



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104486994 B

(45)授权公告日 2017.06.20

(21)申请号 201380025519.9

(22)申请日 2013.05.13

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104486994 A

(43)申请公布日 2015.04.01

(30)优先权数据
61/646,571 2012.05.14 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2014.11.14

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2013/040749 2013.05.13

(87)PCT国际申请的公布数据
W02013/173219 EN 2013.11.21

(73)专利权人 瑞思迈发动机及马达技术股份有
限公司

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 大卫-詹姆斯·弗莱明
迈克尔·格伦贝格

(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 黎艳

(51)Int.Cl.
A61B 5/087(2006.01)

审查员 廖怡芳

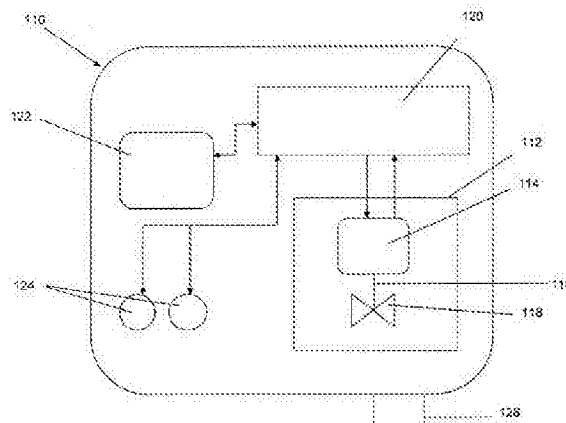
权利要求书1页 说明书15页 附图7页

(54)发明名称

用于呼吸舒适度的压力控制

(57)摘要

呼吸治疗设备基于流发生器的电机电流的测量值,产生吸气或呼气指示。在一个例子中,从测量值导出第一和第二电流信号。第一导出电流信号可以为电流的长期测量值或平均值,第二导出电流信号可以为电流的短期测量值或平均值。处理器120将吸气或呼气的指示确定为第一和第二导出电流信号的函数。所述第一导出电流信号和第二导出电流信号的函数可以为这些导出电流信号的比较。导出信号可通滤波波滤波来确定。吸气或呼气的指示可用作触发器或循环控制,以使治疗压力变为与患者的呼吸同步,而无需来自压力、流或速率传感器的测得信号。



1. 一种用于确定吸气或呼气指示的呼吸治疗设备,所述设备包括:
鼓风机,其包括叶轮和电机,所述鼓风机用于产生到患者接口的压力治疗;
电流感测电路,其用于产生电流信号,该电流信号表示提供给所述电机的电流;以及
处理器,所述处理器与所述电流感测电路连接,所述处理器设置为:(a)从所述电流感测电路导出第一和第二电流信号,所述第一导出电流信号为电流的长期测量值,所述第二导出电流信号为电流的短期测量值,以及(b)确定吸气或呼气的指示为所述第一导出电流信号和所述第二导出电流信号的函数。
2. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于,所述处理器包括滤波器,以通过对所述电流信号进行滤波来生成所述第二导出电流信号。
3. 根据权利要求2所述的设备,其特征在于,所述滤波器包括具有第一时间常数的低通滤波器。
4. 根据权利要求2或3所述的设备,其特征在于,所述设备还包括另一滤波器,以通过对所述第二导出电流信号或所述电流信号进行滤波来生成所述第一导出电流信号。
5. 根据权利要求3所述的设备,其特征在于,所述处理器还包括另一滤波器,以通过对所述第二导出电流信号进行滤波来生成第一导出电流信号,所述另一滤波器包括具有第二时间常数的低通滤波器,其中所述第一时间常数处于短于平均呼吸的时间周期的阶次,而第二时间常数处于大于平均呼吸的时间周期的阶次。
6. 根据权利要求1、2、3和5中任一项所述的设备,其特征在于,所述的第一导出电流信号和第二导出电流信号的函数包括第一导出电流信号与第二导出电流信号的比较。
7. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于,所述处理器还设置为将补偿信号加入到第一导出电流信号中。
8. 根据权利要求7所述的设备,其特征在于,所述补偿信号为确定的吸气或呼气指示的函数。
9. 根据权利要求8所述的设备,其特征在于,所述处理器设置为基于确定的吸气或呼气的指示,将不同的补偿信号加入到所述第一导出电流信号中。
10. 根据权利要求7所述的设备,其特征在于,所述第一导出电流信号和第二导出电流信号的函数包括第二导出电流信号与第一导出电流信号和补偿信号之和的比较。
11. 根据权利要求8或9所述的设备,其特征在于,所述第一导出电流信号和第二导出电流信号的函数包括第二导出电流信号与第一导出电流信号和补偿信号之和的比较。
12. 根据权利要求1、2、3、5、7、8、9和10中任一项所述的设备,其特征在于,所述处理器还设置为在与确定的吸气或呼气指示相关联的过渡中,利用消隐值、而不是所述电流信号,来保持所述第一导出电流信号。
13. 根据权利要求1、2、3、5、7、8、9和10中任一项所述的设备,其特征在于,所述处理器进一步设置为基于吸气或呼气指示来控制由鼓风机产生的压力治疗的设置。

用于呼吸舒适度的压力控制

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2012年5月14日提交的、发明名称为“用于呼吸舒适度的压力控制”(Control Of Pressure For Breathing Comfort)的美国临时申请的申请日权益,该申请在此参考引入。

技术领域

[0003] 本发明涉及一种在辅助呼吸期间检测呼吸气流指标的方法和设备,所述辅助呼吸包括通气、气道正压(CPAP)治疗或无创正压通气(NIPPV)。本发明尤其涉及在辅助呼吸期间对提供给患者的压力治疗进行控制,以提供改善的呼吸舒适度。所述方法和设备可用于治疗睡眠呼吸障碍(SDB)、打鼾疾病或其他呼吸系统疾病。

背景技术

[0004] SDB的CPAP治疗可包括将加压的可呼吸气体,一般是空气,通过管和面罩输送到患者气道。CPAP所使用的加压气体的范围一般在4cm H₂O-28cm H₂O,流量速率达到180L/min(在面罩处测量),取决于患者的需要。所述加压气体充当患者气道的充气夹板,防止气道塌陷,特别是在呼吸的吸气阶段期间。在一个双-水平的PAP装置中,在呼吸循环的吸气阶段期间提供有更高的压力,而在呼吸循环的呼气阶段期间提供有更低的压力。在某些PAP装置中,在与吸气阶段相比的呼气阶段中,提供有呼气压力释放,所述呼气压力释放被认为是从吸气压力治疗设定中一般1-3cm H₂O的压力下降。

[0005] CPAP设备一般具有流发生器或鼓风机来将加压的呼吸气体,例如空气,提供至患者接口,例如鼻或口罩,或鼻垫或鼻枕的设备。

发明内容

[0006] 本发明的一种形式涉及一种适于基于电机电流测量值,通过正压气道(PAP)装置来控制提供至患者的压力的方法和设备。这种设备可在没有安装流或压力传感器的情况下用于测量气流。

[0007] 本发明的另一种形式包括适于基于提供至气道正压(PAP)装置中鼓风机的电流的测量值来确定呼吸气流改变的方法和设备。所检测的呼吸气流的改变可用于控制鼓风机的速率以及因此的由所述鼓风机所提供的压力。

[0008] 本发明的另一种形式涉及一种通过评估提供至PAP装置的电机的电流改变来检测吸气到呼气之间过渡的方法和设备。

[0009] 本发明的另一种形式涉及一种通过评估提供至PAP装置的电机的电流改变,以及控制电机以在吸气期间中输送第一压力以及在呼气期间输送第二压力,而适于检测吸气到呼气之间过渡的方法和设备。

[0010] 本发明的某些实施例涉及一种确定吸气或呼气指示的呼吸治疗设备的方法。所述方法包括测量提供至鼓风机的电流,所述鼓风机用于提供呼吸治疗。所述方法还包括从测

量的电流中得到第一和第二电流信号。所述第一导出电流信号为电流的长期测量值，而第二导出电流信号可为电流的短期测量值。所述方法还包括利用处理器来将吸气或呼气的指示确定为第一导出电流信号和第二导出电流信号的函数。

[0011] 在某些情况下，第一导出电流信号可通过滤波电流测量值来获得。同样，第一导出电流信号可通过具有第一时间常数的低通滤波器来获得。可选择地，第二导出电流信号可通过滤波电流测量值来获得。此外，第二导出电流信号可通过具有第二时间常数的低通滤波器来获得。在某些情况下，第一时间常数处于短于平均呼吸的时间周期的阶次，而第二时间常数处于大于平均呼吸的时间周期的阶次。

