置为生成可呼吸气体流的鼓风机。该鼓风机可能包括由所述电源通过所述总线供电的电动机,该电动机可能在某些时间产生能量。该设备可能还包括在所述电动机和所述电源之间的所述总线上的瞬态吸收二极管电路,用于吸收产生的能量。

[0034] 在一些情况下,该呼吸设备可能还包括在所述电动机和所述电源之间的一个或多个电容,用于存储至少部分产生的所述能量。所述电动机可能是无刷直流电动机。所述电动机可能将转动的动能转换为产生的所述能量。所述呼吸设备可能是气道正压或非侵入性通气设备中的一种。

[0035] 在一些版本中,所述瞬态吸收二极管电路可能包括两个或两个以上瞬态电压抑制二极管。所述两个或两个以上瞬态电压抑制二极管可能串联连接。该瞬态吸收二极管电路可能在电动机制动的过程中吸收产生的能量。该瞬态吸收二极管电路可能吸收约一百或数百毫秒时间的产生的所述能量。该瞬态吸收二极管电路可能包括连接至直流线的第一端子和连接至地线的第二端子。

[0036] 在一些情况下,所述呼吸设备可能包括桥接电路,用于操作所述电动机。所述瞬态吸收二极管电路可能以并联于所述桥接电路的方式连接至所述电源。该桥接电路可能是逆变桥。该桥接电路可能配置为使所述电动机减速或制动。所述呼吸设备可能包括连接至所述桥接电路的电动机驱动,用于控制所述电动机的运作。所述电动机驱动可能包括无刷直流电动机控制器。

[0037] 在一些版本中,所述电源可能包括市电供电开关模式电源。该市电供电开关模式电源可能阻止负再生电流。该电源可能连接至所述桥接电路。所述电源的第一端子可能通过直流线连接至所述桥接电路的第一端子。所述电源的第二端子可能通过地线连接至所述桥接电路的第二端子。

[0038] 本发明的一些实施例包括一种呼吸设备。该设备包括由电动机驱动的、用于产生可呼吸气体流的鼓风机,以及配置为提供至少一个表明物理和系统参数中的至少一种的输入信号的至少一个传感器。所述物理和系统参数可能包括系统复位、压力、电动机电流、温度、电动机速度和电动机总线电压信号中的一种或多种。所述设备可能包括配置为提供可执行指令以控制所述电动机的微处理器。

[0039] 所述设备还可能包括与所述电动机和所述微处理器通信的故障减轻集成电路。该故障减轻集成电路可能配置为从所述至少一个传感器接收所述至少一个输入信息,根据所述接收到的至少一个输入信号监测故障,并且根据检测到的故障生成停止所述电动机的输出信号。

[0040] 在一些情况下,所述故障减轻集成电路可能配置为就表示所述检测到的故障的信息与所述微处理器数字通信。所述至少一个输入信号可能包括模拟和数字信号中的至少一种。所述故障减轻集成电路可能包括可编程的逻辑器件。所述故障减轻集成电路可能还包括计时器。

[0041] 在一些情况下,所述故障减轻集成电路可能包括一个或多个数字输出引脚。所述故障减轻集成电路可能配置为通过所述一个或多个数字输出引脚发送停止信号以中断所述微处理器。所述故障减轻集成电路可能在一个或多个剩余的数字输出引脚上设定二进制值以表明所述检测到的故障的类型。所述二进制值可能由所述微处理器读取。

[0042] 在一些情况下,由所述故障减轻集成电路产生的、用于停止所述电动机的所述输出信号可能是数字信号。所述故障减轻集成电路可能配置为锁存该信号。该锁存的信号可能是给所述微处理器的中断,以表明已经发生了故障。所述故障减轻集成电路可能配置为在多个数字输出引脚上锁存信号以表明所述检测到的故障的类型。在所述多个数字输出引脚上的信号可能表示二进制代码。

[0043] 在一些版本中,当所述设备重启时可能复位所述故障减轻集成电路。当接收到系统复位信号时也可能复位所述故障减轻集成电路。

[0044] 在详细描述中使用的主题词仅为了读者理解上的方便,不应当用于限制本发明或权利要求的主题。这些主题词不应当用于解释权利要求的范围或权利要求限定。

[0045] 描述的示例实施例的各个方面可以与特定其他示例实施例的方面结合以实现另外的实施例。可以理解的是,任意一个例子的一个或多个特征可以与其他例子的一个或多个特征结合。此外,在任意一个例子或多个例子中的任意单个特征或多个特征的组合可以构成可专利的主题。

[0046] 从包含在以下详细描述中的信息考虑,本发明的其他特征是显而易见的。

5附图说明

[0047] 在附图的图示中,本发明通过举例而不是限定的方式进行说明,其中,相似的附图标记表示相似的元件。

[0048] 5.1 治疗系统

[0049] 图1a 展示了根据本发明的系统。患者1000穿戴有患者接口3000,以正压接收来自 PAP 设备4000的空气供应。来自 PAP 设备的空气在加湿器5000中被加湿,并沿着空气管道 4170 到达患者1000。

[0050] 图1b展示了用在带有鼻面罩的患者上的 PAP 设备;

[0051] 图1c展示了用在带有全脸面罩的患者上的 PAP 设备。

[0052] 5.2 治疗

[0053] 5.2.1 呼吸系统

[0054] 图2a展示了包括鼻和口腔、喉、声带、食管、气管、支气管、肺、肺泡囊、心脏和隔膜等的人体呼吸系统的概况;

[0055] 图2b展示了包括鼻腔、鼻骨、侧鼻软骨、大翼软骨、鼻孔、上唇、下唇、喉、硬腭、软腭、口咽、舌、会厌、声带、食道和气管等的人体上气道的示意图;

[0056] 5.3 患者接口

[0057] 图3展示了根据本发明的一种形式的患者接口;

[0058] PAP设备

[0059] 图4a展示了根据本发明的一种形式的 PAP 设备;

[0060] 图4b为 PAP 设备的示例气动回路的结构示意图;

- [0061] 图4c为PAP设备的一些示例电子组件的结构示意图；
- [0062] 图4d为可以在本发明的PAP设备的处理器或中央控制器中实现的示例处理的示意图,在该图中,实线箭头表明,通过例如电子信号的信息的实际流。;
- [0063] 加湿器
- [0064] 图5展示了根据本发明的一个方面的加湿器;
- [0065] 示例保护组件
- [0066] 图6为根据本发明的一个方面的PAP设备的结构示意图,展示了其中实现的瞬态吸收二极管电路;
- [0067] 图7为根据本发明的另一方面的PAP设备的结构示意图,展示了其中实现的瞬态吸收二极管电路;
- [0068] 图8为根据本发明的一个方面的示例故障减轻集成电路的透视图;
- [0069] 图9为图8的故障减轻集成电路的平面图,其展示了该电路的输入和输出端子;
- [0070] 图10为如图8所示版本的故障减轻集成电路的示例元件的示意图;
- [0071] 图11为其中实现有故障减轻集成电路的PAP设备的结构示意图;
- [0072] 图12为与如图8所示电路的输出端子或引脚的信号输出相关联的故障类型示例列表。

6具体实施方式

[0073] 在进一步详细描述本发明之前,可以理解的是,本发明不限于以下所述的特定例子而是可以改变的。还可以理解的是,用在说明书中的术语只是为了描述这里讨论的特定例子,并不是为了进行限制。

[0074] 6.1 治疗系统

[0075] 在一种形式中,本发明包括用于治疗呼吸障碍的设备。该设备可能包括用于通过通向患者接口3000的空气输送管向患者1000提供加压的呼吸气体的流发生器或鼓风机。

[0076] 6.2 疗法

[0077] 在一种形式中,本发明包括用于治疗呼吸障碍的方法,其包括向患者1000的气道的入口提供正压的步骤。

[0078] 6.2.1 用于OSA的经鼻CPAP

[0079] 在一种形式中,本发明包括通过向患者提供经鼻持续气道正压通气治疗患者中的阻塞性睡眠呼吸暂停(Obstructive Sleep Apnea,OSA)的方法。

[0080] 在本发明的一些实施例中,通过一个或两个鼻孔向患者的鼻道提供正压的空气供应。

[0081] 6.3 患者接口

[0082] 参考图3,根据本发明的一个方面的非侵入式患者接口3000包括以下功能方面:密封形成结构3100、送气室3200、定位和稳定结构3300和用于连接至空气管道4170的连接端口。在一些形式中,可能通过一个或多个物理组件提供功能方面。在一些形式中,一个物理组件可能提供一个或多个功能方面。在使用中,密封形成结构3100围绕患者的气道入口布置,从而有助于以正压向气道供应空气。患者接口3000可能包括排气孔3400,其构造和布置为允许呼出二氧化碳的排出。患者接口3000可能包括前额支撑3700。也可能实现其他类型

的患者接口。

[0083] 6.4 PAP设备4000

[0084] 参照图4a,呼吸治疗设备,如PAP设备4000可能包括机械和气动组件4100、电子组件 4200,并且可能编程为执行一个或多个算法4300(如图4d所示)。如图4a所说明的版本中,PAP设备具有形成为两部分的外壳4010,包括外壳4010的上部分4012,和外壳4010的下部分4014。在替代的形式中,外壳4010可能包括一个或多个面板4015。该PAP设备4000包括支撑一个或多个PAP设备4000的内部组件的底座4016。在一种形式中,气动块由底座4016支撑,或形成为底座4016的一部分。PAP设备4000可能包括把手4018。

[0085] 参照图4b,PAP设备4000的气动路径包括进气过滤器4112、入口消声器4122、能够以正压提供空气的可控压力设备4140(优选地,鼓风机4142),以及出口消声器4124。在气动路径中包括一个或多个压力传感器和流量传感器。

[0086] 气动块4020可能包括位于外壳4010内的气动路径的一部分。

[0087] 参照图4c,PAP设备4000的电子组件4200可能包括电源4210、一个或多个输入设备4220、中央控制器4230、治疗设备控制器4240、治疗设备4245、一个或多个保护电路4250、存储器4260、传感器4270、数据通信接口4280和一个或多个输出设备4290。电子组件4200可能安装在单个印刷电路板装配(Printed Circuit Board Assembly,PCBA)上,如图4a所示。在替换的形式中,PAP设备4000可能包括一个以上的PCBA 4202。

[0088] 参照图4d,PAP设备4000的中央控制器4230编程为执行一个或多个算法4300模块,在一个实施例中,包括预处理模块4310、治疗引擎模块4320、压力控制模块4330和故障条件检测模块4340。

[0089] 根据本发明的一些方面,中央控制器4230可能选择性地忽略故障条件检测模块4340。更确切地说,可能通过与中央控制器4230分开的故障减轻集成电路4500实现故障检测。以下将更详细地描述这种故障减轻集成电路4500。

[0090] 在一些形式中,PAP设备可能被替代地称为呼吸机。

[0091] 6.4.1 PAP设备机械和气动组件4100

[0092] 6.4.1.1 空气过滤器4110

[0093] 参考图4b,根据本发明的一种形式的PAP设备,可能包括空气过滤器4110或多个空气过滤器4110。

[0094] 在一种形式中,进气过滤器4114,例如,抗菌过滤器,位于气动块4020和患者接口3000之间。参见图4b。

[0095] 6.4.1.2 消声器4120

[0096] 在本发明的一种形式中,入口消声器4122位于鼓风机4142上游的气动路径中。参见图 4b。

[0097] 在本发明的一种形式中,出口消声器4124位于鼓风机4142和患者接口3000之间的的气动路径中。参见图4b。

[0098] 6.4.1.3 压力设备4140

[0099] 参考图4b,在本发明的一种形式中,用于产生正压的空气流的压力设备4140是可控的鼓风机4142。例如,该鼓风机可能包括带有收容在蜗壳中的一个或多个叶轮的无刷直流电动机4144。该鼓风机能够以正压按约120升/秒输送空气供应,该正压在约4cm H₂O到约

20cm H₂O的范围内,或者在其他形式中达到约30cm H₂O。

[0100] 6.4.1.4 传感器4270

[0101] 继续参考图4b,在本发明的一种形式中,一个或多个传感器4270位于压力设备4140的上游。该一个或多个传感器4270构造和布置为测量在气动路径中的点的空气特性。

[0102] 在本发明的一种形式中,一个或多个传感器4270位于压力设备4140的下游,和空气管道4170的上游。该一个或多个传感器4270构成和布置为测量在气动路径中的点的空气特性。

[0103] 在本发明的一种形式中,一个或多个传感器4270位于患者接口3000附近。

[0104] 6.4.1.5 防溢止回阀4160

[0105] 在本发明的一种形式中,防溢止回阀4160位于加湿器5000和气动管道4020之间。该防溢止回阀构造和布置为减小水从加湿器5000向上流到,例如,电动机4144的风险。

[0106] 6.4.1.6 空气管道4170

[0107] 如图4b所示,根据本发明的一个方面的空气管道4170构造和布置为允许在气动块4020 和患者接口3000之间的空气或可呼吸气体流。

[0108] 6.4.1.7 氧气输送

[0109] 继续参考图4b,在本发明的一种形式中,补充氧气4180被输送到气动路径中的点。

[0110] 在本发明的一种形式中,补充氧气4180被输送到气动块4020的上游。

[0111] 在本发明的一种形式中,补充氧气4180被输送到空气管道4170。

[0112] 在本发明的一种形式中,补充氧气4180被输送到患者接口3000。

[0113] 6.4.2PAP 设备电子组件4200

[0114] 6.4.2.1 基本PAP设备

[0115] 6.4.2.1.1 电源4210

[0116] 参考图4c,电源4210向基本PAP设备4000的其他组件供电,这些组件包括:输入设备 4220、中央控制器4230、治疗设备4245和输出设备4290。

[0117] 在本技术的一种形式中,电源4210位于PAP设备4000的外壳4010的内部。在本技术的另一形式中,电源4210位于PAP设备4000的外壳4010的外部。

[0118] 电源4210可以包括市电开关模式电源,其可以阻止负再生电流。

[0119] 6.4.2.1.2 输入设备4220

[0120] 输入设备4220(如图4c所示)可能包括一个或多个按钮、开关或转盘,以使得人能够与该PAP设备4000交互。这些按钮、开关或转盘可能是物理设备或通过触摸屏访问的软件设备。这些按钮、开关或转盘,在一种形式中可能物理连接至外壳4010,或者,在另一种形式中可能与电连接到中央控制器4230的接收器无线通信。

[0121] 在一种形式中,该输入设备4220可能构造和布置为允许人选择值和/或菜单选项。

[0122] 6.4.2.1.3 中央控制器4230

[0123] 在本发明的一种形式中,中央控制器4230(如图4c所示)是专用电子电路,其配置为从输入设备4220接收输入信号,并向输出设备4290和/或治疗设备控制其4240提供输出信号。

[0124] 在一种形式中,中央控制器4230是专用集成电路。在其他形式中,中央控制器4230

可能采用分立电子组件形成

[0125] 6.4.2.1.4 治疗设备4245

[0126] 在本发明的一种形式中,治疗设备4245(如图4c所示)配置为在中央控制器4230的控制下向患者1000提供治疗。该治疗设备4245可能是可控的压力设备4140,如正空气压力设备4140。

[0127] 6.4.2.1.5 输出设备4290

[0128] 根据本发明的输出设备4290可能采用一个或多个视觉、听觉和触觉输出的形式。视觉输出可能是液晶显示(Liquid Crystal Display,LCD)或发光二极管(Light Emitting Diode,LED)显示器。听觉输出可能是扬声器或音调发射器。

[0129] 6.4.2.2 微处理器控制的PAP设备

[0130] 6.4.2.2.1 电源4210

[0131] 在本发明的一种形式中,电源4210(如图4c所示)在PAP设备4000的外壳4010的内部。在本发明的另一种形式中,电源4210在PAP设备4000的外壳4010的外部。

[0132] 在本发明的一种形式中,电源4210只向PAP设备4000提供电力。在本发明的另一种形式中,电源4210同时向PAP设备4000和加湿器5000提供电力。

[0133] 6.4.2.2.2 输入设备4220

[0134] 在本发明的一种形式中,PAP设备4000包括按钮、开关或转盘形式的一个或多个输入设备(如图4c所示),以使得人能够与该设备交互。这些按钮、开关或转盘可能是物理设备或通过触摸屏访问的软件设备。这些按钮、开关或转盘,在一种形式中可能物理连接至外壳4010,或者,在另一种形式中可能与电连接到中央控制器4230的接收器无线通信。

[0135] 在一种形式中,该输入设备4220可能构造和布置为允许人选择值和/或菜单选项。

[0136] 6.4.2.2.3 中央控制器4230

[0137] 在本发明的一种形式中,中央控制器4230(如图4c所示)可能是适合于控制PAP设备4000的处理器或微处理器,如x86INTEL处理器。

[0138] 根据本发明的另一种形式,适合于控制PAP设备4000的中央控制器4230可能包括基于来自ARM Holdings的ARM Cortex-M处理器的处理器。例如,可能使用来自ST MICROELECTRONICS的STM32系列微处理器。