[0012] 可选择地，所述第一导出电流信号和第二导出电流信号的函数可包括所述第一导出电流信号和所述第二导出电流信号的比较。在某些情况下，所述方法还包括在第一导出电流信号中加入补偿信号。在某些情况下，所述方法可进一步包括基于吸气或呼气指示在所述第一导出电流信号中加入补偿信号。相似地，可基于吸气或呼气的指示而将不同的补偿信号加入第一导出电流信号中。在某些实施例中，所述第一导出电流信号和第二导出电流信号的函数可包括第二导出电流信号和第一导出电流信号与补偿信号的和的比较。所述方法还包括在吸气或呼气指标的过渡期间利用消隐值、而不是电流测量值来保持第二导出电流信号。所述方法可进一步包括基于吸气或呼气指示，利用处理器来控制由鼓风机产生的压力治疗的设定。

[0013] 本发明的某些实施例可包括用于确定吸气或呼气指示的呼吸治疗设备。所述设备可包括鼓风机，所述鼓风机具有叶轮和电机。所述鼓风机可设置用于产生流向患者接口的压力治疗。所述设备还包括感测电流感测电路，用于产生代表提供至电机电流的电流信号。所述设备可包括与感测电路相连的处理器。所述处理器可用于 (a) 从感测电路的电流中得到第一和第二电流信号，其中的第一导出电流信号可为电流的长期测量值，而第二得到的电流信号可为电流的短期测量值；以及 (b) 将吸气或呼气的指示确定为第一导出电流信号和第二导出电流信号的函数。

[0014] 在某些情况下，所述处理器可包括滤波器，以通过滤波电流测量值来产生第一导出电流信号。所述滤波器可包括具有第一时间常数的低通滤波器。可选择地，所述设备可包括另一个滤波器，以通过滤波第一得到的电流信号来产生第二得到的电流信号。在某些情况下，所述处理器还可包括另一个滤波器，以通过滤波第二得到的电流信号来产生第一得到的电流信号，其中所述的另一个滤波器包括具有第二时间常数的低通滤波器，其中的第一时间常数处于短于平均呼吸的时间周期的阶次，而第二时间常数处于大于平均呼吸的时间周期的阶次。

[0015] 可选择地，所述第一导出电流信号和所述第二导出电流信号的函数可包括第一导出电流信号和第二导出电流信号的比较。此外，所述处理器可进一步设置为将补偿信号加入第一导出电流信号中。所述处理器还包括根据所确定的吸气或呼气的指示的函数，将补偿信号加到第一导出电流信号中。在某些情况下，所述处理器可基于所确定的吸气或呼气指示来将不同的补偿信号加到第一导出电流信号中。在某些情况下，所述第一导出电流信号和第二导出电流信号的函数可包括第二导出电流信号和第一导出电流信号与补偿信号的和的比较。此外，所述处理器在与确定的吸气或呼气指标有关的过渡期间，利用消隐值、而不是电流测量值来保持第一导出电流信号。同样，所述处理器可基于吸气或呼气指示来

进一步控制由所述鼓风机产生的压力治疗的设置。当然,这些方面的部分可形成本发明的子-方面。同样,不同的子方面和/或方面可以不同的方式结合,并还可构成本发明的其它方面或子方面。

[0016] 本发明的其它特点通过以下说明,摘要,附图和权利要求而变得更加明显。

附图说明

[0017] 本发明的上述和其它特点以及优点,通过以下附图,以非限制的方式来详细说明。

[0018] 图1展示了根据本发明一个方面的流检测系统的简要图。

[0019] 图2展示了处理器的示例元件,所述元件可用于本发明某些实施例的电流分析。

[0020] 图3为鼓风机速率控制器的状态机框图,其用于根据本发明产生由鼓风机提供的压力。

[0021] 图4为展示本发明某些实施例的系统结构中示例部件的方块图。

[0022] 图5展示了根据本发明的系统。患者1000佩戴着患者接口3000,所述患者接口3000接受来自PAP装置4000提供的正压气体。来自PAP装置的气体在加湿器5000中加湿,并流经气体管4170到达患者1000处。

[0023] 图6展示了根据本发明一种形式的患者接口。

[0024] 图7a展示了根据本发明一种形式的PAP装置。

[0025] 图7b为图7a中PAP装置的气动电路的简要图,指明了上游和下游的方向。

[0026] 图7c为图7a中PAP装置的电气部件的简要图;以及

[0027] 图8展示了根据本发明一个方面的加湿器。

具体实施方式

[0028] 在本申请中,术语“包括”应当理解为“开放”的意义,也就是说,等同于“包含”的意义,并因此不限于“封闭”的意义,而“封闭”的意义在于“仅包括”。“包括”,“所包括的”以及“包含”应该是相同的意思。

[0029] 术语“气体”应当理解为包括可呼吸气体,例如,具有补充氧气的气体。还应当要理解在此所述的鼓风机或流发生器可设计用于加压除了气体之外的流体。

[0030] PAP装置110可包括流发生器或鼓风机112,所述流发生器或鼓风机112具有电机114,所述电机114用于驱动与所述电机114的转子116连接的叶轮118,以产生所提供的加压气体或空气。所述电机114被处理器120所控制,所述处理器提供驱动信号至电机114以控制转子116以及因此的叶轮118在涡形壳或其它流诱导室中的旋转速率。在一个优选的实施例中,所述电机114可为无传感器的电机(例如,没有换向传感器或位置传感器),例如没有霍尔效应的传感器,其电机的速率可通过测量转子116旋转时电机的反电动势(EMF)来确定。所述处理器120包括反馈控制电路来通过对比鼓风机的速率测量值和理想的鼓风机速率,以及调节电机电压或电流来保持理想速率来保持电机114处于理想的电机速率。在某些情况下,本发明可在没有额外传感器(例如,没有流传感器和/或压力传感器)的情况下实施。

[0031] 系统和鼓风机的特点优选为预设置的,例如沿着气体输送管的压力下降,等。因此,电机速率和所输送的压力的关系是已知的。因此,该PAP装置控制鼓风机的速率来提供

理想的压力。在某些情况下,没有由压力传感器确定的实际压力测量值。尽管在某些情况下,压力可从已知或度量参数中估计或计算。在某些情况下,在此所述的电流信号分析可允许PAP装置或其它呼吸压力治疗装置来以最小感测结构来操作(例如,只有电流感测电阻),使得可在没有流传感器,压力传感器和/或速率传感器的情况下可得到实施。然而,如在此所述的细节,在某些情况下,设备可利用一个或多个这种传感器。在这种情况下,电流信号分析可用作循环冗余或触发过程来基于传感器来检查操作,或在一个或多个传感器检测到故障时启动为后备过程。

[0032] 所述PAP装置110可选择地包括用户界面122和/或控制124,例如一个或多个按钮和/或拨号以使得用户可与装置互动,例如,按钮的打开或关闭按钮。

[0033] 所述PAP装置一般包括气体出口126,所述气体出口126与气体输送管(未图示)连接来输送由鼓风机112产生的加压气流,输送至患者接口单元(未图示),例如面罩或鼻组件。

[0034] 在某些实施例中,PAP装置可用于在呼吸循环的吸气阶段输送第一压力,而在呼吸循环的呼气阶段输送第二压力。所述第一压力高于或等于第二压力。所述第一压力和第二压力之间的差被称为压力支持,而这种压力差可设置为0,1,2或3cm H₂O,以提供呼气压力释放(EPR)。当所述PAP装置为双-水平PAP装置时,可提供更高的压力支持值。优选地,第一压力在4cm H₂O和28cm H₂O之间,而第二压力在2cm H₂O和20cm H₂O之间。

[0035] 在呼吸期间,输送到患者接口的流随着用户的呼吸循环而发生变化。这种流的改变会导致所电流水平发生改变,其中该电流提供用于保持鼓风机在理想的电机速率下输送合适的压力。这些电流水平的改变可用于评估气流发生的改变,并检测从吸气到呼气的过渡,以及反过来的从呼气到吸气的过渡。因此,在某些实施例中,提供至鼓风机电机的桥驱动电路的电流,而不是电机的阶段电流可用作为流量。

[0036] 在某些这种情况下,例如,在施加到电机的电压(通过桥电路)很可能接近常数时,在某些时间的电流可用作流量。在利用源电压的(例如,总线电压)的脉冲宽度调制(PWM)的情况下,将比总线电压更低的电机电压应用于电机(例如,所施加的电压可等于总线电压乘以PWM百分比)。

[0037] 可替代地,在某些实施例中,鼓风机的电力可用作流量。在这种情况下,可利用代表电机电压的信号来将鼓风机的提供电流的电流信号提供至倍增电路。这种电力信号,而不是电流信号可随后施加到在此所述的处理器。

[0038] 因此,在某些实施例中,电机电流信号可进行测量并可记录。所测量的可选择为代表信号的采样数据的电机电流信号MCS,可随后通过处理器或处理电路来处理,所述处理电路例如为模拟处理电路(例如:模拟处理器)或数字处理电路(例如:数字处理器)或任何它们的结合。

[0039] 图2展示了这种处理器或处理电路的示例元件。在某些情况下,应用于处理电路的电机电流信号MCS可通过使用一个或多个电流感测电阻来测量。可选择地,其它装置可用于测量电流,例如,霍尔传感器,变流器,印刷电路板(PCB)痕迹(电阻器的一种变形例),等。电流可在电机导线或普通桥联底部进行测量。该电流还可利用两个或三个传感器,在桥顶或桥下进行测量。在某些情况下,所测量的电流可为电机线圈的阶段电流的平均值。

[0040] 测量的电机电流信号MCS可随后经过处理,如图2所示,例如利用一个或多个滤波

器来进行滤波,以得到不同的评估信号。例如,所测量的电机电流信号MCS可利用滤波器202来滤波,来去除信号中的噪音或干扰,所述滤波器例如为低通滤波器(例如,具有53Hz或160Hz切断频率的一阶低通滤波器,移动平均滤波器,高阶滤波器或类似物)。从这种滤波中所得到的信号可被认为是瞬时或短期电机电流信号STC或短期平均电流测量值。这种信号可用作当前气流水平的指标,而不需使用流传感器。基于所选择的参数或这种滤波的时间常数,该电流的短期测量值可被认为是在小于一个平均呼吸的时间周期中,例如,小于半个平均呼吸的时间周期中的电机电流的测量值。

[0041] 同样可通过例如图2所示的另一个滤波器206来进行滤波以得到长期的电机电流信号LTC。例如,可利用滤波器206来滤波短期电机电流信号STC进行滤波,所述滤波器206例如为低通滤波器(例如,具有0.003Hz切断频率的一阶低通滤波器,移动平均滤波器,高阶滤波器或类似物)。通过这种处理而来的信号可当作由于泄漏等造成的基本流水平的指示。这种泄漏可包括从患者接口的有意泄漏和/或由于与系统的适配问题所致的其它泄漏。这样,基于滤波的参数或时间常数,长期的电机电流LTC可被认为是在长于单个呼吸的预设时间周期内的电流的测量值。因此,其可被认为是长期的电流平均测量值。例如,其可在多个呼吸期间,例如在2-10个呼吸,如,4,5,6,7或8个呼吸中得到。可替代地,预设的时间周期可包括用于记录在先电流值的预设数量的时间,或可设置成基于时间的限值,例如在先预设秒数期间的电流值,例如,在先的10-90秒,15-50秒期间,20-40秒,如,30秒或更长的期间内。需要明白可使用长期电机电流的其它时间周期。

[0042] 在数字处理的情况下,电机电流或从该电流滤波所得到的信号,可在1-20KHz,例如5kHz的采样速率来进行采样。因此,在某些情况下,长期和短期的得到测量值可用采样数据来相应进行计算。然而,本领域的技术人员明白可使用其它的采样速率。

[0043] 可选择地,在本发明的某些实施例中,由电机改变的已知速率中,例如,在速率改变以改变吸气阶段和呼气阶段之间的压力的期间,滤波的计算可调节成避免将电流施加到与这种改变相关的滤波器中。例如,以获得长期电机电流信号的滤波可基于这种改变而被暂停或暂时停止。可替代地,在这种改变期间所获得的电流值可排除在长期测量值的计算之外。

[0044] 此外,在某些形式中,为了保持在电机速率的有意/已知改变期间的滤波器状态,保持值或“消隐值”可选择地用于滤波,而不是使用实际电机电流,或基于实际电机电流的值,这种保持值或“消隐值”为经过计算以不在滤波器中加入净值的数字常数(例如,滤波器的长期平均值)。例如,在这种电机的已知速率改变期间,可将电机加速/减速保持因数用于滤波器206。这种处理的一个例子如图2所示。开关或决定元件205可选择地将短期电机电流STC施加到滤波器206,或利用来自保持信号发生器204或其它缓冲器的维持信号。在此将详细描述这种开关元件的状态或原理。

[0045] 为了确定例如检测呼吸不同阶段的气流的改变,可将瞬时或短期电机电流STC与长期电机电流LTC进行对比。这种对比可用于提供呼吸气流改变的指示,这种呼吸气流改变的指示例如是吸气或呼气指标或信号IES。这种过程的一个例子可被认为是图2中的比较器元件212。例如,当瞬时或短期电机电流大于长期电机电流时,这种对比可当作是气流上升的指示。当瞬时或短期电机电流小于长期电机电流时,这种对比可当作是气流下降的指示。这种气流的上升可用作吸气发生的指示,而气流的下降可被当作是呼气发生的指示。因此,患

者呼吸循环的不同阶段的开始,吸气和呼气可通过监测气流的改变,基于瞬时或短期电流与长期电流的比較的评估来确定。呼吸的不同阶段开始的检测可用于提供触发和/或循环信号,例如,用于电机控制处理器,所述电机控制处理器在不同的呼吸阶段中更改电机速率,用于改变在不同的呼吸阶段所需要输送的压力。例如,基于这种对比,对比器212可设置为在呼气事件中产生正或高的信号,而在吸气事件中产生零或低信号(反之亦然)。这种正IES信号可随后用作控制信号,来设置鼓风机在呼气压力中的速率改变。而零或低的IES信号可随后用作控制信号,以设置鼓风机在吸气压力中的另一个速率改变。

[0046] 在某些实施例中,补偿因数可选择地补偿在从电流中确定患者呼吸循环的阶段改变和调节改变输送压力的电机速率之间的延迟或滞后。所述补偿因数的利用可以此稍微较早地引起IES信号来调节电机速率(以及所得到的压力),使得电机速率的实际改变更可能与患者或用户的呼吸循环改变同步进行。这种实施例如图2中所示,图2展示了补偿发生器210-1,210-2以及结合元件,例如加法器208。在该实施例中,加法器基于IES信号的状态可选择地加入来自发生器或缓冲器的补偿信号。一个开关或决定元件211可选择地从多个信号发生器210-1,210-2(例如一个或多个信号缓冲器)的不同的补偿信号应用至加法器208。这种开关元件的状态或原理通过结合开关控制元件218来详细讨论。从根本上来说,基于IES信号(或检测的吸气或呼气状态)所述开关控制元件218可控制开关或决定元件211,以在此与附图3中状态机器所讨论的时间上施加正或负的补偿因数至长期电机电流信号。

[0047] 在使用了补偿因数的系统中,瞬时或短期电机电流与调节的长期电机电流对比,所述长期的电机电流代表了长期电机电流加上或减去补偿因数。在这种情况下,如果瞬时或短期电机电流少于长期电机电流减去补偿因数时,该对比器212将产生指示呼气的IES信号,使得电机可相应地调节成呼气压力的电机速率。相似地,如果瞬时或短期电机电流大于长期电机电流加上补偿因数,该对比器212将产生指示吸气的IES信号,使得电机速率可相应地调节成吸气压力的电机速率。

[0048] 在某些实施例中,所述补偿因数(CF)可为设定的电流缓冲水平,例如2-10mA。在一个替代性的实施例中,所述补偿因数可自动确定为长期电机电流的比例,例如:分数或百分数。在另一个结构中,所述补偿因数可计算成在吸气和/或呼气阶段中的检测的电流峰值的函数。在这种结构中,所述在吸气和/或呼气阶段的电流峰值经过检测,而补偿因数被确定为峰值的比例(例如,分数或百分数)。在一个可替代的实施例中,所述补偿因数可基于从上次IES过渡的时间来确定。

[0049] 在图2中,从对比器212输出的IES信号可选择地用于开关或决定元件213,缓冲器216和边缘活化消隐计时器214。IES信号的最近状态可保持在缓冲器216中,并从所述缓冲器输出至开关或决定元件213。因此,该开关或决定元件213可选择地从所述对比器中输出IES信号的电流状态或从缓冲器216中输出IES信号的在先但又是最近的状态。在这方面,所述边缘活化消隐计时器214将产生开关或决定元件213的控制信号CS。所述边缘活化消隐计时器214的处理可包括边缘检测器来检测从所述对比器输出的IES信号。所述边缘的检测随后开启具有预设时间间隔的计时器。在预设时间间隔中,该边缘活化消隐计时器214将输出控制信号来设定开关或决定元件213来选择保持在缓冲器216中的在先,最近状态的IES信号,而并非来自对比器的IES信号。在其它时间中,所述边缘活化消隐计时器214将输出控制信号CS来设定开关或决定元件213来选择来自对比器中的IES信号,而不是保留在缓冲器

216中的在先但最近状态的IES信号。这种控制可允许在电机速率改变的期间实现更稳定的IES信号,所述电机速率改变期间例如为电机在吸气压力的吸气速率设定和呼气压力的呼气速率设定之间改变时。相应地,可选择所述边缘活化消隐计时器214的计时间隔的预设时间,从而在等于或超过典型的与上述电机速率改变有关的时间量中将缓冲器216的输出用作IES信号。