[0139] 在本发明的进一步替代形式中,中央处理器4230可能包括选择基于ARM9的32位RISC CPU系列的成员例如,可能使用来自ST MICROELECTRONICS的STR9系列微处理器。

[0140] 在本发明的一些替代形式中,16为RISC CPU可能用作PAP设备4000的中央控制器4230。例如,可能使用来自TEXAS INSTRUMENTS生产的MSP430系列的微控制器。

[0141] 中央控制器4230配置为从一个或多个传感器4270接收输入信号,以及一个或多个输入设备4220。

[0142] 中央控制器4230配置为向输出设备4290、治疗设备控制器4240、数据通信接口4280和加湿控制器5250中的一个或多个提供输出信号。

[0143] 中央控制器4230,或多个这样的处理器,配置为执行本文所述的一种或多种方法,如表示为存储在计算机可读存储介质如存储器4260中的计算机程序的一个或多个算法4300(如图4d所示)。在一些情况下,如上所述,这种处理器可能与PAP设备4000集成。然而,在一些设备中没改处理器可能与PAP设备的流发生器组件分开实现,以便执行本文所述的

任意方法而不直接控制呼吸治疗的输送。例如,这样的处理器可能执行本文所述的任意方法,以便通过分析来自本文所述的任意传感器的存储的数据,确定呼吸机或其他呼吸相关事件的控制设定。

[0144] 6.4.2.2.4 时钟4232

[0145] 优选地,PAP设备400包括时钟4232(如图4c所示),其连接至处理器或中央控制器4230。

[0146] 6.4.2.2.5 治疗设备控制器4240

[0147] 在本发明的一种形式中,治疗设备控制器4240(如图4c所示)是可以实现由中央控制器4230执行的或与中央控制器4230结合的算法4300特征的治疗控制模块4330(如图4d所示)。在一些情况下,该治疗设备控制器4240可能采用电动机驱动实现。

[0148] 在本发明的一种形式中,治疗设备控制器4240是专用电动机控制集成电路。例如,在一种形式中,可以使用ONSEMI制造的MC33035无刷直流电动机控制器。

[0149] 6.4.2.2.6 保护电路4250

[0150] 优选地,根据本发明的PAP设备4000包括一个或多个保护电路4250,如图4c所示。

[0151] 根据本发明的保护电路4250的一种形式是电气保护电路。

[0152] 根据本发明的保护电路4250的一种形式温度或压力安全电路。

[0153] 在本发明的一些版本中,保护电路4250可能包括瞬态吸收二极管电路4400。该电路可能配置为吸收产生的能量或(如来自鼓风机电动机的)由转动动能转换的能量。根据本发明的另一方面,保护电路4250可能包括故障减轻集成电路4500(如图8-9所示的单IC电路)。以下将更详细地描述瞬态吸收二极管电路4400和故障减轻集成电路4500的具体实施例。

[0154] 6.4.2.2.7 存储器4260

[0155] 根据本发明的一种形式,PAP设备4000包括存储器4260(如图4c所示),优选地,非易失性存储器。在一些形式中,存储器4260可能包括电池供电的静态RAM。在一些形式中,存储器4260可能包括易失RAM。

[0156] 优选的,存储器4260位于PCBA 4202(如图4a所示)上。存储器4260可能为EEPROM或NAND Flash的形式。

[0157] 额外地或可选地,PAP设备4000包括可拆除形式的存储器4260,例如,依照安全数字(Secure Digital,SD)标准制造的存储卡。

[0158] 在本发明的一种形式中,存储器4260作为计算机可读存储介质,其上存储有表现为本文所述的一种或多种方法的计算机程序指令,如一个或多个算法4300。

[0159] 6.4.2.2.8 传感器4270

[0160] 传感器4270(如图4c所示)可能在设备的内部或在PAP设备的外部。外部传感器可能位于,例如,空气输送管道和/或患者接口上或组成空气输送管道和/或患者接口的一部分。外部传感器可能是非接触式传感器的形式,如向PAP设备传输或传送数据的多普勒雷达运动传感器。

[0161] 6.4.2.2.8.1 流量

[0162] 根据本发明的流量传感器4274(如图4c所示)可能基于压差传感器,例如,来自SENSIRION的SDP600系列压差传感器。该压差传感器与气动管道流体连通,每个压力传感器

的其中一个分别连接至流限制元件中的第一点和第二点。

[0163] 在使用中,中央控制器4230接收来自流量传感器4274的表示总流量的信号 Q_t 。然而,可能实现产生这样的流量信号或评估流量的其他传感器。例如,在一些实施例中可能实现质量流量传感器,如热线式质量流量传感器,以生成流量信号。可选地,可以依照第12/192247号美国专利申请中所述的任意方法(通过引用将其公开的内容包括在内),根据本文所述的其他传感器的一个或多个信号估算流量。

[0164] 6.4.2.2.8.2 压力

[0165] 根据本发明的压力传感器4272(如图4c所示)与气动管道流体连通。适合的压力传感器的例子为来自HONEYWELL ASDX系列的传感器。替代的合适的压力传感器为来自GENERAL ELECTRIC的NPA系列的传感器。

[0166] 在使用中,中央控制器4230接收来自压力传感器4272的信号。在一种形式中,在中央控制器4230接收前,先过滤来自压力传感器4272的信号。

[0167] 6.4.2.2.8.3 电动机转速

[0168] 在本发明的一种形式中,生成来自电动机转速传感器4276(如图4c所示)的电动机转速信号。优选地,由治疗设备控制器4240提供电动机转速信号。例如,可能由转速传感器,例如,霍尔效应传感器,生成电动机转速。

[0169] 6.4.2.2.8.4 温度

[0170] 温度传感器4278(如图4c所示)可能测量在气动管道中的气体的温度。温度传感器4278的一个例子为热电偶或热电阻检测器(Resistance Temperature Detector,RTD)。

[0171] 6.4.2.2.9 数据通信系统

[0172] 在本发明的一种优选形式中,提供有数据通信接口4280(如图4c所示),其连接至中央控制器4230。优选地,数据通信接口4280可连接至远程外部通信网络4282。优选地,数据通信接口4280可连接至本地外部通信网络4284。优选地,远程外部通信网络4282可连接至远程外部设备4286。优选地,本地外部通信网络4284可连接至本地外部设备4288。

[0173] 在一种形式中,数据通信接口4280是中央控制器4230的一部分。在另一种形式中,数据通信接口4280是与中央控制器4230分开的集成电路。

[0174] 在一种形式中,远程外部通信网络4282是互联网。数据通信接口4280可能使用有线通信(例如,通过以太网或光纤)或无线协议连接到互联网。

[0175] 在一种形式中,本地外部通信网络4282利用一种或多种通信标准,例如,蓝牙,或消费者红外线协议。

[0176] 在一种形式中,远程外部设备4286是一个或多个计算机,例如,一组网络化的计算机。在一种形式中,远程外部设备4286可能是虚拟计算机而不是物理计算机。在任意一种情况下,这样的远程外部设备4286可能由适当授权的人如临床医生访问。

[0177] 6.4.2.2.10 包括可选的显示和警报器的输出设备

[0178] 根据本发明的输出设备4290(如图4c所示)可能采用视觉、听觉和触觉单元中的一种或多种的形式。视觉显示可能是液晶显示(Liquid Crystal Display,LCD)或发光二极管(Light Emitting Diode,LED)显示器。

[0179] 6.4.2.2.10.1 显示驱动器4292

[0180] 显示驱动器4292(如图4c所示)接收打算在显示器4294上显示的字符、符号或图像

作为输入,并且将它们转换为可引起显示器4294显示这些字符、符号或图像的命令。

[0181] 6.4.2.2.10.2 显示器4294

[0182] 显示器4294(如图4c所示)配置为可视化显示特性、符号或图像以响应接收到的来自显示驱动器4292的命令。例如,显示器4294可能是八段显示器,其中,显示驱动器4292 将每个字符或符合,如数字“0”转换为八个逻辑信号,这些逻辑信号表明八个独立的段是否被激活以显示特定的字符或符号。

[0183] 6.4.3 瞬态吸收二极管电路4400

[0184] 根据本发明的一些方面,保护电路4250可能包括动能吸收电路以吸收在电动机4144制动或忽然减速过程中存在的过剩能量,例如,电压和/或电流。可以通过在制动或忽然减速过程中电动机的转动动能产生或再生这样的能量。

[0185] 举例来说,当PAP设备处在正常的温度状态,电动机4144可能以特定转速运行。在这种状态下,电动机414可能消耗由电源4144提供的与应用的负载和内部损失成比例的能量。在这个过程中,电动机4144将电源4210提供的电能、或电力转换为转动动能。

[0186] 当发生忽然减速或制动时,电动机4144将能量转换逆转瞬态时间段。例如,当发生忽然减速或制动时,电动机4144产生能量,因而在转动方向的相反方向上的施加转动动能。当发生忽然减速或制动时,电动机4144将转动动能转换为电能。这通常可能导致在电源4210和电动机4144之间的总线或电路线路上的电压或电流的急速上升。为了防止这种电压和/或电流的上升,可能将动能吸收电路放置在电源4210和电动机4144之间的总线或电路线路中。

[0187] 在一种形式中,动能吸收电路可能是如图6所示的结构中的瞬态吸收二极管电路4400。图6是示例PAP设备4000的结构示意图。如图6所示,该瞬态吸收二极管电路4400可能实现在电源4210和电动机4144之间。例如,它可以实现在电源4210和逆变桥4410等桥接电路之间。

[0188] 逆变桥4410是电子电路。这样的电路可能允许一个或多个电压水平以任意方向应用在电动机4144上,致使电动机4144的加速或减速。例如,逆变桥4410可能采用一个或多个开关元件(例如,晶体管或MOSFET)实现。可能通过控制不同开关的打开或关闭设定电动机4144 的运行,如使该电动机加速或减速。例如,逆变桥4410可能通过将电动机上的有效电压减少至低于电动机的反电动势(Electro-Motive Force EMF)的水平,使得电动机4144制动,或使得电动机忽然减速。这种处理导致电流方向的逆转,以致电流从逆变桥4410流向电源4210。更具体地,为了使电动机制动,在电动机上感应产生负的有效电压。该负的有效电压引起电流反向,流回到电源4210和电动机4144之间的总线或电路线路上,从而在总线或电路线路上升高电压水平。该逆变桥4410可能还包括控制连接,如电动机和PAP设备4000的剩余电子组件(例如,治疗设备控制器和/或中央控制器)之间的电流信号。

[0189] 如图6所示,可能由治疗设备控制器4240控制逆变桥。如前所述,治疗设备控制器4240 可能是实现由中央控制器4230执行的算法的部分过程的治疗控制模块。例如,如图6所示,根据一个或多个输入信号,如分别从温度传感器4272、流量传感器4274和温度传感器4278 接收的压力、流量和温度测量值,中央控制器4230可能通过可执行指令的规定控制治疗设备控制器4240的运行。这些传感器可能定位为测量在气动路径中的相对鼓风机4142的不同位置(例如,靠近鼓风机4142的出口4432)的可呼吸气体流的特性。

[0190] 中央控制器4239还可能从治疗设备控制器4240接收电动机转速。取决于一个或多个不同的输入,中央控制器4239可能通过命令治疗设备控制器4240通过它对电动机桥的控制改变施加到电动机4144上的电流或电压而调整鼓风机4142输出。

[0191] 继续参考图6,很久本发明的一个方面,瞬态吸收二极管电路4400可能设置在电源4210 和逆变桥4410之间。具体地,如图6所示,电源4210可能以电源4210的第一端子4212通过第一线4422(例如,电线或单个线路)连接至逆变桥4410的第一端子4412、电源4210的第二端子4214通过第二线4424连接至逆变桥4410的第二端子4414的方式连接至逆变桥4410。在一些情况下,第一线4422可能是直流(DC)总线或线路,而第二线4424可能是地线,反之亦然。

[0192] 如图6所示,瞬态吸收二极管电路4400以瞬态吸收二极管电路4400的第一端子4402连接至第一线4422并且瞬态吸收二极管电路4400的第二端子4404连接至第二线4424的方式布置在电源4210和逆变桥4410之间。

[0193] 根据一个实施例,瞬态吸收二极管电路4400可能包括一个、两个或多个瞬态吸收二极管 4420。瞬态吸收二极管4420的例子可能包括瞬态电压抑制(Transient Voltage Suppressor,TVS) 二极管和Transil™等等。瞬态吸收二极管4420可能彼此串联或并联连接,从而一起作为在第一线4422和第二线4424上的电压钳。具体地,将瞬态吸收二极管4420彼此串联连接,使得在每个瞬态吸收二极管4420中能量吸收的分布更均匀。在图6所示的例子中,两个瞬态吸收二极管4420(例如,瞬态电压抑制二极管)在第一线4422和第二线4424上串联连接。根据处理增加的再生能量的需要,可以向瞬态吸收二极管电路4400增加额外的瞬态吸收二极管 4420。

[0194] 采用这样的结构,在电动机制动或忽然减速过程中,电动机4144产生的能量转嫁或转移到瞬态吸收二极管电路4400。在这点上,瞬态吸收二极管可能通常被理解为吸收外部破坏性峰值,这些破坏性峰值在非常短的时间(如约10微妙)有非常高的能量。然而,在本发明的典型应用中,已经确定瞬态吸收二极管电路4400可能在能量峰值具有较小能量而即使持续较长的时间(如约100微妙)时,用于抑制(例如,来自流发生器电动机的)能量峰值。瞬态吸收二极管电路4400可能以预定速率吸收能量,抑制能量峰值可能被抑制较长时候,而不会引起例如在电路4400的接合点的温度升高到可接受的限制以上。两个或多个串联连接的瞬态吸收二极管4420的使用可能伸展能量耗散负载,其反之,将热量扩散到印刷电路板(PCB) 的更多铜上,从而将电路4400的连接点处的温度保持在可接受的限制内。

[0195] 根据如图7所示的本发明的另一实施例。除了瞬态吸收二极管4420,瞬态吸收二极管电路4400可能包括一个或多个电容器4421。该一个或多个电容器4421可能彼此并联连接。该一个或多个电容器4421还可能与串联连接的瞬态吸收二极管4420并联连接。该一个或多个电容器4421可能用于存储在制动或忽然减速过程中电动机4144产生的至少部分能量。接着,存储的能量可能重新用于电路的功率组件,如电动机。

[0196] 6.4.3.1 瞬态吸收二极管电路4400的潜在优势

[0197] 这种瞬态吸收二极管电路可能具有诸多优势。例如,该瞬态吸收二极管电路4400可能为解决在电动机制动或忽然的电动机减速过程中运动再生能量提供简单节约成本的方法。

[0198] 例如,该瞬态吸收二极管电路4400可能用作可能会实现的更昂贵的切换电阻负载

或切换电阻电路的替代。这样的切换电阻负载或切换电阻电路通常需要大量的印刷电路板 (PCB) 封装并且需要在组件、劳力和开发时间上的大量成本。此外,该切换电阻电路方法需要控制电路,该控制电路可能增加复杂性、成本和故障模式。然而,当使用瞬态吸收二极管电路时,不需要这样的控制电路,瞬态吸收二极管电路4400可以显著减低PCB封装、劳力、开发时间,其转而可能显著减少产品销售成本或单设备成本。

[0199] 6.4.4 故障减轻集成电路4500

[0200] 根据本发明的一个方面,保护电路4250可能包括单个集成电路或芯片。这种芯片可能配置为执行故障检测。这种集成电路的运行可能独立于中央控制器4230并与中央控制器4230 分开。然而,这种电路可能配置为向中央控制器4230提供故障信息(例如,一个或多个输出信号)。这种集成电路可能还用作故障减轻集成电路 (IC) 4500。图8-9说明了这种组件的例子。

[0201] 在一些版本中,故障减轻IC 4500可能是混合信号芯片。这种芯片配置为接收一个或多个信号,该信号可能是模拟输入信号,也可以是数字输入信号。由故障减轻IC 4500接收的输入信号可能表示PAP设备4000的一个或多个物理或系统参数。这样的物理或系统参数可能包括但不限于以下一种或多种:电动机电流、电动机总线电压、电动机转速、压力测量值、流量测量值、温度测量值和系统复位信号。

[0202] 故障减轻IC 4500可能依赖一个或多个物理或系统参数,以检测是否存在任何不良状态或潜在危险状态,即,故障。故障减轻IC 4500可能配置为检测相对PAP设备4000的不同类型的故障,包括但不限于:(a) 电源故障,如没有电或电力不足;(b) 运行参数(例如,压力、流量、温度或PaO₂测量值)超出建议范围;(c) 生成可检测的报警信号的测试报警器故障;(d) 关于任意传感器(包括,例如,压力传感器4272、流量传感器4274、电动机速度传感器4276和温度传感器4278)的故障;(e) 检测组件存在的故障;等等。

[0203] 一旦检测到故障,故障减轻IC 4500可能生成一个或多个信号(例如,数字和/或模拟信号)以关闭关键硬件。这种关键硬件的例子可能包括以下一个或多个:鼓风机4142、电动机 4144、逆变桥4410和治疗设备控制器4240等等。额外地或可选地,当检测到故障,故障减轻IC 4500可能(例如,通过发送数字中断信号)向中央控制器4230报告代表检测到的故障的信息。

[0204] 参考图8-11,故障减轻IC 4500可能通常包括以下一个或多个组件:接收和输出信号的输入和输出引脚;实现根据接收到的信号的评估确定故障的机制的可编程逻辑;一个或多个计时器。以下详细讨论每个组件。

[0205] 6.4.4.1 输入引脚

[0206] 故障减轻IC 4500可能包括任意数量的输入引脚,例如,如图8-9所示的八个输入引脚。故障减轻IC 4500可能通过输入引脚中的一个或多个引脚接收模拟和数字输入信号。输入引脚中的一个或多个引脚可能通信地连接至设备4000的一个或多个组件以接收设备4000的物理或系统参数。例如,通过与设备4000的各组件的连接,输入引脚可能接收电动机电流、电动机总线电压、电动机转速、压力测量值、流量测量值和系统复位信号等输入信号。

[0207] 举进一步的例子而言,如图11所示,输入引脚“输入1”可能通信地连接至治疗设备控制器4240以接收提供给电动机4144的电流,即,需求电流信号或电动机电流信号。输入引脚“输入2”和“输入3”还可能通信地连接至治疗设备控制器4240以分别接收电动机总线电

压信号和电动机转速信号。输入引脚“输入4”可能连接至压力传感器4272以接收压力测量值信号。输入引脚“输入5”可能连接至流量传感器4274以接收流量测量值信号。输入引脚“输入6”可能连接至温度传感器4278以接收温度传感器信号。输入引脚“输入7”可能配置为接收系统复位信号。系统复位信号可能由输入设备4220(在图11中未图示)或中央控制器4230提供。

[0208] 图8-11所示的输入引脚的数量只是为了说明的目的。实际上,根据各种需求或实现的复杂性,故障减轻IC 4500可能包括任意数量的输入引脚,不必限制于图中所示数量。

[0209] 6.4.4.2 输出引脚

[0210] 参考图8-11,故障减轻IC 4500可能包括任意数量的输出引脚,例如,八个输出引脚。故障减轻IC 4500可能通过一个或多个输出引脚产生模拟和/或数字信号。在一些实施例中,每个输出引脚可能产生表示二进制值的逻辑输出。当在输出引脚上的逻辑输出是高时,由该输出引脚提供的相应的二进制值可能被认为是“1”。相反地,当在输出引脚上的逻辑输出是低时,由该输出引脚提供的相应二进制值可能被认为是“0”。

[0211] 一旦检测到故障,如根据芯片的编程的逻辑,故障减轻IC 4500可能通过一个或多个输出信号直接控制设备4000的一些或全部关键硬件,而无需中央控制器等的软件干预。故障减轻IC 4500还可能通过一个或多个输出信号向中央控制器4230包括检测到的故障。在一些情况下,该故障减轻IC 4500可能实现相同的输出信号来控制设备4000的关键硬件并向中央控制器4230包括故障信息。

[0212] 例如,在一些实施例中每当检测到故障时,故障减轻IC 4500可能通过数字输出引脚,例如,“输出1”,输出停止信号(其可能也被称为中断信号),并且通过一个或多个剩余的输出引脚,例如,“输出2”、“输出3”和“输出4”,输出检测到的故障的类型。

[0213] 例如,在不存在检测到任何故障中,在输出引脚“输出1”的逻辑输出可能设定为具有二进制值“0”的低。接着,设备4000可能在这种环境下正常运行。如果检测到故障,输出引脚“输出1”的逻辑输出可能设定为具有二进制值“1”的高,产生停止信号。

[0214] 输出引脚“输出1”的逻辑输出可能用于多种目的。例如,输出引脚“输出1”可能连接至治疗设备控制器4240。当通过故障减轻IC 4500将输出引脚“输出1”的逻辑输出设定为低时,治疗设备控制器4240、逆变桥4410和电动机4144可能正常地继续它们的运行。然而,当故障减轻IC 4500将输出引脚“输出1”的逻辑输出设定为高时,换句话说,当生成停止信号时,治疗设备控制器4240可能采取相应行动以关闭电动机4144的运行。这种设置的一个优势可能在于,其使得关键硬件(如电动机4144)能够被关闭而不涉及任何软件处理。在某些情况下,输出引脚“输出1”可能发出数字信号。

[0215] 输出引脚“输出1”也可能连接至中央控制器4230。当输出引脚“输出1”的逻辑输出保持为低,中央控制器4230可能继续它的正常运行。然而,当输出引脚“输出1”的逻辑输出变为高时,生成停止信号,从而中断该中央控制器4230。一旦该中央控制器4230接收停止信号,中央控制器4230可能采取相应行动,如通过检索或评估关于检测到的故障类型的信号信息访问故障减轻IC 4500。

[0216] 在一些实施例中,输出引脚“OUT1”产生的停止信号同时控制电动机4144和中央控制器4230的运行。

[0217] 更进一步地,当检测到故障时,故障减轻IC 4500可能在一个或多个剩余输出引脚

上表明检测到的故障的类型。例如,故障减轻IC4500可能设定一个或多个输出引脚上的逻辑输出以表面检测到的故障的类型。在一个例子中,故障减轻IC 4500可能取得多个输出引脚(例如,“输出2”、“输出3”和“输出4”)来表明故障类型。图12所示的表格4560表示故障类型和输出引脚“输出2”、“输出3”和“输出4”的不同输出组合之间的关系的例子。如图12所示,当在所用三个输出引脚上的二进制值都为“0”时,表明没有故障类型。然而,当在输出引脚“输出2”、“输出3”和“输出4”上的二进制值分别为“0”、“0”和“1”时,检测到的故障类型为压力过大。因此,如图12所示,通过三个数字输出引脚的3位二进制代码可以提供八个不同类型的故障。当然,故障减轻IC 4500可能占用更多或更少数量的输出引脚来表示更多或更少数量的不同的故障类型。可选地,这种输出可能由一个或多个模拟信号代表。由输出引脚表示的不同类型的故障的数量为两个到使用的输出引脚的数量的幂。例如,通过两个数字输出引脚的2位二进制代码依照 $2^2=4$,提供四种不同类型的故障,通过四个数字输出引脚的4位二进制代码依照 $2^4=16$,提供十六种不同类型的故障。

[0218] 当检测到故障时,故障减轻IC 4500可能同时在各输出引脚(例如,“输出1”、“输出2”、“输出3”和“输出4”)上改变逻辑输出。具体地,故障减轻IC 4500可能同时在各输出引脚上产生停止信号并表明故障的类型。这样,当中央控制器4230被停止信号中断时,该中央控制器4230容易访问检测到的故障类型。相应地,一旦被中断,中央控制器4230可能根据输出引脚(例如,“输出2”、“输出3”和“输出4”)的信号读取故障类型,接着,通过改变设备的运行控制、记录故障和/或在显示设备上或通过电子通信呈现警告或故障信息等,做出相应响应。

[0219] 在一些实施例中,当故障减轻IC 4500接收系统复位信号时,故障减轻IC 4500可能清除所有输出引脚上的逻辑输出,例如,通过将每个输出引脚上的逻辑输出设定为低,即,设定为二进制值“0”。

[0220] 图8-11所示的输出引脚的数量只是为了说明的目的。实际上,根据各种需求或实现的复杂性,故障减轻IC 4500可能包括任意数量的输出引脚,不必限制于图中所示数量。

[0221] 6.4.4.3 可编程逻辑

[0222] 如图10所示,故障减轻IC 4500可能包括一个或多个具有可编程逻辑4510的可编程逻辑设备(Programmable Logic Device,PLD),该可编程逻辑4510实现故障检测算法。可能采用例如可编程逻辑单元或可编程逻辑阵列实现合适的可编程逻辑设备。

[0223] 在一些情况下,可能采用PLD半导体实现可编程逻辑设备。这种设备可能是选择性可配置的,但是通常比软件处理器小得多,并且被认为是更可靠的。例如,可编程逻辑设备可能包括可编程的只读存储核心。可编程逻辑设备可能还包括实现逻辑功能(例如,复杂的故障减轻算法)的晶体管单元阵列。晶体管单元阵列可能依据输入或者通过反相器得到的输入的逻辑补数实现提供给每个输出的二进制逻辑方程。如图10所示,可编程逻辑4510可能根据从各输入引脚接收到的输入驱动各输出引脚。

[0224] 可编程逻辑4510可能执行逻辑功能以检测PAP设备4000的不同类型的故障。例如,可编程逻辑4510可能检测一个或多个给定的运行参数或者其任意组合是否超出希望的范围。举例而言,当检测的压力超过压力过大阈值或超过希望的压力范围,可编程逻辑4510可能检测到压力过大状态。该压力过大阈值或希望的压力范围可能预先确定,或者设定在可编程逻辑中。如图11所示,可编程逻辑4510可能通过输入引脚,例如“输入4”获得测量到的

压力,并且将该测量到的压力与阈值或希望的范围进行比较。如果测量到的压力太高,如超出压力过大阈值或超出希望的范围,电动机4144的运行可能被认为对用户是危险的。因此,故障减轻IC 4500可能用过输出引脚,例如,“输出1”产生停止信号,以表明检测到故障。同时,故障减轻IC 4500可能在一个或多个剩余输出引脚上设定检测到的故障类型,例如,失速或压力过大状态。例如,在输出引脚“输出2”、“输出3”和“输出4”上的逻辑输出或信号可能分别设定为二进制值“0”、“0”、“1”,以表明检测到的故障类型为压力过大。

[0225] 类似地,可编程逻辑4510也可能确定检测到的压力是否降至低于压力不足阈值或希望的的压力范围。如果是这种情况,可编程逻辑4510可能输出检测到的故障类型为压力不足。

[0226] 相反,如果检测到的压力在希望的的压力范围内,压力传感器4272可能被认为是适合于设备4000的正常运行。这样,不会检测到故障。用于报告故障的输出引脚(例如,“输出1”)上的逻辑输出可能保持为低。在这一点上,包括中央控制器4230、治疗设备控制器4240、逆变桥4410和电动机4144的设备4000可能继续它们的正常运行。

[0227] 可编程逻辑4510还可能用逻辑实现检测故障的其他类型,如电动机电流、电动机总线电压、电动机转速、流量或温度的测量值是否超过各自的阈值或希望的范围。

[0228] 6.4.4.4 计时器

[0229] 如图10所示,故障减轻IC 4500可能包括一个或多个计时器4512。该一个或多个计时器 4512可能在可编程逻辑4510的内部,如图10所示,或者可能在可编程逻辑4510的外部。这种计时器4512可能是高度可配置的,并且有助于实现复杂、依时性故障减轻方法。该计时器4512可能产生时钟信号。

[0230] 6.4.4.5 锁存器

[0231] 如图10所示,故障减轻IC 4500可能包括设置在可编程逻辑4510和输出引脚之间的一个或多个锁存器4520。锁存器4520也可以被称为触发器,其配置为存储状态信息。锁存器 4520可能是不同的类型,包括但不限于,基本SR (Set-Reset) 锁存器(例如,SR NOR锁存器、SR NAND锁存器、JK锁存器)、门控锁存器(例如,门控SR锁存器、门控D锁存器、Earle锁存器)、D触发器、T触发器和JK触发器等等。

[0232] 在图10所示的例子中,锁存器4520为D触发器。每个锁存器4520可能从计时器4512等接收时钟信号。当可编程逻辑4510在锁存器4520的D输入引脚上产生信号时,该信号可能被锁存器4520捕获并锁定。在D输入引脚上的任何后续变化都可能被忽略,直到下一个时钟事件。

[0233] 6.4.4.6 示例运行

[0234] 在运行中,参照图11,故障减轻IC 4500可能监控设备4000的物理和系统参数,包括电动机电流、电动机总线电压、电动机转速、压力、流量、温度和系统复位等等。根据这些参数中的一个或多个,故障减轻IC 4500可能确定危险状态是否迫近,即,是否存在故障。如果是的话,故障减轻IC 4500可能关闭电动机4144以防止可能危及用户和/或设备4000安全的危险状态的发生或改善该危险状态。

[0235] 例如,一旦检测到故障,故障减轻IC 4500可能在输出引脚,例如,“输出1”上锁存单一数字输出信号。该单一数字输出信号可能关闭治疗设备控制器4240。结果是,电动机4144 将停止。

[0236] 通过信号支线,相同的单一数字输出信号可能还应用于中断中央控制器4230以发出已经发生故障的信号。

[0237] 此外,当检测到故障时,故障减轻IC 4500可能在一个或多个剩余输出引脚(例如,“输出2”、“输出3”和“输出4”)上锁存一个或多个信号,以报告检测到的故障的类型。可编程逻辑4510可能确定故障类型,并且相同地在输出引脚上设定与故障类型相对应的二进制值。

[0238] 在一些实施例中,故障减轻IC 4500的一个或多个输出引脚可能保持锁存,直到执行重启,或者接收到系统复位信号。系统复位信号可能释放该锁存器,复位故障减轻IC 4500,或者复位整个设备4000。因此,例如,可能基本上维持用于关闭电动机4144的运行的停止信号以避免流发生器的继续使用。

[0239] 在一些版本中,故障减轻IC 4500可能配置为在向患者提供治疗处理前检测故障,如作为初始化过程的一部分。额外地或可选地,在对患者的治疗处理过程中,故障减轻IC 4500可能周期性或者连续检测故障。

[0240] 6.4.4.7 故障减轻集成电路4500的潜在优势

[0241] 故障减轻IC4500可能具有诸多优势。首先,实现为单个集成电路,可替代可能用于实现故障检测的分立的电子部件、组件或其他电路元件的需要。分立的电子部件、组件或电路可能通常需要大量印刷电路(PCB)封装,并且需要在组件、劳力和开发时间上的大量成本。通过替代分立的电子部件、组件或电路,故障减轻IC 4500可能显著减少PCB封装、劳力和开发时间,其转而,可能减小产品销售成本或单设备成本。

[0242] 其次,由于故障减轻IC 4500的可编程逻辑4510是高度可配置的,可以减少产品开发时间。并且,由于它的高度配置特性,故障减轻IC 4500容易配置和重新配置以检测各种故障类型。

[0243] 第三,故障减轻IC 4500只使用硬件实现故障检测算法,避免任何软件执行的需要。这样,显著增强了设备4000的安全性。

[0244] 此外,故障减轻IC 4500可能不依赖中央控制器4230或与中央控制器4230分开实现故障检测,其转而简化了中央控制器4230的执行。

[0245] 6.4.5 PAP设备算法

[0246] 如前所述,中央控制器可能按流程采用算法实现呼吸治疗的功能。可能包括以下示例处理模块中的任意一个或多个。

[0247] 6.4.5.1 预处理模块4310

[0248] 参照图4d,根据本发明的预处理模块4310从传感器(例如,压力传感器4272或流量传感器4274)接收原始数据作为输入,并且优选地,执行一个或多个处理步骤来计算出一个或多个输出值,该输出值将用于其他模块(例如治疗引擎模块4320)的输入。

[0249] 在本发明的一种形式中,输出值包括接口或面罩压力 P_m 、呼吸流量 Q_r 和泄漏流量 Q_l 。

[0250] 在本发明的各自形式中,预处理模块4310包括以下算法中的一个或多个:压力补偿算法 4312、通气流量算法4314、泄漏流量算法4316、呼吸流量算法4318和干扰检测算法4319。

[0251] 6.4.5.1.1 压力补偿

[0252] 在本发明的一种形式中,压力补偿算法4312(如图4d所示)接收表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估算在空气管道4170中的压降,并且在患者接口3000提供估算的压力 P_m 作为输出。

[0253] 6.4.5.1.2 通气流量

[0254] 在本发明的一种形式中,用于通气流量计算的通气流量算法4314(如图4d所示)接收在患者接口3000中的估算的压力 P_m 作为输入,并且根据在患者接口3000中的通气孔3400估算空气的通气流量 Q_v 。

[0255] 6.4.5.1.2 泄漏流量

[0256] 在本发明的一种形式中,泄漏流量算法4316(如图4d所示)接收总流量 Q_t 和通气流量 Q_v 作为输入,通过计算在包括若干呼吸周期的一段足够长的时间(例如,约10秒)上的 $Q_t - Q_v$ 的平均值,提供泄漏流量 Q_l 作为输出。