[0050] 此外,如前所述的维持信号发生器204,由所述边缘活化消隐计时器214所输出的控制信号可用于控制开关或决定元件205。在这方面,滤波器206的输入可选择地改变成维持信号发生器204的输出。因此,所述边缘活化消隐计时器214在所述边缘活化消隐计时器214的定时间隔的预设时间期间,可选择地控制将维持信号应用于滤波器。因此,滤波器206在等于或超过与电机速率改变相关的典型时间的时间量中,可接收维持信号的输出,其中的电机速率改变例如为与吸气速率设定和/或呼气速率设定相关的改变。在其它的时间中,所述开关/或决定元件205,在边缘活化消隐计时器214的控制下,允许将短期电流应用于滤波器206。

[0051] 图3为用于电机速率控制器的示例状态机器,以控制电机速率和因此的由鼓风机输送的压力。在状态1,302中,电机提供有指令信号以将电机速率设置为呼气电机速率。如上所述,在速率过渡阶段期间的电流值的记录可暂停或暂时停止,或减速维持信号因数可在滤波过程中使用来补偿减速所导致的电流改变。一旦达到呼气电机速率(可基于理想速率与速率度量或估计值的比较,或经过的预设时间周期)时,所述电机速率控制器移动到状态2,304,其中的电机被告知继续运作以保持呼气压力,直到短期电机电流大于长期电机电流(LTC)加上补偿因数(CF)的时候。当短期电流(STC)大于长期电流(LTC)加上补偿因数(CF)时,电机速率控制器移动到状态3,306,并将指令信号发送到电机来增加电机速率以激发电机速率。再次如上所述,在这种状态中,在速率过渡期间的电流值的记录可被暂停或暂时停止,或在滤波器处理中可利用减速维持因数来补偿这种减速造成的电流的改变。当达到设置激发电机的速率时(其可基于理想速率和速率度量或估计值的比较,或经过的设置时间周期来确定),所述电机速率控制器过渡到状态4,308。在状态4,308期间,所述电机被告知继续运作以保持激发压力电机速率,直到短期电流(STC)少于长期电流(LTC)减去补偿因数(CF)的时候。当短期电流(STC)少于长期电流(LTC)减去补偿因数(CF)的时候,所述电机速率控制器回到状态1,302,且循环继续。

[0052] 在某些选择定的结构中,电机控制器可包括另一种状态1.5,303,处于状态1,302和状态2,304之间。在状态1.5,303中,预设呼气压力延迟在短期电流(STC)和长期电流(LTC)对比之前进行预设值。这种延迟可保证呼气发证在最小时间周期并/或避免错误引发从状态2,304中进入状态3,306。在另一个结构中(未图示),在可状态306和状态308之间加入相似的吸气压力延迟状态305,以确保吸气可在最小时间周期发生。

[0053] 在某些实施例中,电机可在自由转动,使得没有对电机速率进行主动制动,所述电机速率改变从吸气电机速率到呼气电机速率所输送的压力。其中的自由转动来减慢电机可使用公开号为2007/0017518的美国专利申请中所使用的方法或设备,该申请的全部内容在此引入。可替代地,电机制动的某些形式可用于控制吸气和呼气之间的过渡。

[0054] 在一些治疗首先开始的系统中,在计算长期电机电流时可有延迟,直到第二预设时间周期过去。在一些实施例中,第二预设时间周期可至少和用于计算长期平均电流的预

设时间周期一样长。这种延迟可提供用户一个稳定时间来调节治疗的开始,以及装置开始记录值。所述装置可在稳定时间的吸气和呼气期间设置用于提供单个常压(即:单个设定电机速率)。

[0055] 可替代地,长期电机电流可最初设置在最初预设平均电流值。由于在制造期间系统的预先定性,该最初预设平均电流值可在装置中进行预设,或可基于来自在先治疗部分的长期平均电流。在其它或替代性的示例装置中,预设时间周期可在治疗开始时(例如,治疗的最初的1-2分钟)最初地进行缩短(例如:缩短至10,15或20秒),以提供平均长期电流的更快计算。在这种装置中,电流值可在治疗开始时被记录,以评估流的改变,利用或不利用不同呼吸阶段期间的压力调节来检测不同的呼吸阶段。

[0056] 尽管没有在图2中展示,在某些实施例中,可包括额外的“观察器”处理部件。基于设计时间的已知系统参数(例如电机扭矩常数,系统惯量等),所述观察器可用于估计提供到电机的电流部分,所述电流部分由于在压力改变期间电机的加速/减速造成的。通过这种估计,电流可在所述的滤波之前进行调节。这样,指示患者流的短期电机电流(在减去长期电机电流之后)可用作患者呼吸流状态的更连续的指标,而不是更简单的吸气或呼气的指示。相对于简单的双水平控制指标来说,这种单一可随后在患者的呼吸循环期间,以更连续的方式来控制治疗压力的改变。

[0057] 通过进一步的实施例,尽管处理电路如图2中的电路元件所展示,应当明白这些元件可与数字处理器的运算或处理一起进行处理。在这种情况下,数字处理器可包括集成芯片,内存和/或其它控制指令,数据或信息存储介质,例如,包括处理方法的编程指令可编码在内存的集成芯片上,或形成专用集成电路(ASIC)。这种指令还可或可替代地作为软件下载,或使用合适的数据存储介质来用作固件。

[0058] 示例系统结构

[0059] 这种适用于本发明的控制器的示例系统结构展示在图4的方块图中。在其中,所述具有用于呼吸治疗设备的电机电流分析过程的控制器401可包括一个或多个处理器408,。该系统可包括显示器界面410,以在例如监控器或LCD板上输出例如在此所述的事件检测报告(例如,吸气或呼气等)。用户控制/输入界面412,例如,键盘,触屏,控制按钮,鼠标等可提供用于启动或修改控制方法。该系统还可包括传感器或数据界面414,例如,总线,用于接收/传输数据,例如编程指令,数据信号,速率信号,反EMF信号,电机控制信号等。所述装置还可一般包括内存/数据存储部件420,其包括上述方法的控制指令(例如如图2和3所示)。还包括处理器控制指令,用于在422处理电机电流信号(例如,预处理方法,滤波器,数值发生器,消隐或保持值发生逻辑,计时器,补偿发生逻辑,观察器处理,边缘检测器等)。还可包括处理器控制指令,所述处理器控制指令基于在424的电机电流信号处理而用于治疗控制(例如,治疗改变,速率控制等)。最后,它们还可包括这些方法的存储数据426,例如滤波器时间常数,滤波器参数,消隐值,保持值,补偿值,治疗设置,压力v.速率设置表等。在某些实施例中,这些处理器控制指令和用于控制上述方法的数据可包含在计算机可读记录介质中作为软件来用于一般目的的计算机,使得在下载软件到一般目的计算机时将所述一般目的计算机用作特定目的计算机。

[0060] 示例呼吸治疗设备

[0061] 治疗系统

[0062] 在一种形式中,本发明可形成用于治疗呼吸疾病的设备,如图5和7a所示。所述设备包括流发生器或鼓风机,用于提供加压呼吸气体,例如空气,通过导向至患者接口3000的气体输送管而供至患者1000。

[0063] 治疗

[0064] 在一种形式中,本发明用作治疗呼吸疾病的一部分的方法,所述方法包括对患者1000气道,例如通过一个或两个鼻孔和/或嘴,对患者的鼻腔的入口施加正压。例如,所述PAP装置4000可产生经鼻持续气道正压通气(CPAP)治疗,以通过向前并远离口咽后壁来推动软腭和舌头来治疗上气道的阻塞性睡眠呼吸暂停(OSA)

[0065] 所述PAP装置4000可产生无创通气(NIV),用于治疗CSR,OHS,COPD,MD和胸壁疾病。在NIC的某些情况下,可例如通过测量潮气量或分钟通气,并控制通气测量来满足目标通气来控制以实施目标通气。通气测量的伺服-控制,例如通过对比通气的瞬时测量值和通气的长期测量值,可用作抵消CSR的治疗。在某些情况下,通过设备输送的压力治疗的形式可为压力支持通气,这种压力治疗一般在吸气期间(例如:IPAP)提供更高的压力水平,并在呼气期间(例如:EPAP)产生较低的压力水平。

[0066] 患者接口3000

[0067] 如图6所示,根据本发明一个方面的无创患者接口3000可包括以下的功能:密封-形成结构3100,充气室3200,定位和稳定结构3300,以及连接气体管4170的连接端口3600。在某些方面,可利用一个或多个物理部件来形成功能面。在某些形式中,一个物理部件可提供一个或多个功能面。在使用中,密封-形成结构3100用于围绕着患者气道的入口,以促进气体以正压提供至气道。

[0068] 如图7a,7b,和7c中所示,根据本发明一个方面的PAP装置4000包括机械和气动部件4100,电气部件4200,并编程来执行一个或多个运算。所述PAP装置具有外部壳4010。所述外部壳4010形成两个部分,外部壳4010的上部4012和外部壳4010的下部4014。在可替代的形式中,所述外部壳4010可包括一个或多个板4015。所述PAP装置4000具有支撑一个或多个所述PAP装置4000内部部件的底盘4016。在一个形式中,气动块4020通过底盘4016来支撑,或成为所述底盘4016的一部分。所述PAP装置4000可包括把手4018。

[0069] 所述PAP装置4000的气动道包括进气滤波器4112,进口消声器4122,可控制压力装置4140,所述可控制压力装置4140可以提供正压的气体(优选为鼓风机4142),以及出口消声器4124。在气动道上包括有一个或多个压力传感器(例如:压力变换器4272)和流传感器(例如:流变换器4274)气动块4020包括位于外部壳4010内的部分气动道。

[0070] PAP装置4000具有电气电源4210,一个或多个输入装置4220,中心控制器4230,治疗装置控制器4240,治疗装置4245,一个或多个保护电路4250,内存4260,选择性的变换器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组件(PCBA)4202处。在一个替代性的形式中,所述PAP装置4000可包括多于一个PCBA4202。

[0071] PAP装置4000的中心控制器4230可编程以执行一个或多个算法模块,包括在一个实施中的预处理模块,治疗发送机模块,压力控制模块,错误状态模块。

[0072] PAP装置4000可互换地称为通风器。

[0073] PAP装置的机械或气动部件4100

[0074] 气体滤波器4110

[0075] 根据本发明一种形式的PAP装置可包括气体滤波器4110,或多个气体滤波器4110。

[0076] 在一种形式中,进口气体滤波器4112位于鼓风机4142上游的气动道的开始处,见图7b。

[0077] 在一种形式中,出口气体滤波器4114,例如抗菌滤波器,位于气动块4020的出口和患者接口3000之间,见图7b。

[0078] 消声器4120

[0079] 在本发明的一种形式中,进口消声器4122位于鼓风机4142上游的气动道处,如图7b。

[0080] 在本发明的一种形式中,出口消声器4142位于鼓风机4142和患者接口3000之间的气动道处,如图7b。

[0081] 压力装置4140

[0082] 在本发明的一种形式中,用于产生正压气流的压力装置4140为可控制的鼓风机4142。例如,所述鼓风机可包括具有一个或多个位于涡形壳的叶轮的无刷DC电机4144。所述鼓风机可输送提供的气体,例如,所述气体以120升/分钟,在大约4cmH₂O至约20cmH₂O范围的压力下,或其它达到约30cmH₂O的形式下进行输送。

[0083] 所述压力装置4140在治疗装置控制器4240的控制下。

[0084] 变换器4270

[0085] 在本发明的一种形式中,一个或多个变换器4270位于压力装置4140的上游。所述一个或多个变换器4270设置为在气动道的点上测量气体性质。

[0086] 在本发明的一种形式中,所述一个或多个变换器4270位于压力装置4140的下游,以及气体回路4170的上游。所述一个或多个变换器4270设置用于测量在气动道的点上的气体性质。

[0087] 在本发明的一种形式中,一个或多个变换器4270位于接近患者接口3000处。

[0088] 防回流阀4160

[0089] 在本发明的一种形式中,防回流阀位于加湿器5000和气动块4020之间。所述防回流阀设置用于减少水从加湿器5000上游地流至例如电机4144。

[0090] 气体回路4170

[0091] 根据本发明一个方面的气体回路4170设置用于允许气动块4020和患者接口3000之间的可呼吸气体的流动。

[0092] 氧气输送

[0093] 在本发明的一种形式中,补充的氧气4180可输送到气动道的点处。.

[0094] 在本发明的一种形式中,补充氧气4180进行气动块4020的上游输送。

[0095] 在本发明的一种形式中,补充氧气4180输送到气体回路4170。

[0096] 在本发明的一种形式中,补充的氧气4180输送到患者接口3000处。

[0097] PAP装置的电气部件4200

[0098] 电源4210

[0099] 在本发明的一种形式中,电源4210在PAP装置4000外部壳4010的内部。在本发明的另一种形式中,电源4210在PAP装置4000的外部壳4010的外部。

[0100] 在本发明的一种形式中,电源4210将电力仅提供至PAP装置4000。在本发明的另一种形式中,电源4210将电力提供至PAP装置4000和加湿器5000。

[0101] 输入装置4220

[0102] 在本发明的一种形式中,PAP装置4000包括一个或多个输入装置4220,所述输入装置的形式为按钮,开关或拨号,使人可与装置互动。所述按钮,开关或拨号可为物理装置,或通过触屏可进入的软件装置。所述按钮,开关或拨号可在一种形式中与外部壳4010物理地连接,或在另一种形式中与接收器无线通信,所述接收器与中心控制器4230电连接。

[0103] 在一种形式中,所述输入装置4220可设置用于使人可选择值和/或菜单选择。

[0104] 中心控制器4230

[0105] 在本发明的一种形式中,所述中心控制器4230为适用于控制PAP装置4000的处理器,例如为英特尔的x86处理器。

[0106] 本发明另一种形式的适用于控制PAP装置4000的处理器包括基于来自ARM Holdings的ARM Cortex-M处理器。例如,可使用来自ST MICROELECTRONICS的STM32系列微处理器。

[0107] 本发明另一种替代形式的另一种适用于控制PAP装置的处理器包括选自ARM9-基32-位RISC CPUs家族的部件。例如,可使用来自ST MICROELECTRONICS的STR9系列微处理器。在本发明的某些替代形式中,16-位RISC CPU可用作PAP装置4000的处理器。例如可使用来自微处理器MSP430家族的处理器,其由TEXAS INSTRUMENTS生产。

[0108] 所述处理器用于接收来自一个或多个变换器4270,以及一个或多个输入装置4220的输入信号。

[0109] 所述处理器用于提供输出信号至一个或多个输出装置4290,治疗装置控制器4240,数据通信界面4280和加湿器控制器5250。

[0110] 处理器或多个这种处理器可用于实施在此所述的一个或多个方法,例如表达成内存4260中存储的计算程序的一个或多个算法。在某些情况下,如前所述,这种处理器可与PAP装置4000集成。然而,在某些装置中,例如,为了在不直接控制呼吸治疗的输送的情况下进行在此所述的任何方法时,处理器可从PAP装置的流发生器部件中离散地进行使用。例如,为了通过分析来自如在此所述的任何传感器的存储数据,来确定通风器的控制设定或其它呼吸事件时,这种处理器可实施在此所述的任何方法。

[0111] 时钟4232

[0112] 优选地,PAP装置4000包括与处理器连接的时钟4232。

[0113] 治疗装置控制器4240

[0114] 在本发明的一种形式中,治疗装置控制器4240为压力控制调制,所述压力控制调制形成由处理器执行的部分算法。

[0115] 在本发明的一种形式中,所述治疗装置控制器4240可包括电机控制专用集成电路。例如,在一种形式中可使用ONSEMI制造的MC33035无刷DC电机控制器。在某些实施例中,所述治疗装置控制器4240可包括一个或多个图2的部件,这些部件可与治疗装置4245的电机的桥接电路连接。

[0116] 保护回路4250

[0117] 可选择地,根据本发明的PAP装置包括一个或多个保护电路4250。

[0118] 根据本发明的一种形式的保护电路4250为电气保护电路。

[0119] 根据本发明的一种形式的保护电路4250为温度或压力安全电路。

[0120] 内存4260

[0121] 根据本发明的一种形式中,本发明的PAP装置4000包括内存4260,优选为非易失性内存。在某些形式中,内存4260可包括电源驱动的静态RAM。在某些形式中,所述内存4260可包括易失性RAM。

[0122] 优选地,内存4260位于PCBA4202处。内存4260的形式可为EEPROM或NAND闪存。

[0123] 此外或可替代地,PAP装置4000包括内存4260的可去除形式,例如根据安全数字(SD)标准制定的内存卡。

[0124] 变换器4270

[0125] 可选择的变换器可为PAP装置的内部或外部。外部变换器可例如位于气体输送管处,或形成部分的气体输送管,所述气体输送管例如为患者接口。外部变换器的形式可为非接触的传感器,例如:多普勒雷达运动传感器,其可传输或转移数据至PAP装置。

[0126] 流

[0127] 根据本发明的可选择的流传感器4274可基于压差变换器,例如来自SENSIRION的SDP600系列压差变换器。所述压差变换器与气动回路流体通信,其中的一个或每个压力变换器与各自流量限制元件的第一和第二点连接。

[0128] 在使用中,来自流变换器4274的信号或总流 Q_t 信号分别被处理器接收。然而,可同样使用其它用于产生这种流信号或估计流的传感器。例如,质量流传感器,例如在某些实施例中,使用热线流传感器来产生流信号。可选择地,可从其它传感器的一个或多个信号中估计流,例如根据美国专利申请12/192,247中所述的方法,该专利在此参考引入。