[0257] 在一种形式中,泄漏流量算法4316接收总流量 Q_t 、通气流量 Q_v 和在患者接口300中的估算的压力 P_m ,并且通过计算泄漏电导和确定与泄漏电导和接口压力 P_m 成函数关系的泄漏流量 Q_l ,提供泄漏流量 Q_l 作为输出。在一个实现方式中,泄漏电导计算为低通过滤的非通气流量 $Q_t - Q_v$ 与低通过滤的面罩压力 P_m 的平方根的商,其中,低通过滤时间常数的值为包括若干呼吸周期的足够长的值,例如,约10秒。

[0258] 6.4.5.1.4 呼吸流量

[0259] 在本发明的一种形式中,呼吸流量算法4318接收总流量 Q_t 和泄漏流量 Q_l 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_l 估算到患者的呼吸流量。

[0260] 6.4.5.1.5 干扰检测

[0261] 当最近改变了泄漏,并且泄漏流量算法4316没有完全补偿这种改变时,存在命名为“干扰”的状态,其可能根据第6,532,957号美国专利申请、第6,810,876号美国专利申请或第2010/0101574A1号美国专利申请公开中描述的方法进行确定,这些文件公开的内容以引用的方式并入本文中。在干扰状态下,呼吸流量基线通常在某种程度上是不正确的,其使流动形态失真,并且影响流量限定的检测。可能采用未补偿泄漏的程度表示的干扰由干扰检测算法4319(如图4d所示)计算。

[0262] 6.4.5.2 治疗引擎模块4320

[0263] 在本发明的一种形式中,治疗引擎模块4320(如图4d所示)接收患者接口3000中的压力 P_m 、提供给患者的空气的呼吸流量 Q_r 、泄漏流量 Q_l 、干扰变化中的一种或多种作为输入,并且提供一个或多个治疗参数作为输出。

[0264] 在本发明的一些版本中,治疗参数时CPAP治疗压力 P_t 或双水平压力治疗。

[0265] 在本发明的一种形式中,治疗参数时压力支持水平和目标通气量中的一种或多种。

[0266] 6.4.5.2.1 相位确定

[0267] 在本发明的一种形式中,PAP设备4000不会确定相位。

[0268] 在本发明的一种形式中,相位确定算法4321(如图4d所示)接收表示呼吸流量 Q_r 的信号作为输入,并且提供患者1000的呼吸周期的相位的估计。相位的改变的速率表示呼吸速率。

[0269] 6.4.5.2.2 波形确定

[0270] 在本发明的一种形式中,治疗控制模块4330控制治疗设备4245以提供贯穿患者的呼吸周期的近似恒定的气道正压。

[0271] 在本发明的一种形式中,治疗控制模块4330控制治疗设备4245根据压力-相位的预定波形提供气道正压。在一种形式中,对于所有相位值,波形保持在近似恒定水平。在一种形式中,波形是方波,其对于一些相位值具有较高的值,对于另一些相位值具有较低的水平。

[0272] 在本发明的一种形式中,波形确定算法4322(如图4d所示)接收表明当前患者通气量的值Vent作为输入,并且通过压力-相位波形作为输出。

[0273] 在一种形式中,波形是方波,对于与吸气相对应的相位的早期值,该波形的值为1,而对于与呼气相对应的相位的晚期值,该波形的值为0。在其他形式中,波形是更“平滑的”波形,对于相位的早期值,其逐渐升高至1,对于相位的晚期值,其逐渐降低至0。

[0274] 6.4.5.2.3 通气量确定

[0275] 在本发明的一种形式中,通气量确定算法4323(如图4d所示)接收呼吸流量Qr作为输入,确定表明患者通气量的测量值Vent。

[0276] 在一种形式中,通气量确定算法4323将呼吸流量Qr的低通过滤的绝对值的一半确定为患者通气量的当前值Vent。

[0277] 6.4.5.2.4 吸气流量限制的确定

[0278] 在本发明的一种形式中,处理器执行一个或多个吸气流量限制算法4324(如图4d所示)以检测吸气流量限制。

[0279] 在一种形式中,呼吸流量限制算法4324接收呼吸流量信号Qr作为输入,并提供呼吸的吸气部分建立吸气流量限制的程度的度量作为输出。

[0280] 吸气流量限制算法4324计算以下三种吸气流量限定类型中的至少一种的测量值:普通平坦型、M型和“反椅型”。

[0281] 6.4.5.2.5 呼吸暂停和呼吸不足检测

[0282] 在本发明的一种形式中,中央控制器4230执行一个或多个呼吸暂停和/或呼吸不足算法4325(如图4d所示)来检测呼吸暂停和/或呼吸不足。

[0283] 6.4.5.2.6 打鼾检测

[0284] 在本发明的一种形式中,中央控制器4230执行一个或多个算法4326(如图4d所示)来检测打鼾。

[0285] 6.4.5.2.7 EPAP确定

[0286] 在本发明的一种形式中,如果存在指示上气道阻塞的多个不同特征,这些特性将致使在预设的最小值最小EPAP之上的EPAP上升至与上气道阻塞的严重程度明显成比例的程度。当不存在指示UA0的特征时,EPAP向着预设的最小EPAP逐渐衰减。这种衰减趋向于传送的EPAP。在任何给定时间,EPAP是倾向于使其上升的力和倾向于使其衰减的力之间的平衡。可能到达大致的均衡,其中,适度的UA0的临时指示导致在EPAP中的上升运动,其与没有UA0指示时发生的衰减相抵消。

[0287] 当EPAP调节算法4327(如图4d所示)限制EPAP的增长时,可能不会瞬间发生这种增长。这种EPAP的上升可能被中央控制器4230控制,并且只有在PAP设备4000认为是吸气的过程中定时发生。

[0288] 6.4.5.2.8 目标通气量4328的确定

[0289] 在一些情况下,可能将目标通气量设定为按照用于瞬时通气的时间常数3分钟的一阶低通过滤器(通气过滤器)的输出计算的典型的最近通气量的百分比(例如,90%),

[0290] 6.4.5.2.9 治疗参数的确定

[0291] 中央控制器4230执行一个或多个算法4329(如图4d所示)来确定治疗参数。

[0292] 6.4.5.3 控制模块4330

[0293] 根据本发明的一种形式的治疗控制模块4330接收目标治疗压力 P_t 作为输入,并且控制治疗设备4245递送该压力。

[0294] 根据本发明的另一种形式的治疗控制模块4330接收EPAP、波形值和压力支持水平作为输入,计算目标治疗压力 P_t ,并且控制治疗设备4245递送该压力。

[0295] 根据本发明的另一形式的治疗控制模块4330接收EPAP、波形值、目标通气量和瞬时通气量作为输入,根据目标通气量和瞬时通气量计算压力支持的水平。使用EPAP。波形值和压力支持计算目标治疗压力 P_t ,并且控制治疗设备4245递送该压力。

[0296] 6.4.5.4 故障状态的检测

[0297] 在本发明的一种形式中,中央控制器4230可能执行一种或多种检测故障状态的方法。由该一种或多种方法检测到的故障状态可能包括以下至少一种:

[0298] 电源故障(没有电或电力不足);

[0299] 传感器故障检测;

[0300] 检测组件存在的故障;

[0301] 运行参数超过建议的范围(例如,压力、流量、温度、 PaO_2);

[0302] 生成可检测的报警信号的测试报警器的故障。

[0303] 根据故障状态的检测,相应的算法通过以下一种或多种方式发送故障存在的信号:

[0304] 听觉的、视觉的和/或运动的(例如,振动)报警;

[0305] 向外部设备发送信息;

[0306] 记录事件。

[0307] 根据本发明的另一方面,中央控制器4230可能忽略软件模块而检测故障状态。更确切地说,如前所述,故障状态的检测可能由与中央控制器4230发开的故障减轻集成电路4500专有地处理。在一些情况下,故障减轻集成电路4500可能用作也在中央控制器中的带有算法处理的类似的故障检测/减轻模块的冗余替代。

[0308] 6.4.5.5 治疗设备4245

[0309] 在本发明的优选形式中,治疗设备4245(如图4c所示)在治疗设备控制模块4330的控制下向患者1000提供治疗。

[0310] 优选地,治疗设备4245是正空气压力设备4140。

[0311] 6.5 加湿器5000

[0312] 在本发明的一种形式中,设有加湿器5000(如图5所示),其包括储水器和加热板。

[0313] 7 术语汇编

[0314] 为了本发明公开的目的,在本发明的一些形式中,可能采用以下限定中的一种或多种。在本发明的其他形式中,可能采用替代的限定。

[0315] 7.1 概述

[0316] 空气:在本发明的某些形式中,提供给患者的空气可能是大气空气,在本发明的其他形式中,大气空气可能补充有氧气。

[0317] 持续气道正压 (CPAP):采用CPAP治疗意味着以相对大气的连续正压、优选地基本恒定地通过患者的呼吸循环向气道的入口提供可呼吸气体或空气的应用。在一些形式中,通过在单次呼吸周期中的几厘米的水改变在气道入口的压力,例如,在吸气过程中更高,在呼气过程中更低。在一些形式中,在气道入口的压力在呼吸过程中将显著升高,在吸气过程中将显著降低。在一些形式中,将在患者的不同呼吸周期中改变压力,例如,增大压力以响应检测到部分上气道阻塞的指示,而不存在部分上气道阻塞的指示时降低压力。

[0318] 7.2 PAP设备方面

[0319] 空气管道:在使用中,构造和布置为在PAP设备和患者接合之间提供空气或可呼吸气体的管道或管。具体地,空气管道可能与气动块的出口和患者接口流体连通。该空气管道可能被称为空气输送管道。在一些情况下,可能存在单独用于吸气和呼气的管道的分支。在其他情况下,可能使用单个分支。

[0320] APAP:自动气道正压。取决于SDB事件的指示的存在与否,可以在最小分支和最大分支之间连续调节气道正压。

[0321] 鼓风机或流发生器:以环境压力之上的压力递送空气流的设备。

[0322] 控制器:根据输入调节输出的设备或设备的一部分。例如,一种形式的控制器具有控制下的变量-控制变量,其构成设备的输入。设备的输出与控制变量的当前值和变量的设定值成函数关系。伺服呼吸器可能包括控制器,其具有作为输入的通气量,作为设定值的目标通气量,以及作为输出的压力支持的水平。输入的其他形式可能是氧饱和度 (SaO₂)、二氧化碳的分压力 (PCO₂)、运动、来自光电血管容积图的信号和峰值流量中的一种或多种。控制器的设定值可能是固定的、可变的或教导的中的一种或多种。例如,在呼吸机中的设定值可能是患者的测量的通气量的长期平均值。另一呼吸机可能具有随时间变化的通气量设定值。压力控制器可能配置为控制鼓风机或泵以特定压力递送空气。

[0323] 治疗:在本文中的治疗可能是正压治疗、氧气治疗、二氧化碳治疗、死腔控制和肺管理中的一种或多种。

[0324] 电动机:用于将电能转换为部件的旋转运动的设备。在本文中,旋转部件是叶轮,其围绕固定轴固定旋转以向沿着旋转轴移动的空气施加压力增量。

[0325] 气道正压 (PAP) 设备:以正压向气道提供空气供应的设备。

[0326] 传感器:用于将一种形式的能量或信号转换为另一种的设备。传感器可能是用于将机械能(如运动)转换为电信号的传感器或检测器。传感器的例子包括压力传感器、流量传感器、二氧化碳 (CO₂) 传感器、氧气 (O₂) 传感器、应力传感器、运动传感器、噪声传感器、容积描记器和摄像机等。

[0327] 蜗壳:离心泵的壳体,其接收由叶轮泵送的空气,减慢空气的流速并增大压力。蜗壳的横截面的面积向着排放口增加。

[0328] 7.3 呼吸周期方面

[0329] 呼吸暂停:呼吸暂停可以说是当流量降低到预定阈值以下一段持续的时间(例如,10秒)时发生的呼吸暂停。阻塞性呼吸暂停可以说是当不管患者出力气道的一些阻塞不允

许空气流动时发生的呼吸暂停。中枢性呼吸暂停可以说是当由于呼吸出力的减少或没有呼吸出力而检测到呼吸暂停时发生的呼吸暂停。

[0330] 呼吸率:通常以每分钟呼吸次数进行测量的患者的自发呼吸的速率。

[0331] 工作周期:吸气时间 T_i 与总呼吸事件 T_{tot} 的比率。

[0332] 出力(呼吸):优选地,呼吸出力可以说是自发呼吸的人为了呼吸所要做的功。

[0333] 呼吸周期的呼气部分:从呼气流开始到吸气流开始的时间。

[0334] 流量限制:优选地,流量限制用于在患者的呼吸中当患者出力的增加不会引起流量的相应增加的情况下的状态。在呼吸周期的吸气部分发生的流量限制可以被描述为吸气流量限制。在呼吸周期的呼气部分发生的流量限制可以被描述为呼气流量限制。

[0335] 流量限制的吸气波形的类型:

[0336] (i) 扁平:上升,然后是相对平直的部分,然后下降。

[0337] (ii) M形:具有两个局部峰,一个位于前沿,一个位于后沿,且两个峰之间是相对平直的部分或凹部。

[0338] (iii) 椅形:具有位于前沿的单一局部峰,随后是相对平直的部分。

[0339] (iv) 反椅形:具有相对平直的部分,随后是位于后沿的单一局部峰。

[0340] 呼吸不足:优选地,呼吸不足可以看作是流量的减少,但不是流量的停止。在一种形式中,当流量在一段持续时间内降低至低于阈值时,则称为呼吸不足。在成年人的一种形式中,下面两者之一均可以被认为是呼吸不足:

[0341] (i) 患者呼吸降低30%并持续至少10秒,且附带4%的去饱和;或

[0342] (ii) 患者呼吸降低(但小于50%)并持续至少10秒,且附带至少3%的去饱和或觉醒。

[0343] 呼吸周期的吸气部分:优选地,从吸气流量开始到呼吸流量开始的时间段看作是呼吸周期的吸气部分。

[0344] 开放(气道):气道开放的程度,或气道开放到何种程度。开放的气道是张开的。气道开放度可以被量化,例如1代表开放,0代表关闭。

[0345] 呼气末正压(Positive End-Expiratory Pressure, PEEP):呼气末存在于肺部中的高于大气压的压力。

[0346] 峰值流量(Q_{peak}):呼吸流量波形的吸气部分期间的流量最大值。

[0347] 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指代PAP设备的估计呼吸气流量,相对于“真实呼吸流量”或“真实呼吸气流量”,后者是患者所经历的实际呼吸流量,通常表示为升/每分钟。

[0348] 潮气量(V_t):当未施加额外努力时,正常呼吸期间吸入或呼出的空气体积。

[0349] (吸气)时间(T_i):呼吸流量波形的吸气部分持续时间。

[0350] (呼气)时间(T_e):呼吸流量波形的呼气部分持续时间。

[0351] (总)时间(T_{tot}):一个呼吸流量波形的吸气部分开始和下一个呼吸流量波形的吸气部分开始之间的总持续时间。

[0352] 典型近期通气量:在某个预定时间范围内的近期通气量值倾向于集中在一个值附近,即近期通气量值的集中趋势的度量值。

[0353] 上气道阻塞(Upper airway obstruction, UAO):包括部分上呼吸道阻塞和全部上

呼吸道阻塞。这可能与流量受限状态有关联,其中流量水平随着上呼吸道两侧压强差的增加而仅轻微增加或可能甚至降低(Starling阻塞行为)。

[0354] 通气量(Vent):患者呼吸系统交换气体的总量的度量值,包括每单位时间吸气流量和呼气流量。当表达为每分钟体积时,该数量通常称为“每分钟通气量”。每分钟通气量有时仅用体积表示,但理解为每分钟体积。

[0355] 7.4 PAP设备参数

[0356] 流速:每单位时间输送的瞬时空气体积(或质量)。当流量和通气量具有相同大小的每单位体积或质量时,流量可在短得多的时间内进行测量。患者呼吸循环的吸气部分中,流量可以定义为正,由此患者呼吸循环的呼气部分中流量为负。在一些情况下,提及流速可以是提及标量,即仅具有大小的数量。在另一些情况下,提及流速可以是体积矢量,即既具有大小也具有方向的数量。流量以符号Q来表示。总流量 Q_t 为离开PAP设备的空气流量。排气流量 Q_v 为离开排气口以冲刷呼出气的空气流量。泄漏流量 Q_l 是患者界面系统中非故意泄漏的流量。呼吸流量 Q_r 是进入患者呼吸系统的空气流量。

[0357] 泄漏:优选地,词语泄漏可以说是流入环境中的空气流量。泄漏可以是故意的,例如为了允许冲刷呼出的 CO_2 。泄漏可以是非故意的,例如是面罩和患者脸部之间密封不完全的结果。

[0358] 压力:每单位面积的力。压力可以用一系列单位进行测量,包括cmH₂O、g-f/cm²、百帕斯卡。1mH₂O等于1g-f/cm²,约等于0.98百帕斯卡。在本说明书中,除非另有说明,否则压力的单位为cmH₂O。对于OSA的鼻CPAP治疗,提及治疗压力是体积约4-20cmH₂O或约4-30cmH₂O范围内的压力。患者界面中的压力(或,更简洁地说,面罩压力)以符号 P_m 表示。

[0359] 声功率:声波每单位时间的能量。声功率与声压的平方与波前面积的乘积成正比。声功率通常以分贝SWL表示,即相对于标准功率(通常为 10^{-12} 瓦特)的分贝数。

[0360] 声压:声波穿过介质所导致的在给定时间点上的环境压力局部偏差。声压通常以分贝SPL表示,即相对于人类听觉阈值的标准功率(通常为 20×10^{-6} 帕斯卡(Pa))的分贝数。

[0361] 7.5 呼吸机术语

[0362] 自适应伺服呼吸机:具有可变化的而非固定的目标通气量的呼吸机。该可变化的目标通气量可以是来自对患者某些特征的学习,例如患者的呼吸特征。

[0363] 备用速率:呼吸机的一项参数,其规定呼吸机在没有其他触发的情况下向患者递送的最小呼吸频率(单位一般是每分钟呼吸数)。

[0364] 周期的:呼吸机吸气相位的终止。当呼吸机向自然呼吸的患者递送呼吸时,在呼吸循环的吸气部分的末尾,称为转换该呼吸机来停止递送呼吸。

[0365] EPAP(或EEP):基准压力,该基准压力加上呼吸中变化的压力来得到呼吸机在指定时间点上试图达到的所需面罩压力。

[0366] IPAP:呼吸器在呼吸的吸气部分期间试图达到的所需面具压力。

[0367] 压力支持:表示呼吸机吸气期间相对于呼吸器呼气期间压力增加的数字,且通常指吸气期间的压力最大值和呼气期间的压力最小值之间的差值(例如, $PS = IPAP - EPAP$)。在某些情况下,压力支持指装置欲达到的、而非其实际达到的目标差值。

[0368] 伺服呼吸机:一种呼吸机,其测量患者通气量,具有目标通气量,且调整压力支持水平来令患者通气量趋近目标通气量。

[0369] 自主/时控(S/T):呼吸机或其他装置的一种模式,试图检测自主呼吸患者的呼吸起始。但是,如果装置在预定时间内无法检测到呼吸,则该装置会自动发起呼吸递送。

[0370] 变压:压力支持的等同术语。

[0371] 触发:当呼吸机向自主呼吸患者递送呼吸空气时,即称其在患者努力的呼吸循环的呼吸部分初始被触发进行此行为。

[0372] 呼吸机:一种机械设备,向患者提供压力支持,以进行部分或全部呼吸做功。

[0373] 呼吸机吸气和呼吸器呼气:呼吸机认为其必须向患者的吸气和呼气分别递送适当的压力的各时间段。根据患者-呼吸机同步质量,以及上呼吸道阻塞的存在与否,这些时间段可能对应或不对应于实际患者吸气或呼气。

[0374] 7.6 呼吸系统构造

[0375] 横膈膜:一片横跨胸腔底部的肌肉。横膈膜将包含心、肺、肋骨的胸腔与腹腔分割开来。随着横膈膜收缩,胸腔体积增加,空气被吸入肺中。

[0376] 喉:喉或喉头容纳声带,并通过气管连接咽(下咽部)。

[0377] 肺:人体呼吸器官。肺的传导区域包括气管、支气管、细支气管以及末端细支气管;呼吸区域包括呼吸细支气管、肺泡小管和肺泡。

[0378] 鼻腔:鼻腔(或称鼻窝)是脸中部、鼻的后上方的大充气空间。鼻腔被名为鼻中隔的垂直翼分为两个。鼻腔侧面上是三个名为鼻甲的水平突起。鼻腔前方为鼻,而其背部通过鼻后孔交融成为鼻咽部。

[0379] 咽:紧邻鼻腔后(下方)且在食道和喉头之前的喉咙的部分。咽通常被划分为三个部分:鼻咽部(上咽部)(咽在鼻中的部分)、口咽部(中咽部)(咽在口中的部分)和咽喉(下咽部)。

[0380] 8 备注

[0381] 本专利公开文件的一部分中包括受到版权保护的材料。版权所有者不反对任何人拓制专利商标局的专利文件或记录中所见的该专利公开的专利文件,但在其他情况下保留所有版权权利。

[0382] 除非上下文明确另有说明并提供了数值范围,否则应当理解,数值范围的上限和下限之间的每个居间值(有效数字为下限值单位的0.1)以及所述范围中的其他设定值或居间值均包含在本技术内。所述居间范围的上限和下限可以独立地包含在居间范围内,也包含在本技术内,并服从于所述范围中对限值的任何特定排除。当所属范围包括所述上下限之一或两者皆包括时,排除了所述被包含的上下限之一或两者的范围也包含在本技术内。

[0383] 此外,当本技术的部分实施例中设定了此述的一个或多个值时,应当理解,所述值可以是近似值,除非另有说明,且所述值可以在本技术实际应用可以允许或要求的程度下,取用任何适当的有效数字位数。

[0384] 除非另有定义,本文所用的所有技术和科学术语的含义均与本技术所述领域的本领域技术人员通常理解的一致。虽然本申请中仅叙述了有效数量的示例方法和材料,但在实践中或对本技术的测试中,还可以使用与本公开相似或等同的任何方法和材料。

[0385] 当选择特定优选材料来用于构建一个元件时,也可以使用具有相似性质的显而易见的替代性材料作为替代。此外,除非另有说明相反意思,否则所有及任何在此公开的元件应当理解为能够被生产制造,且可以照此单独或共同地进行生产制造。

[0386] 应当指出,本说明书和附属权利要求书中所称的单数形式“一个”“该”等包括其复数等同形式,除非另有说明。

[0387] 本文提到的所有出版物均以引用的方式并入本文,以公开和描述这些出版物主题中的方法和/或材料。本文中讨论的出版物仅提供其在本申请申请日前的公开内容。本文中任何内容不应看作是承认本技术无权凭借在前发明先于所述出版物日期。此外,所提供的出版物的日期可能与实际出版日期有出入,可能需要单独确认。

[0388] 此外,在解读本公开时,所有术语应当以最广泛的合理方式且与上下文相一致地进行解读。尤其是,术语“包含”应当被解读为以非排除性的方式提及元素、构件或步骤,说明所提及的元素、构件或步骤可能存在、使用或与其他未明文提及的元素、构件或步骤相结合。

[0389] 具体实施方式中所用的主题标目仅处于读者查询方便的目的,而不应当被理解为本公开或权利要求书中任何主题内容的限制。该主题标目不应当被用于解读权利要求的范围或限制。

[0390] 虽然本技术中描述了特定实施例,但应当理解,这些实施例仅用于说明本技术的原理和应用。在一些实施例中,其术语和符号仅指代本技术实施并不必需的特定细节。例如,虽然可能使用了术语“第一”、“第二”,但除非另有说明,否则其并不用于说明任何顺序,而是可以用于区分不同的元素。此外,虽然方法中的流程步骤可以依序进行描述或说明,但这种顺序并不是必需的。本领域技术人员可以领会到,该顺序可以进行改进,和/或其各方面可以同时或甚至同步执行。