[0129] 压力

[0130] 根据本发明的可选择的压力变换器4272可位于与气动回路流体通信处。合适压力变换器的例子是一种来自HONEYWELL ASDX系列的传感器。可替代的合适压力变换器为来自GENERAL ELECTRIC的NPA系列的传感器。

[0131] 在使用中,来自压力变换器4272的信号被处理器所接收。在一种形式中,来自压力变换器4272的信号在被处理器接收之前经过滤波。

[0132] 电机速率

[0133] 在本发明的一种形式中,可产生电机速率信号4276。电机速率信号4276可通过治疗装置控制器4240来提供。电机速率可例如由可选择的速率传感器来产生,所述速率传感器例如为霍尔效应传感器,或如前所述的反电动势(EMF)来得到。

[0134] 数据通信系统

[0135] 在本发明的一个优选的形式中,提供了一种与所述处理器连接的数据通信界面4280。所述数据通信界面4280优选地可与远程外部通信网络4282连接。所述数据通信界面4280优选地可与本地外部通信网络4284连接。优选地,所述远程外部通信网络4282可与远程外部装置4286连接。优选地,所述本地外部通信网络4284可与本地外部装置4288连接。

[0136] 在一种形式中,所述数据通信界面4280为处理器4230的一部分。在另一种形式中,所述数据通信界面4280是与所述处理器4230分开的集成电路。

[0137] 在一种形式中,所述远程外部通信网络4282为因特网。所述数据通信界面4280可

用有线通信(例如:通过以太网或光线)或无线协议来与因特网连接。

[0138] 在一种形式中,所述本地外部通信网络4284利用一个或多个通信标准,例如蓝牙,或消费者红外协议。

[0139] 在一种形式中,所述远程外部装置4286为一个或多个计算机,例如一串网络计算机。在一种形式中,所述远程外部装置4286可为虚拟计算机,而不是实体计算机。无论在何种情况下,这种远程外部装置4286可由合适的授权人进入,例如:医生。

[0140] 优选地,所述本地外部装置4288为个人计算机,手机,平板电脑或远程控制。

[0141] 输出装置4290包括可选择的显示器,警报等

[0142] 根据本发明的输出装置4290的形式可为视觉,声音和触觉单元的一个或多个形式。视觉显示器可为液晶显示器(LCD)或发光二极管(LED)显示器。

[0143] 显示器驱动4292

[0144] 显示器驱动4292接收用于在显示屏4294显示的字符,符号或图片,并将其转换成指令,使得所述显示器4294显示那些字符,符号或图片。

[0145] 显示器4294

[0146] 显示器4294用于视觉上显示字符,符号或图片来回应从显示器驱动4292接收到的指令。例如,显示器4294可为8段显示器,这种情况下的显示器驱动4292将每个字符或符号,例如图“0”转换成8个逻辑信号,所述逻辑信号指示8个分别的段是否被启动以显示特定的字符或符号。

[0147] 治疗装置4245

[0148] 在本发明的一个优选的形式中,所述治疗装置4245在控制模块4330的控制下来输送治疗至患者1000。

[0149] 优选地,所述治疗装置4245为气体正压装置4140。

[0150] 加湿器5000

[0151] 在本发明的一种形式中提供了一种如图8所示的加湿器5000,所述加湿器5000包括蓄水池和加热板5240,如图7c所示。

[0152] 尽管在此通过这些实施例来讨论的技术仅说明本发明的原理和应用。在不偏离本发明的精神和领域的情况下可对本发明的示例实施例和其它设备作出修改。

[0153] 其它的技术实施例

[0154] 实施例1:呼吸治疗设备用于确定吸气或呼气指示的方法,所述方法包括:

[0155] 测量提供给鼓风机的电流,所述鼓风机用于提供呼吸治疗。

[0156] 从测量的电流中得到第一和第二电流信号,所述第一导出电流信号为电流的长期测量值,而第二导出电流信号为电流的短期测量值;且

[0157] 利用处理器将吸气或呼气指示确定为第一导出电流信号和第二导出电流信号的函数。

[0158] 实施例2:根据实施例1的方法,其中的第一导出电流信号通过滤波电流测量值来得到。

[0159] 实施例3:根据实施例2的方法,其中的第一导出电流信号通过具有第一时间常数的低通滤波器来得到。

[0160] 实施例4:根据实施例1-3中任一项的方法,其中的第二导出电流信号通过滤波测

量的电流来得到。

[0161] 实施例5:根据实施例3的方法,其中的第二导出电流信号通过具有第二时间常数的低通滤波器得到。

[0162] 实施例6:根据实施例3的方法,其中的第一时间常数处于短于平均呼吸的时间周期的阶次,而第二时间常数处于大于平均呼吸的时间周期的阶次。

[0163] 实施例7:根据前述任何一个实施例的方法,其中的第一导出电流信号和第二导出电流信号的函数包括第一导出电流信号和第二导出电流信号的比较。

[0164] 实施例8:根据前述任何一个实施例所述的方法,其中还包括将补偿信号加入到第一导出电流信号。

[0165] 实施例9:根据前述任何一个实施例所述的方法,其中还包括基于吸气或呼气的指示,将补偿信号加入到第一导出电流信号。

[0166] 实施例10:根据前述任何一个实施例所述的方法,其中根据吸气或呼气的指示,将不同的补偿信号加入到第一导出电流信号。

[0167] 实施例11:根据实施例8-10中任一项所述的方法,其中的第一导出电流信号和第二导出电流信号的函数包括将第二导出电流信号与第一导出电流信号和补偿信号的和进行对比。

[0168] 实施例12:根据前述任何一个实施例所述的方法,还包括利用消隐值而不是在吸气或呼气指标过渡期间的电流测量值来保持第二导出电流信号。

[0169] 实施例13:根据前述任何一个实施例所述的方法,还包括基于吸气或呼气指示,利用处理器来控制由鼓风机产生的压力治疗设置。

[0170] 实施例14:一种用于确定吸气或呼气指示的呼吸治疗设备,所述设备包括:

[0171] 鼓风机,所述鼓风机包括叶轮和电机,所述鼓风机用于产生流向患者接口的压力治疗;

[0172] 感测电流感测电路,所述感测电流感测电路用于产生代表提供到电机电流的信号;以及

[0173] 处理器,所述处理器与感测电路连接,所述处理器设置为(a)从感测电流感测电路中得到第一和第二电流信号,第一导出电流信号为电流的长期测量值,而第二导出电流信号为电流的短期测量值,以及(b)将吸气或呼气的指示确定为第一导出电流信号和第二导出电流信号的函数。

[0174] 实施例15:根据实施例14的设备,其中的处理器包括滤波器,以通过滤波电流测量值来产生第一导出电流信号。

[0175] 实施例16:根据实施例15所述的设备,其中的滤波器包括具有第一时间常数的低通滤波器。

[0176] 实施例17:根据实施例14-16中任一项所述的设备,还包括另一个滤波器,所述另一个滤波器通过滤波第一导出电流信号来产生第二导出电流信号。实施例18:根据实施例16所述的设备,其中的处理器还包括另一个滤波器,以通过滤波第二导出电流信号来产生第一导出电流信号,所述另一个滤波器包括具有第二时间常数的低通滤波器,其中第一时间常数处于短于平均呼吸的时间周期的阶次,而第二时间常数处于大于平均呼吸的时间周期的阶次。

[0177] 实施例19:根据实施例14-18中任一项所述的设备,其中的第一导出电流信号和第二导出电流信号的函数包括将第一导出电流信号与第二导出电流信号进行对比。

[0178] 实施例20:根据实施例14-18中任一项所述的设备,其中所述处理器还设置为将补偿信号加到第一导出电流信号。

[0179] 实施例21:根据实施例14-18中任一项所述的设备,其中所述处理器还设置为将补偿信号加到第一导出电流信号,成为确定的吸气或呼气指示的函数。

[0180] 实施例22:根据实施例20和21中任一项所述的设备,其中所述处理器设置为基于确定的吸气或呼气的指示,将不同的补偿信号加到第一导出电流信号。

[0181] 实施例23:根据实施例14-19中任一项,以及21-22中任一项所述的设备,其中的第一导出电流信号和第二导出电流信号的函数包括第二导出电流信号与第一导出电流信号和补偿信号的和的比较。

[0182] 实施例24:根据实施例14-23中任一项所述的设备,其中的处理器还设置在与确定的吸气或呼气指示相关的过渡期间,利用消隐值、而不是电流测量值来保持第一导出电流信号。