[0391] 因此,应当理解,还可以在不脱离本技术的思路和范围的前提下,对所述实施例进行诸多改进,以及设计出其他装置。

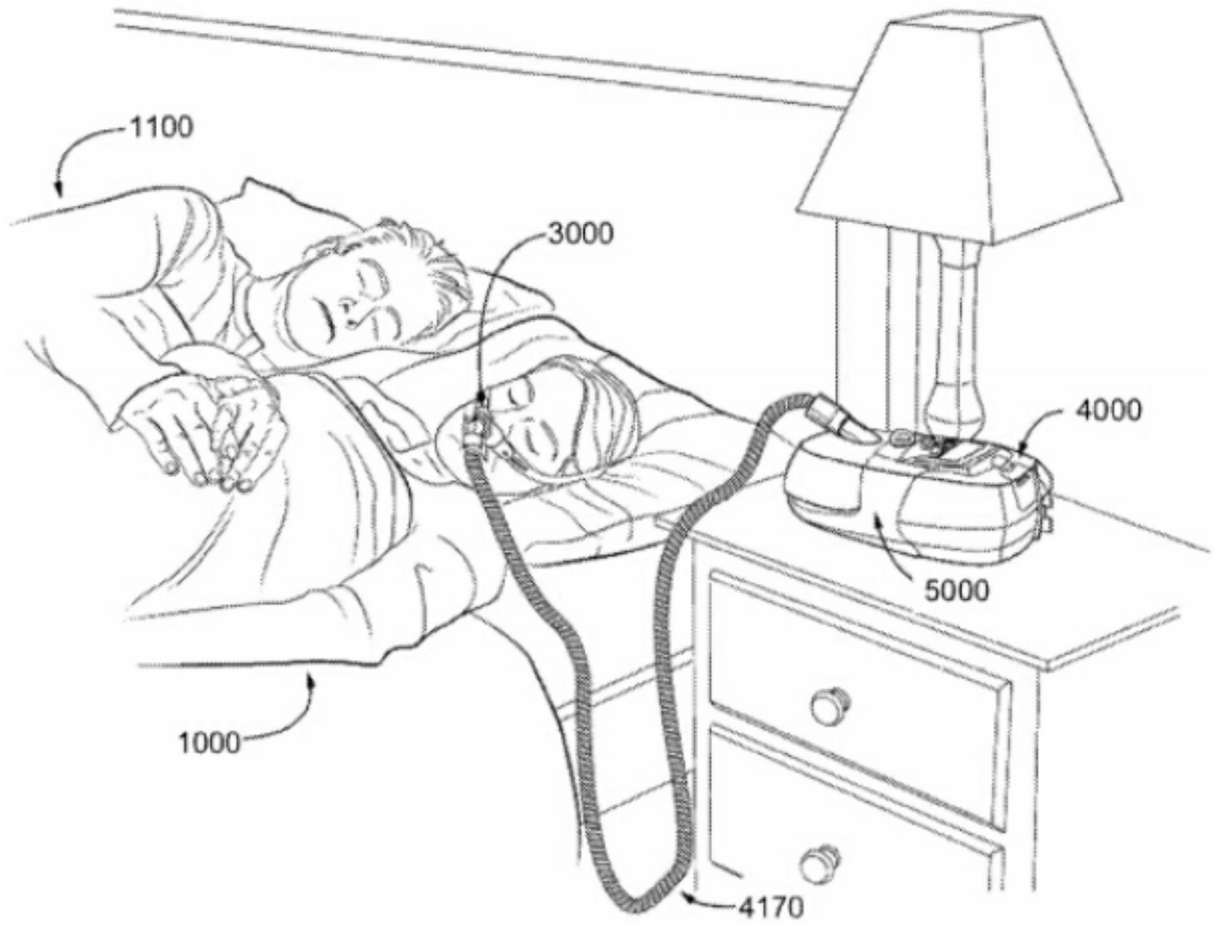


图1a

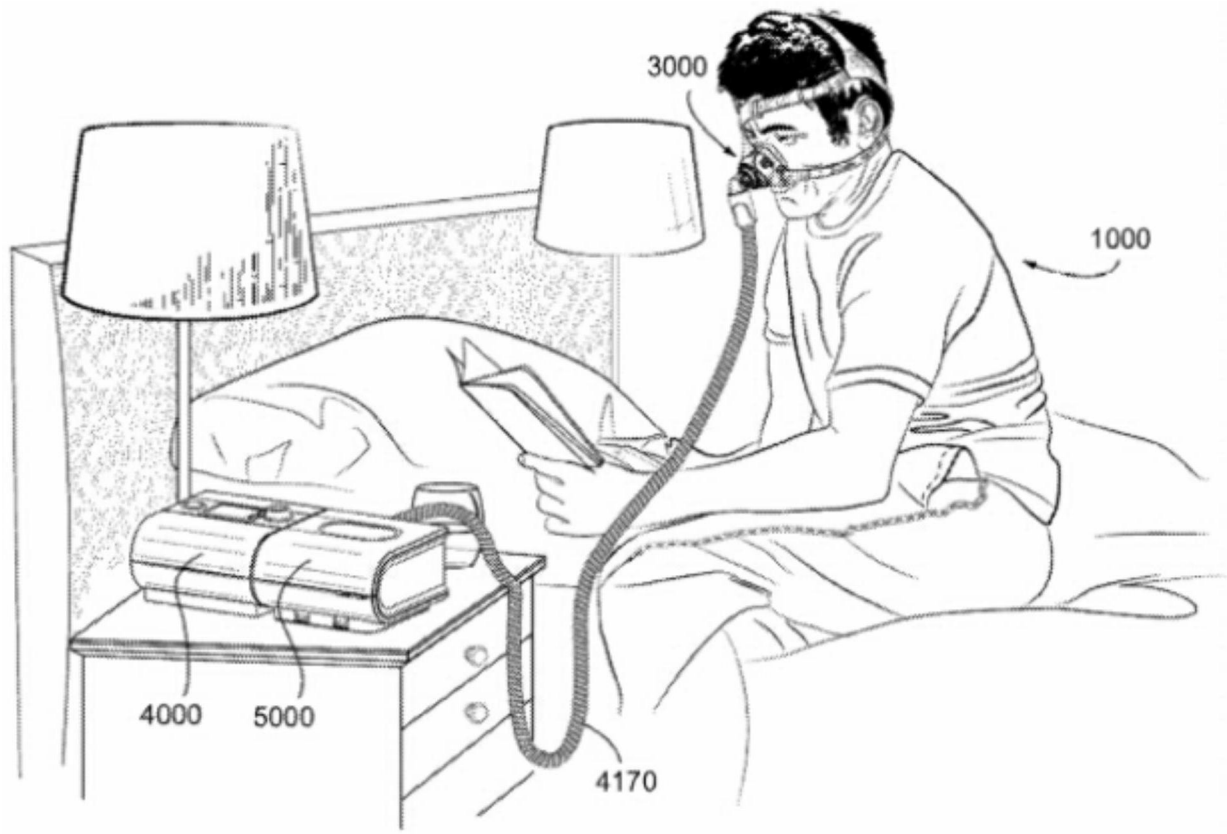


图1b

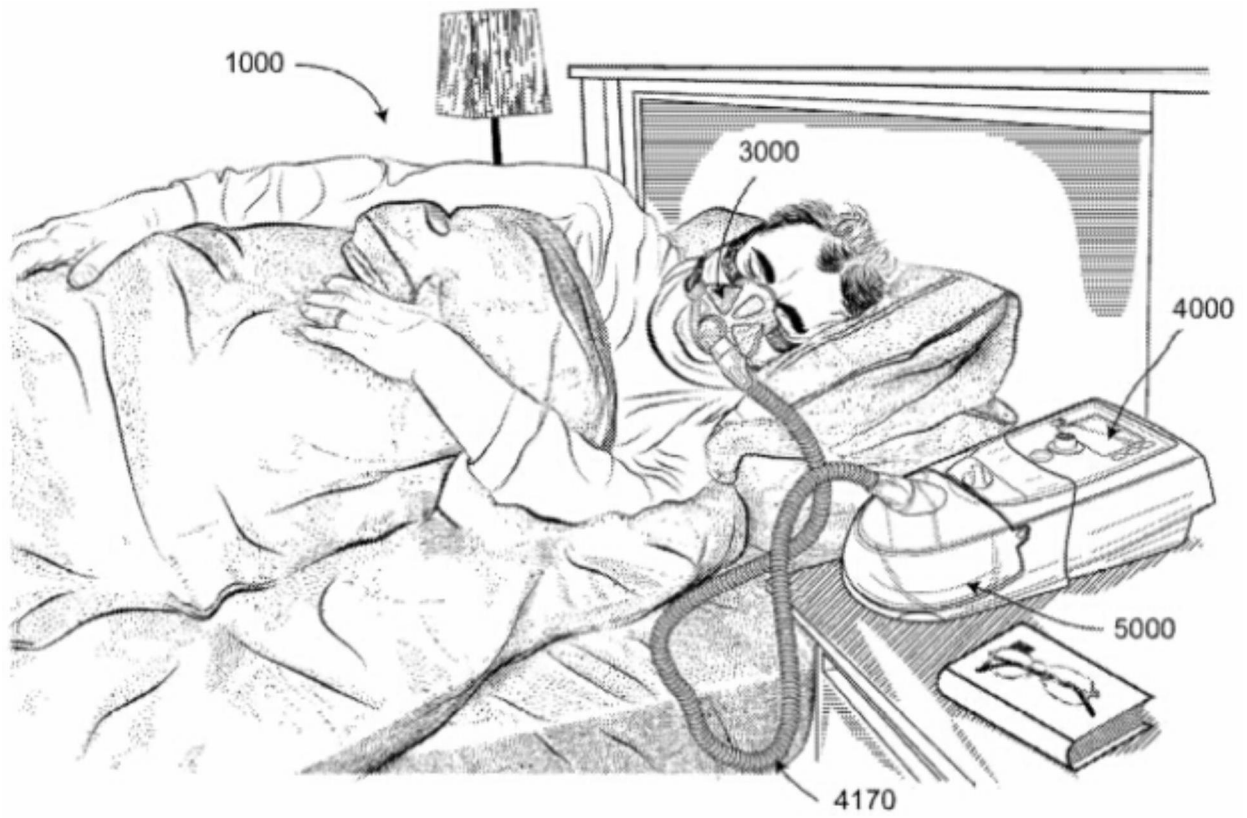


图1c

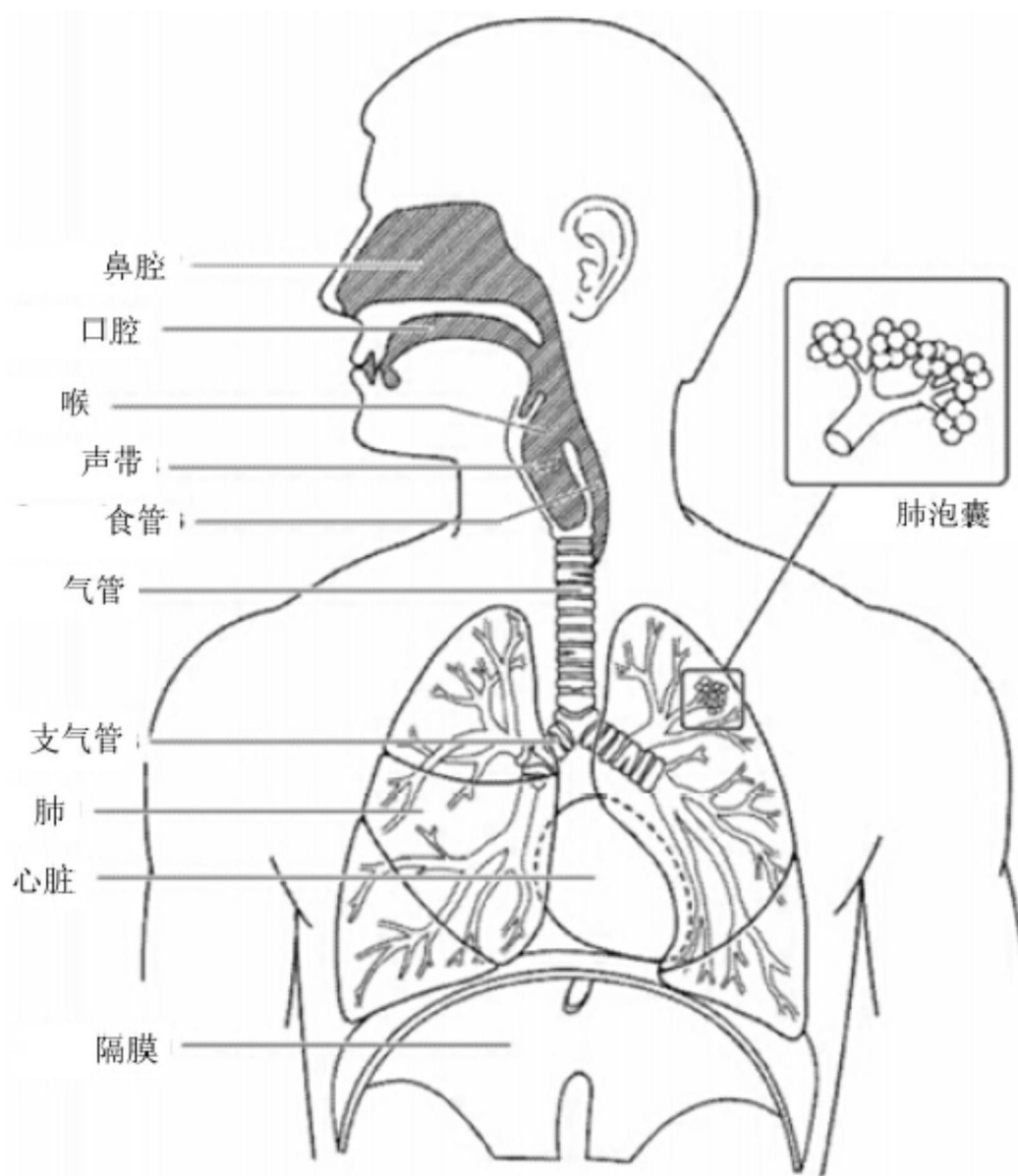


图2a

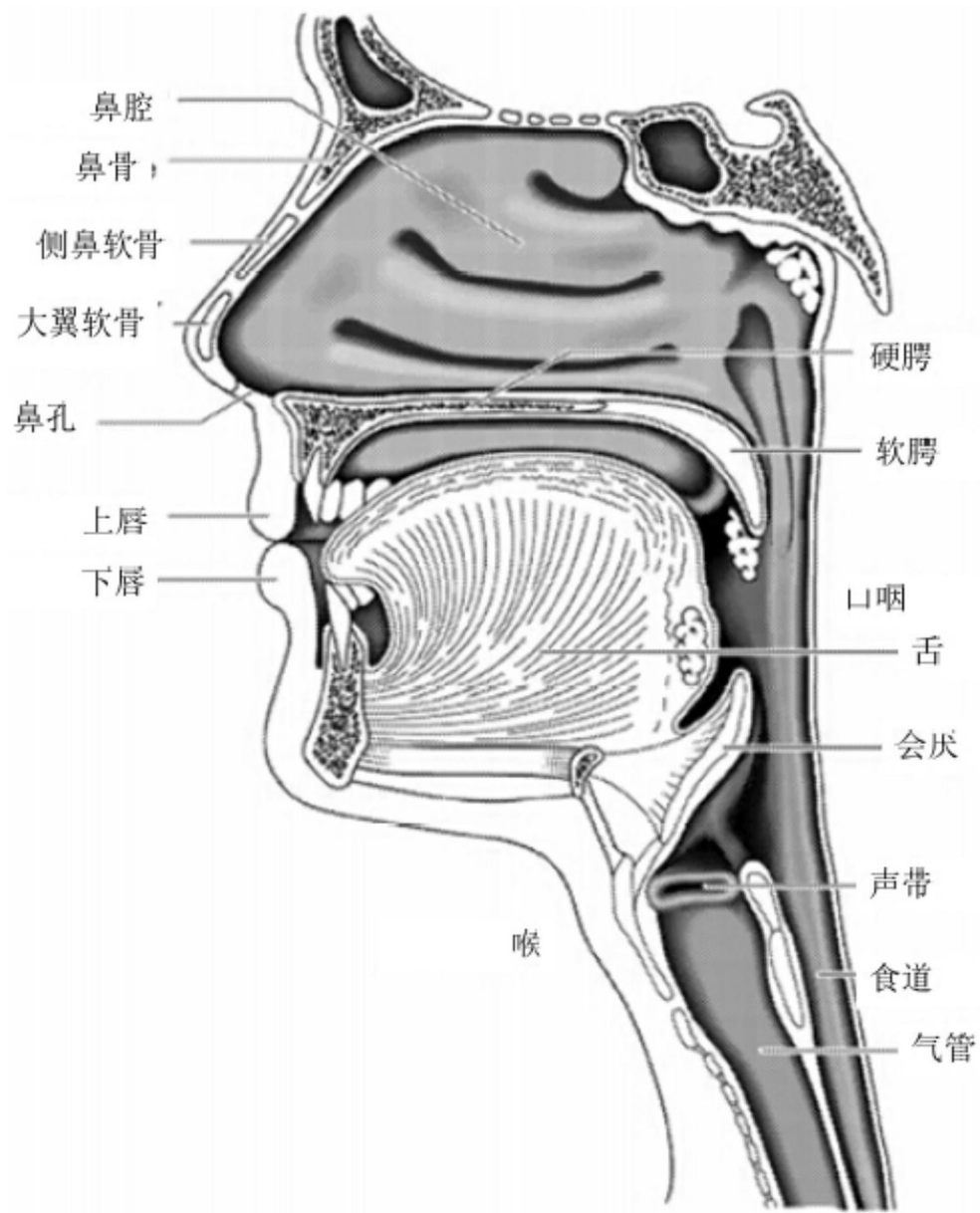


图2b

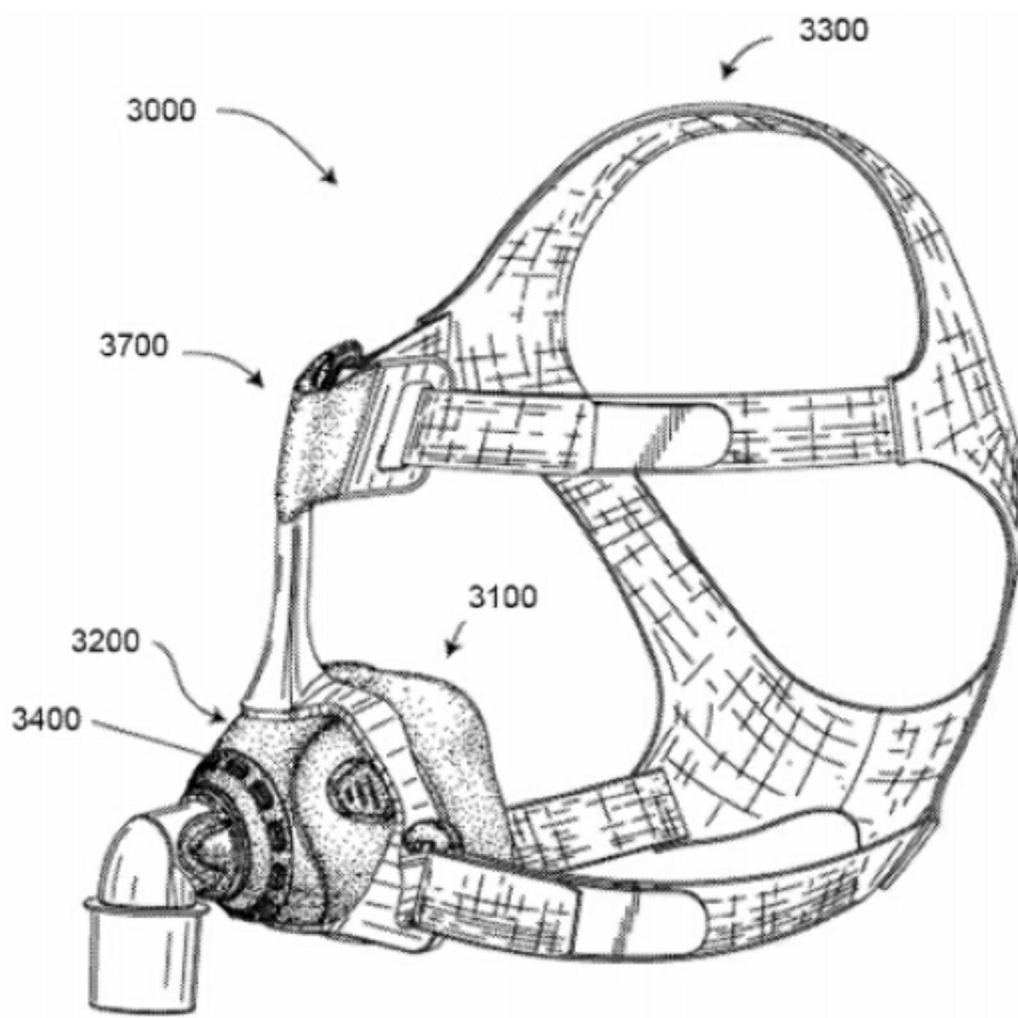


图3

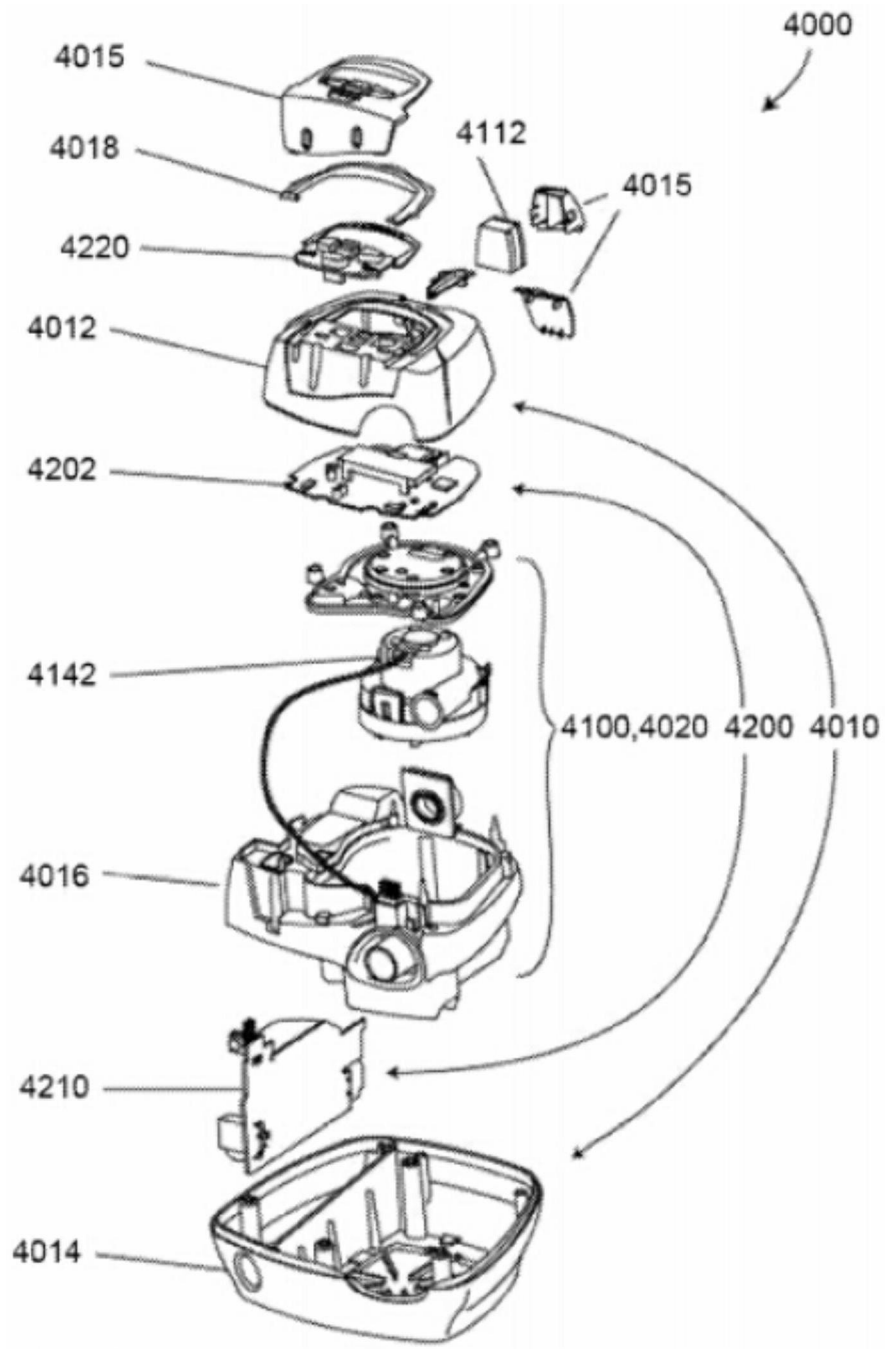


图4a

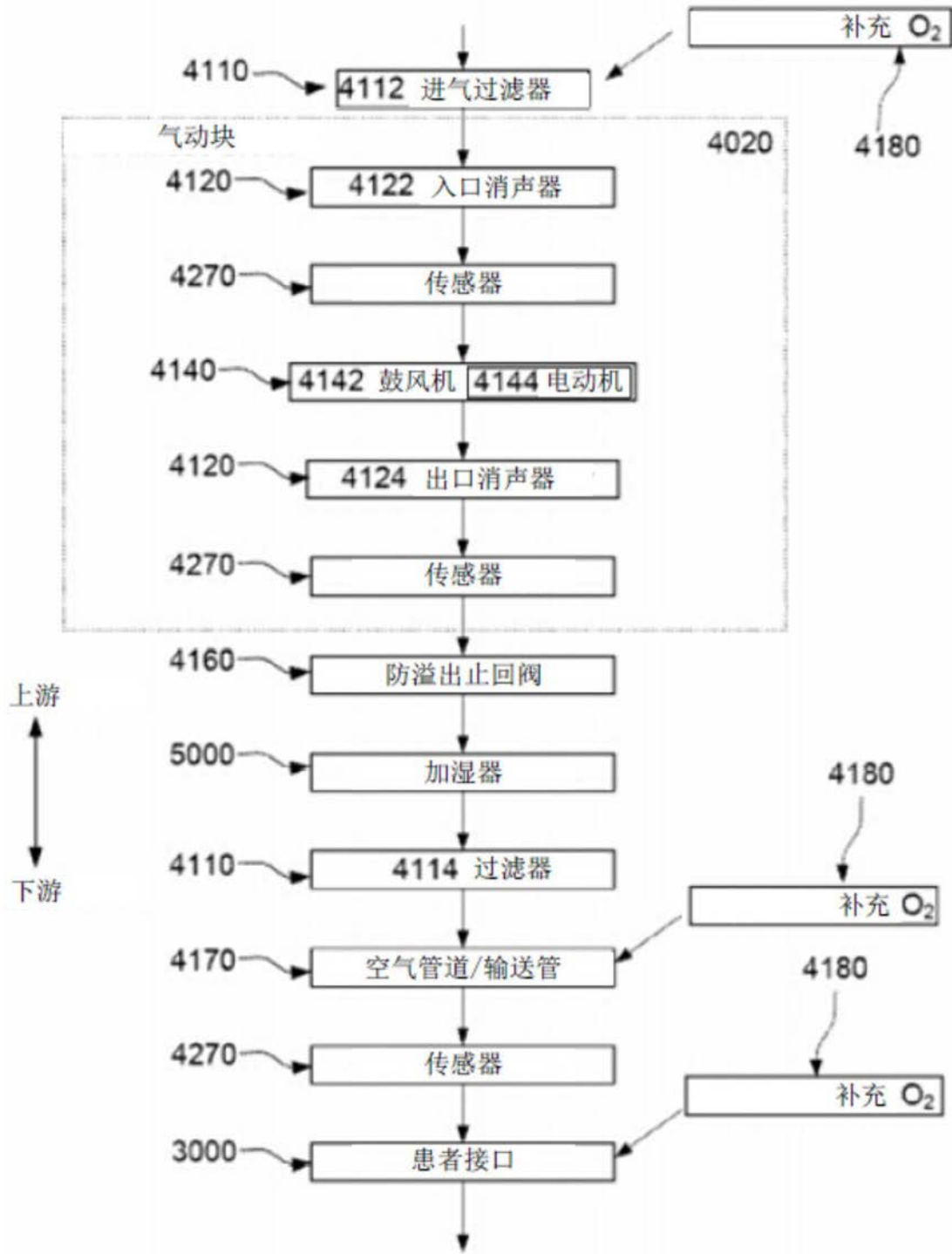


图4b

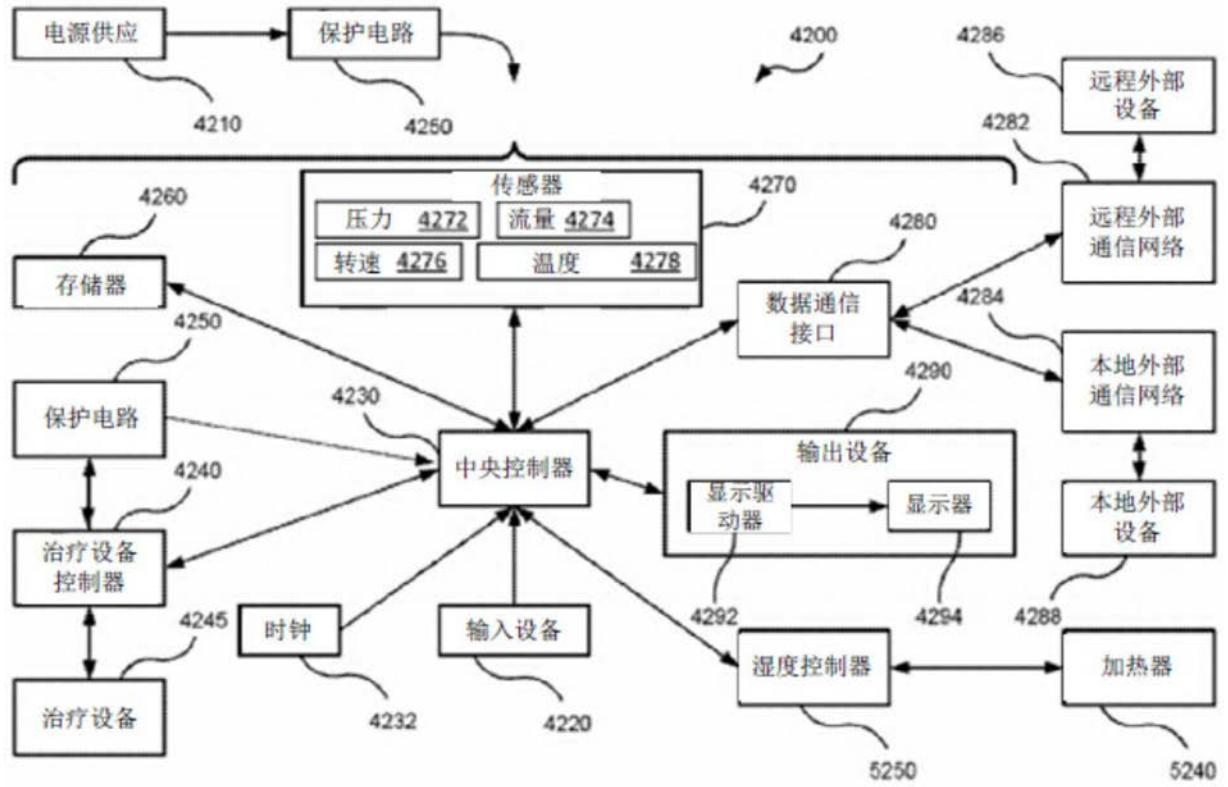


图4c

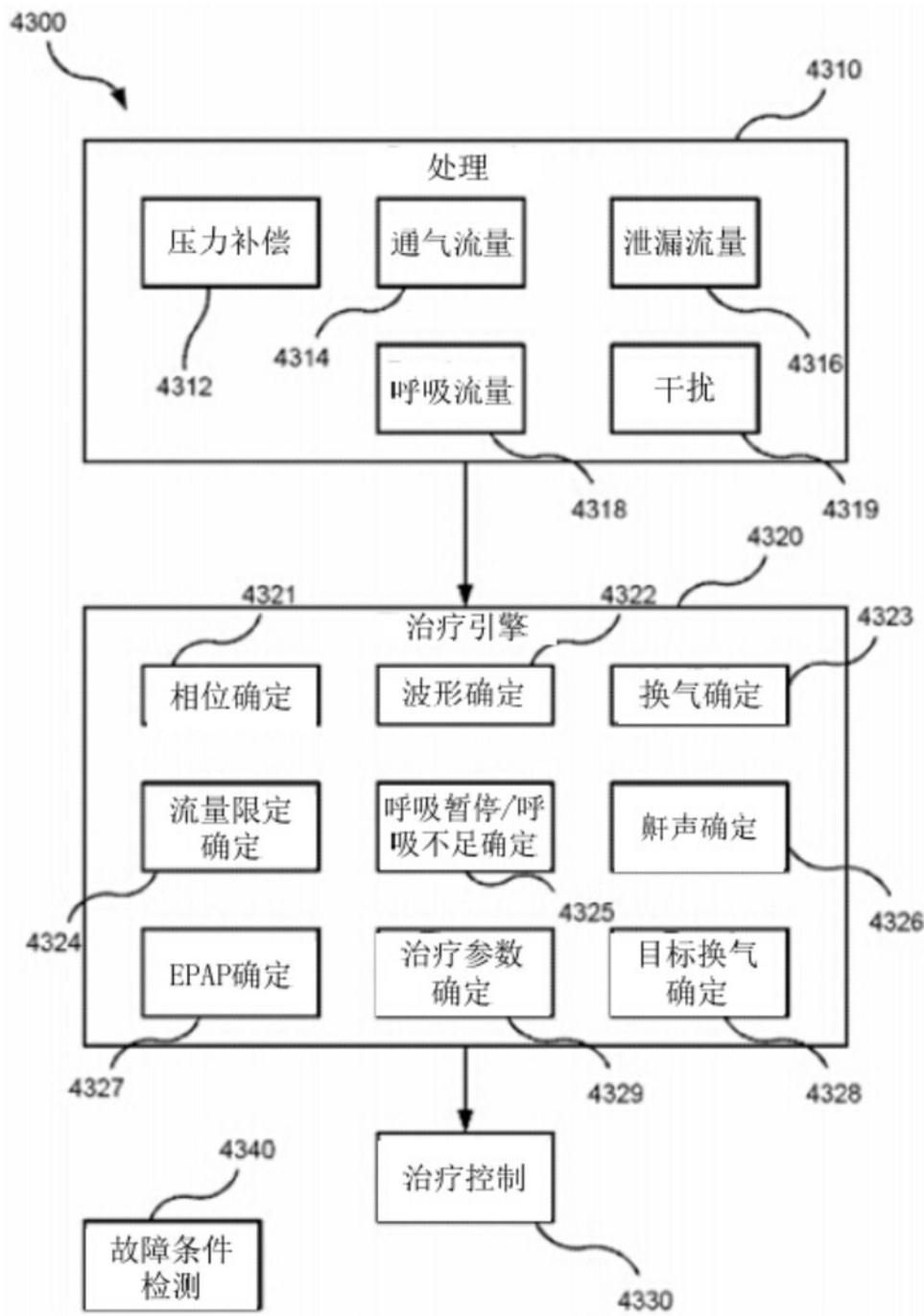


图4d

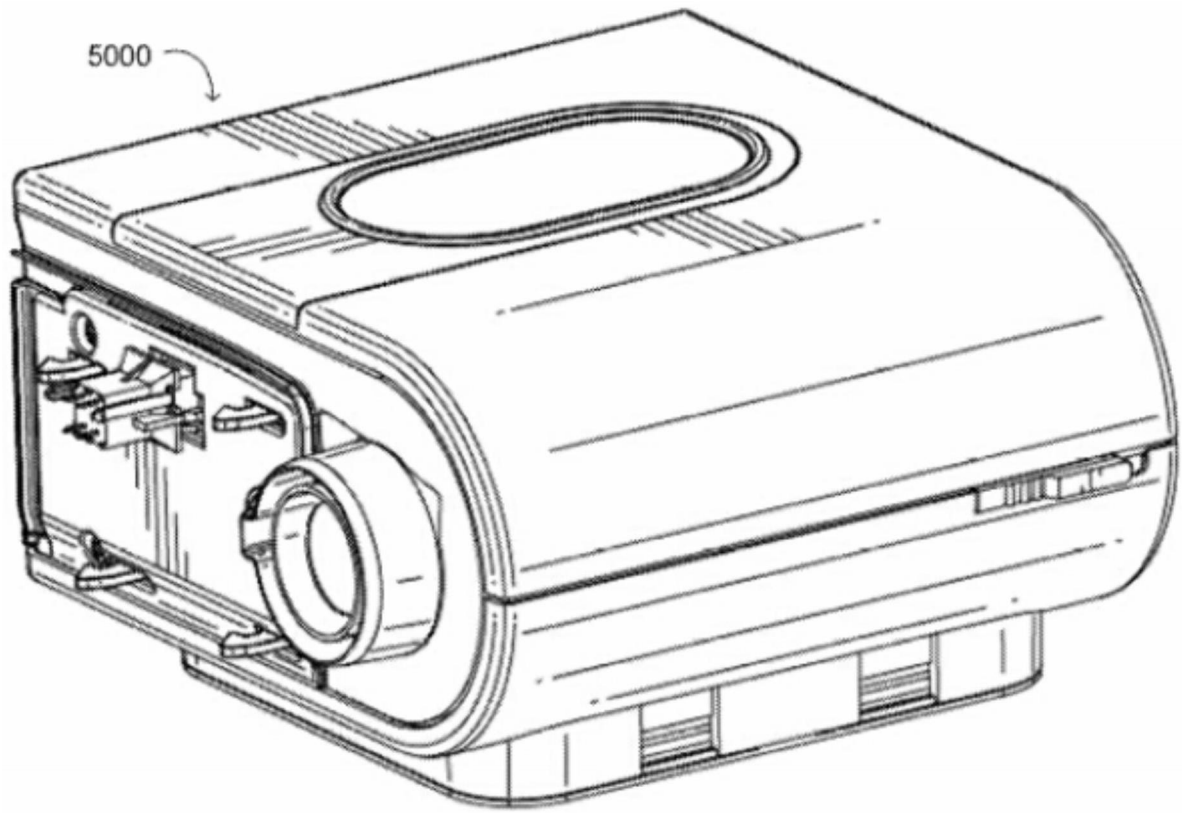


图5

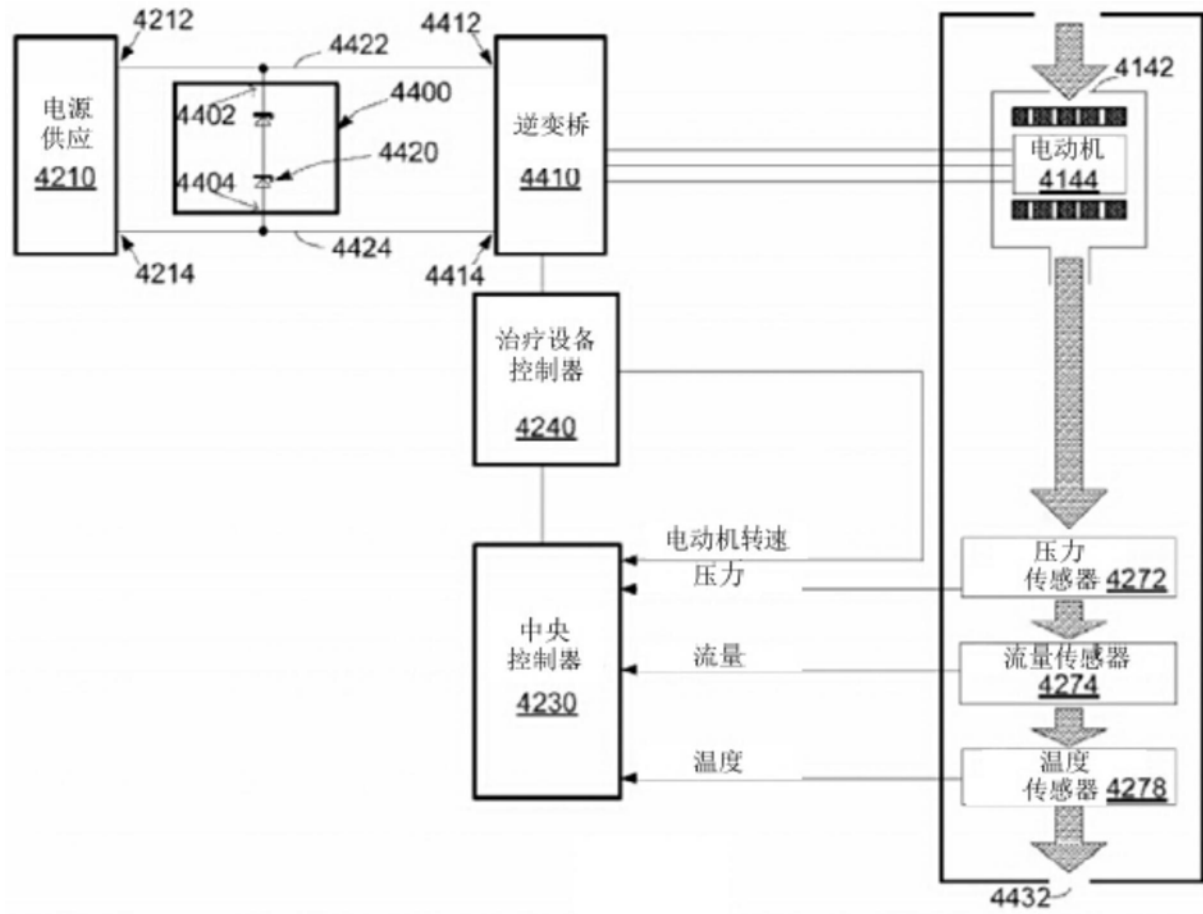


图6