[0183] 实施例25:根据实施例14-24中任一项所述的设备,其中的处理器还设置为基于吸气或呼气的指示来控制由鼓风机产生的压力治疗的设置。

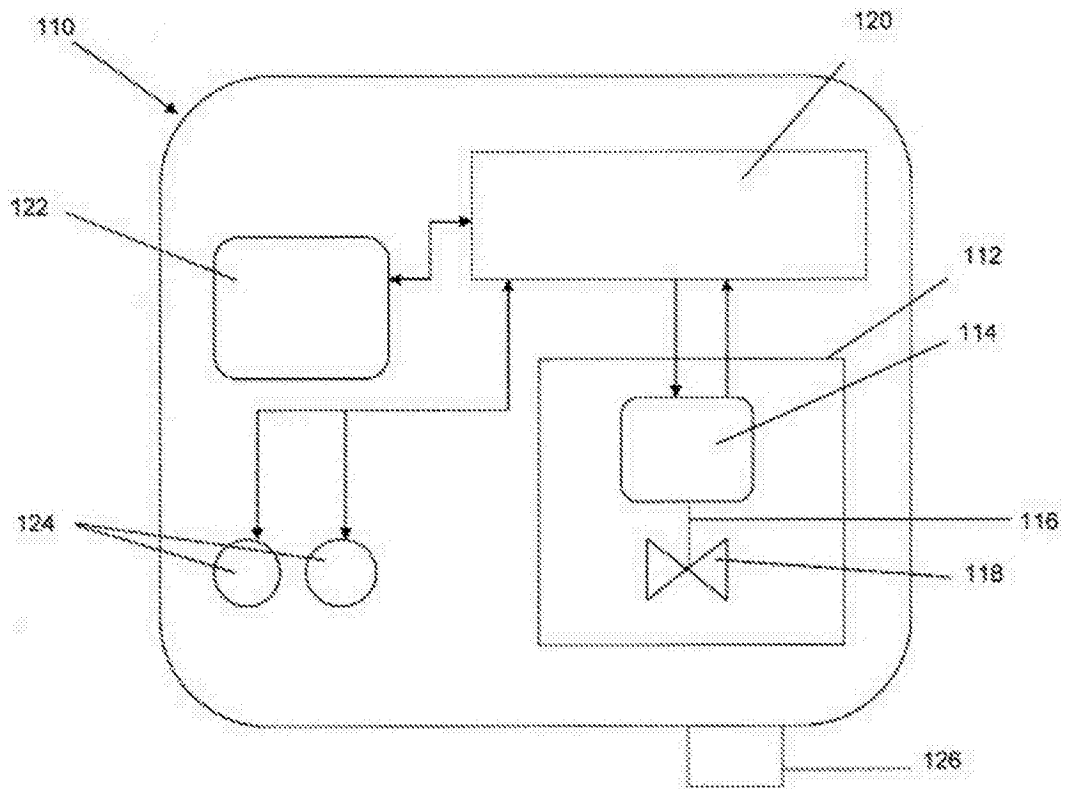


图1

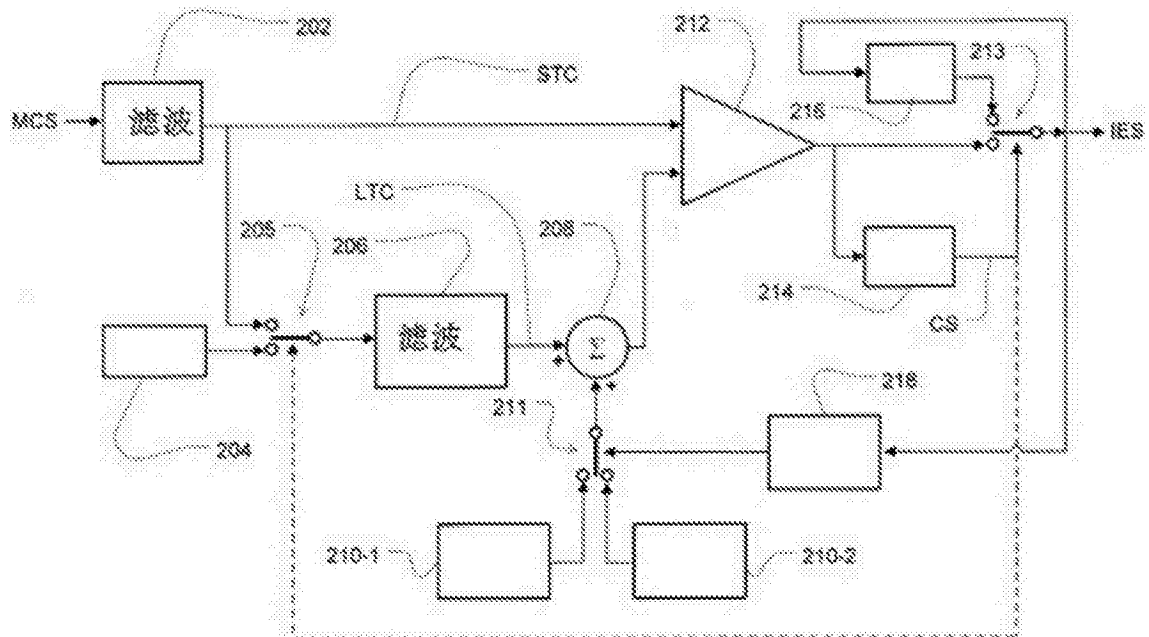


图2

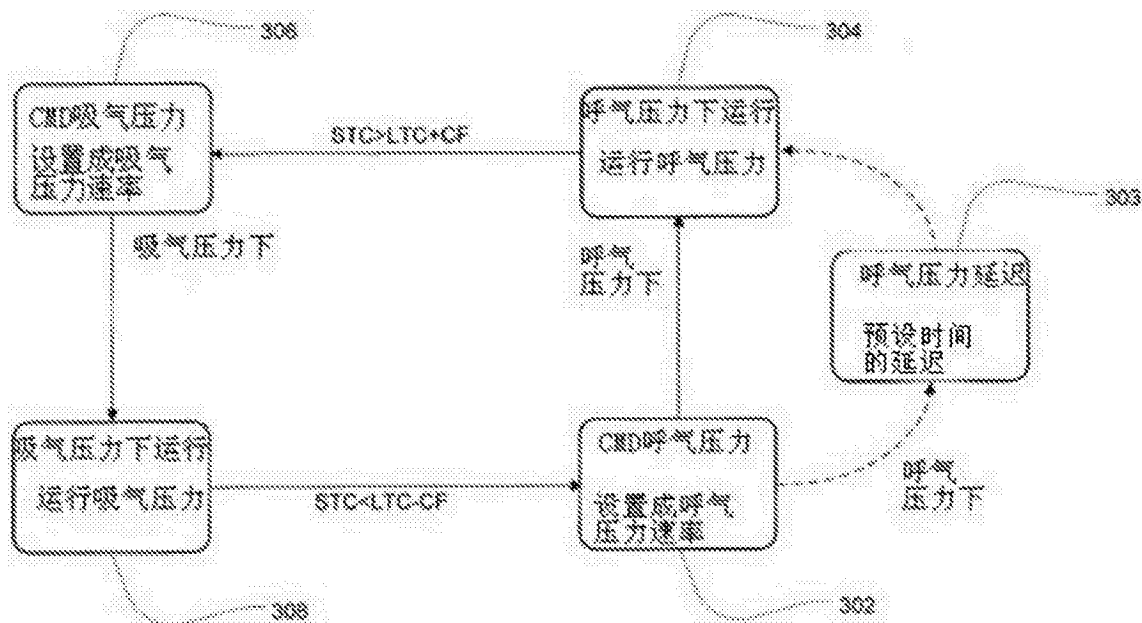