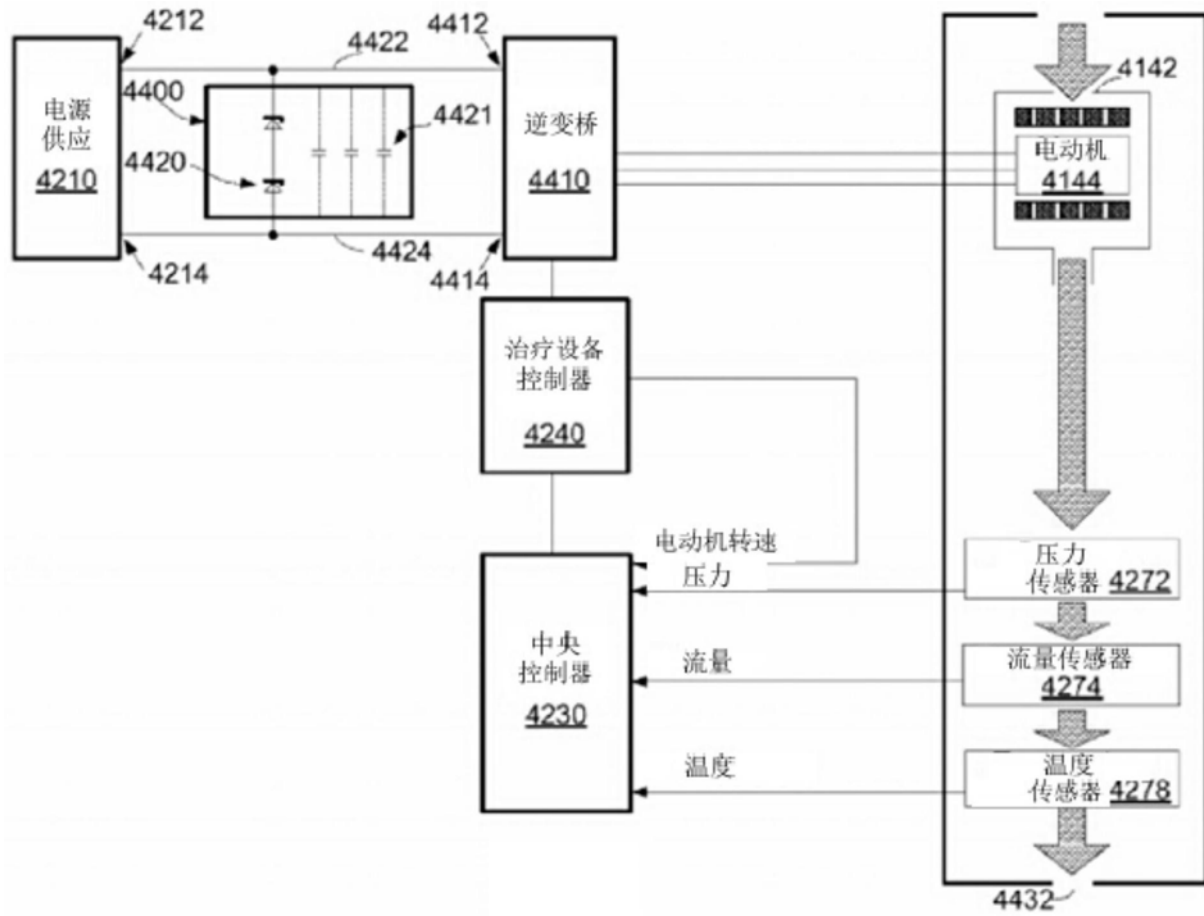


图7

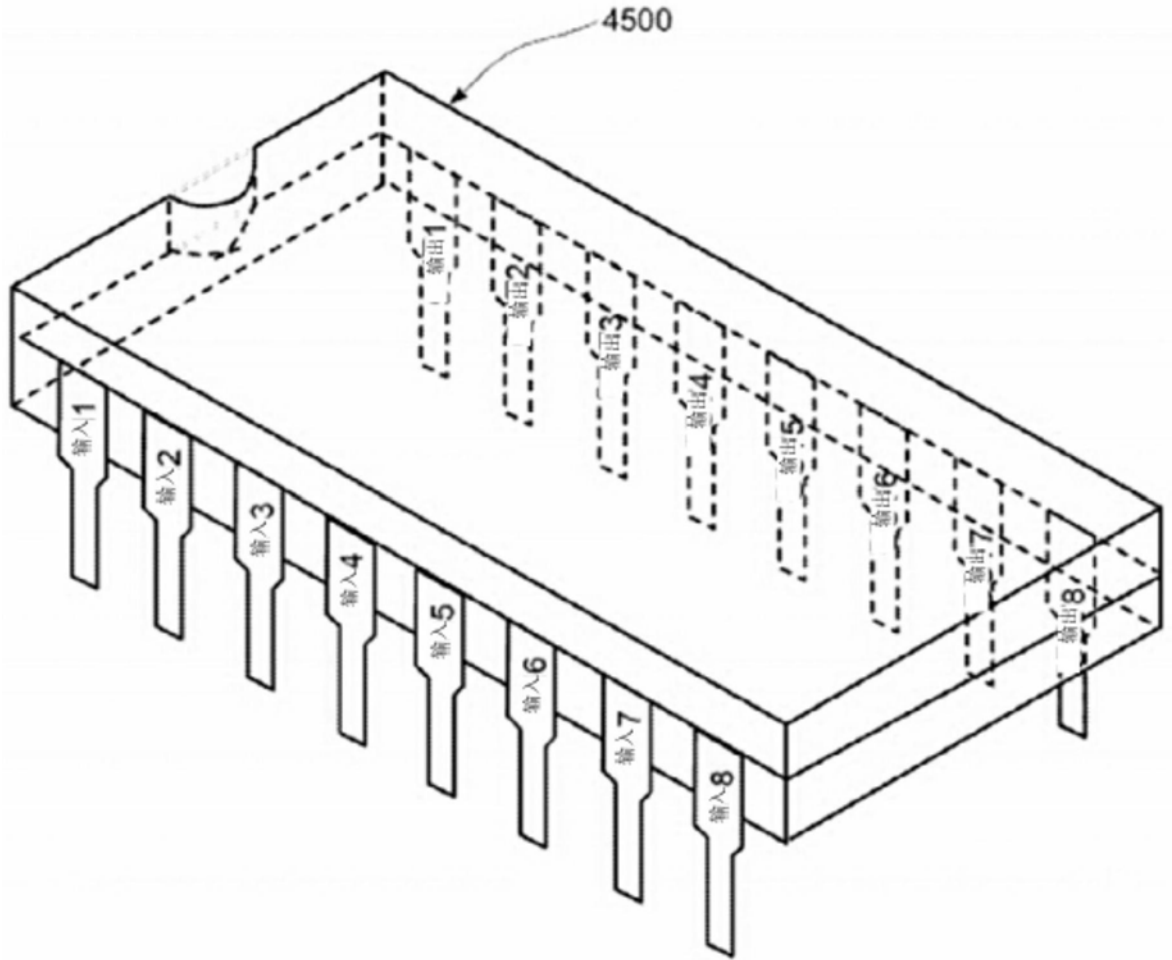


图8

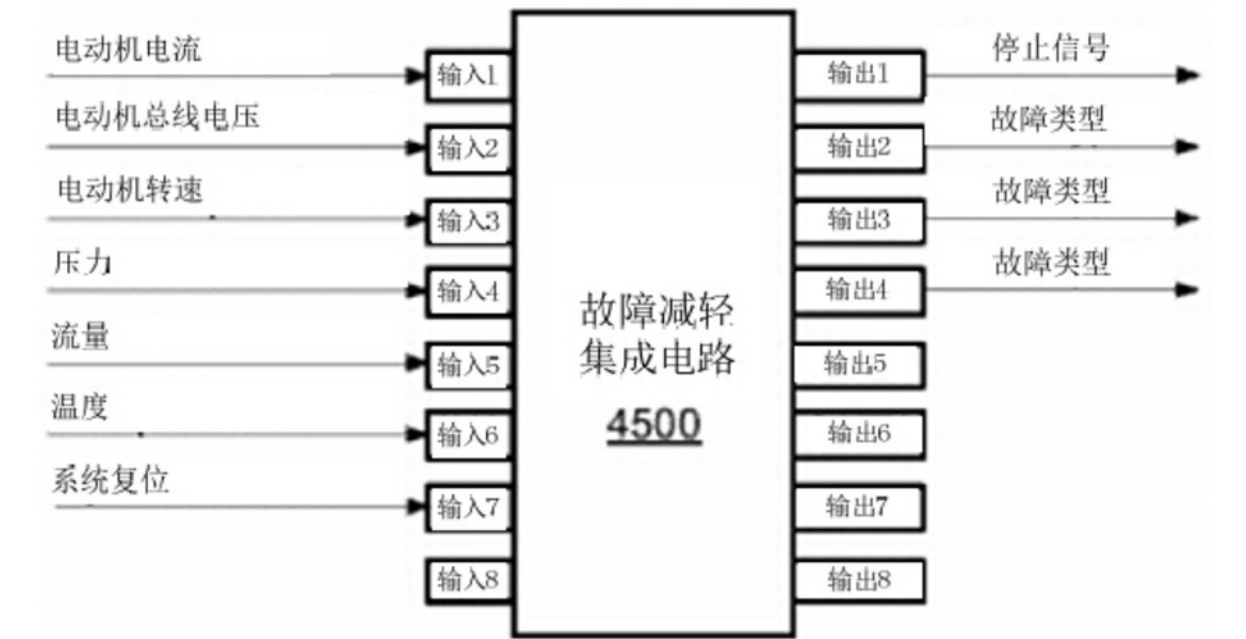


图9

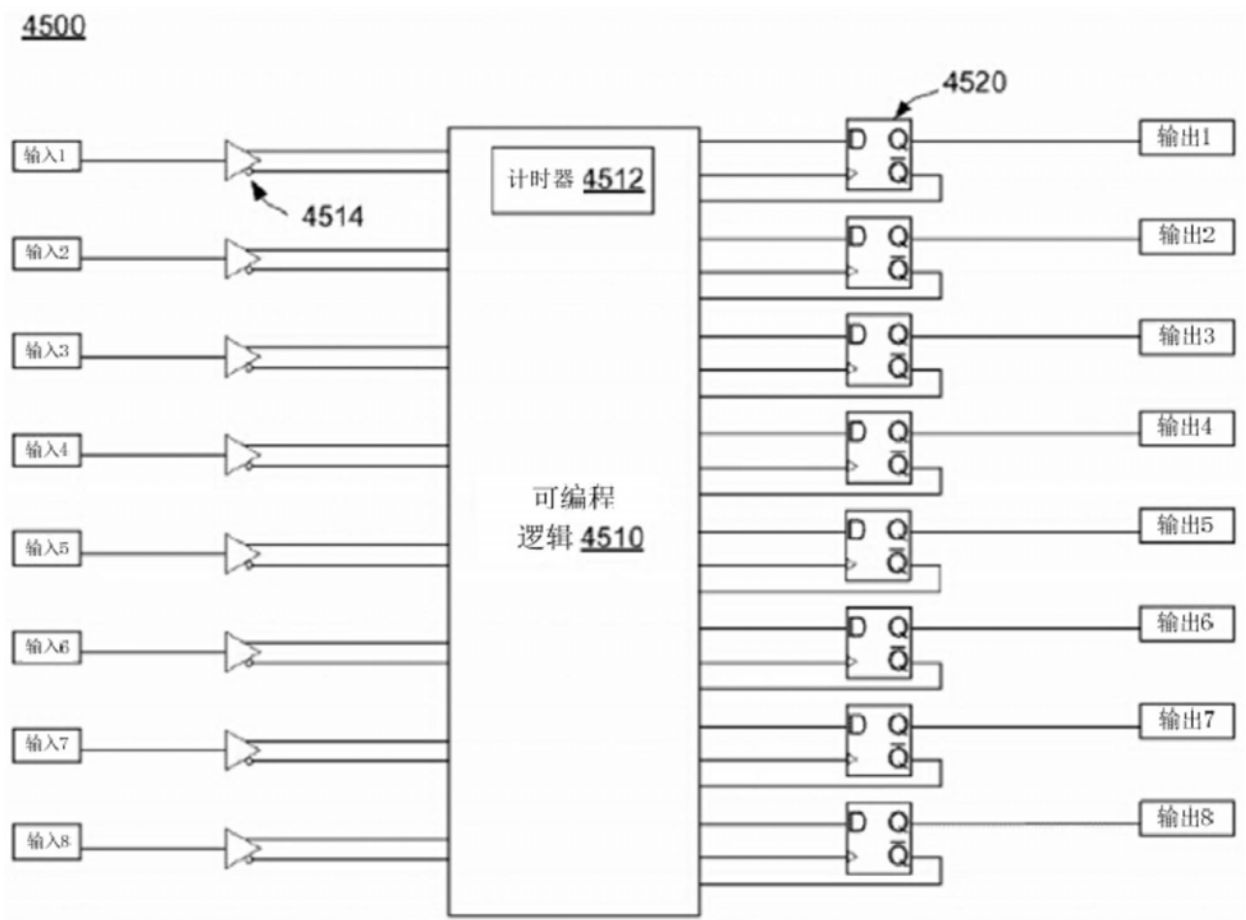


图10

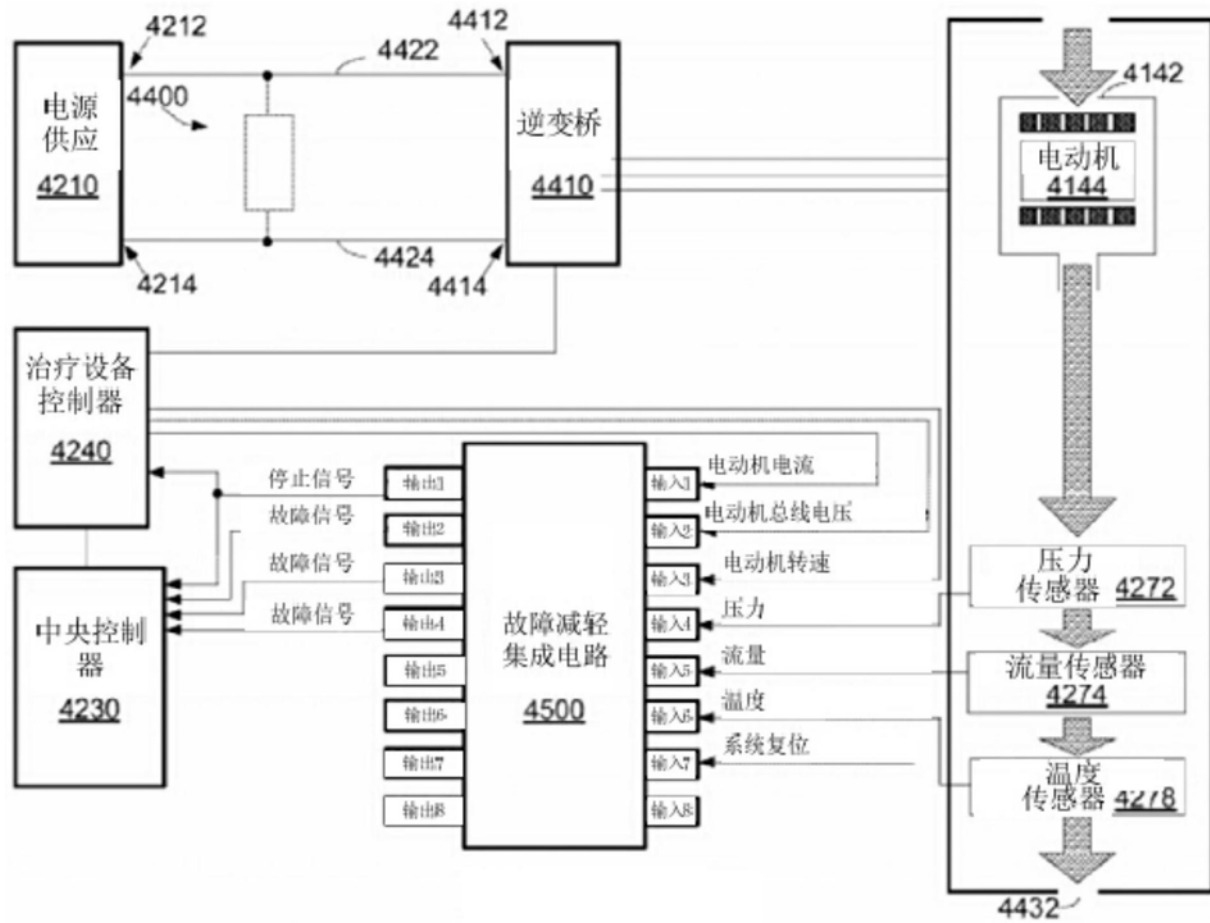


图11

4560

输出2	输出3	输出4	故障类型
0	0	0	无
0	0	1	压力过高
0	1	0	压力不足
0	1	1	温度过高
1	0	0	电流过大
1	0	1	电流不足
1	1	0	电压不足
1	1	1	电流不足

图12