图3

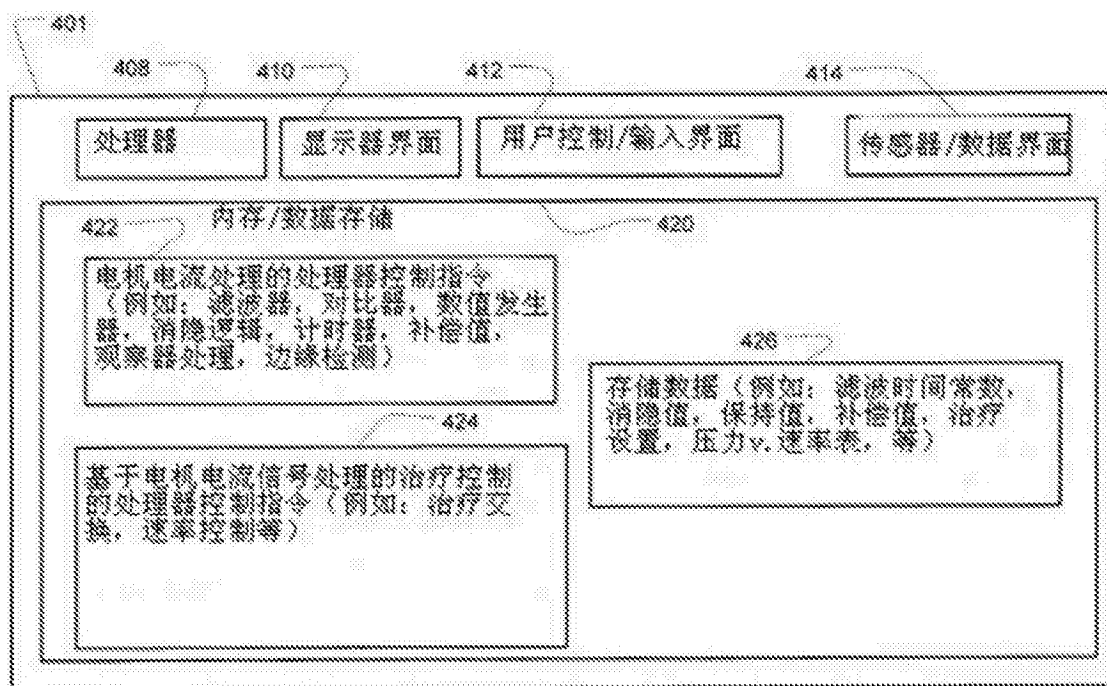


图4

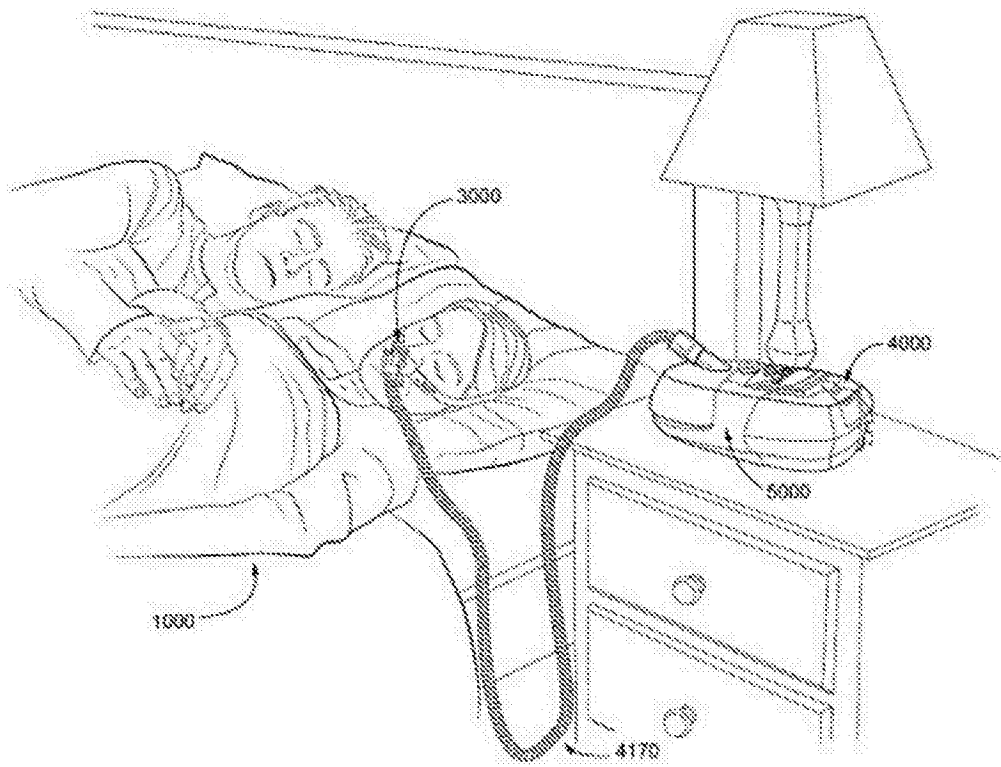


图5

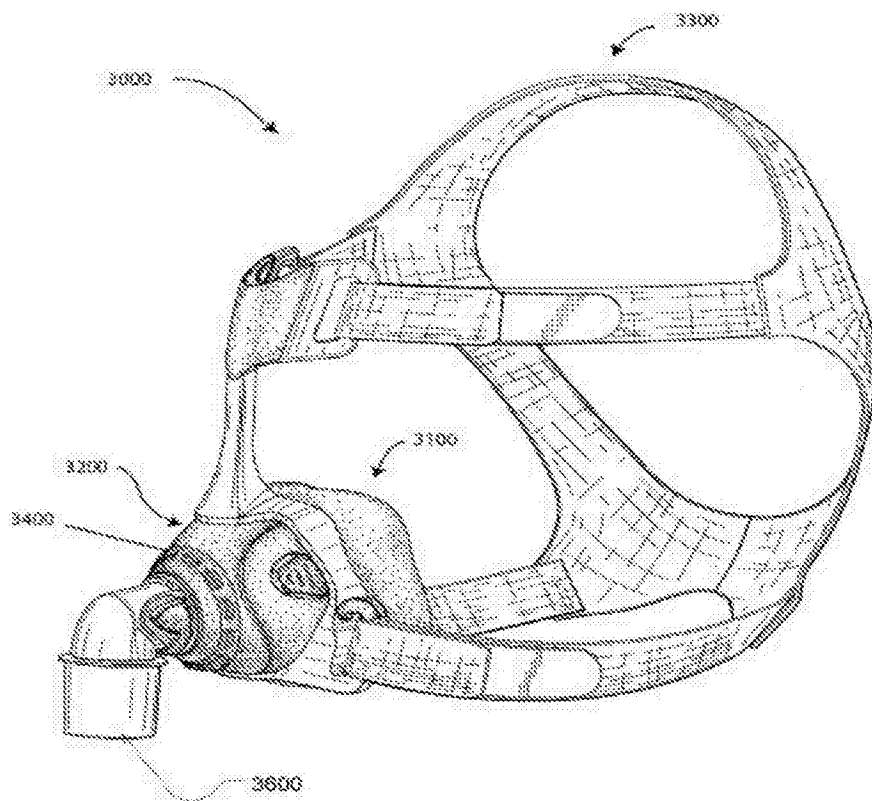


图6

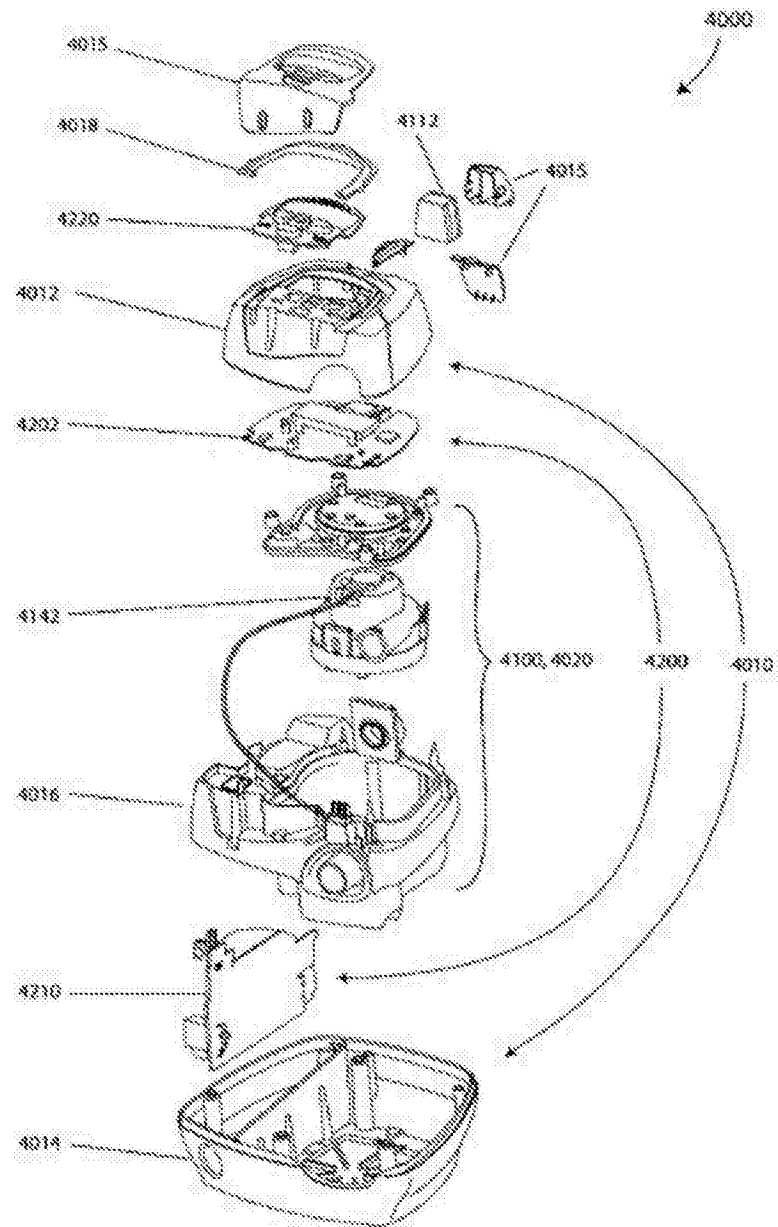


图7a

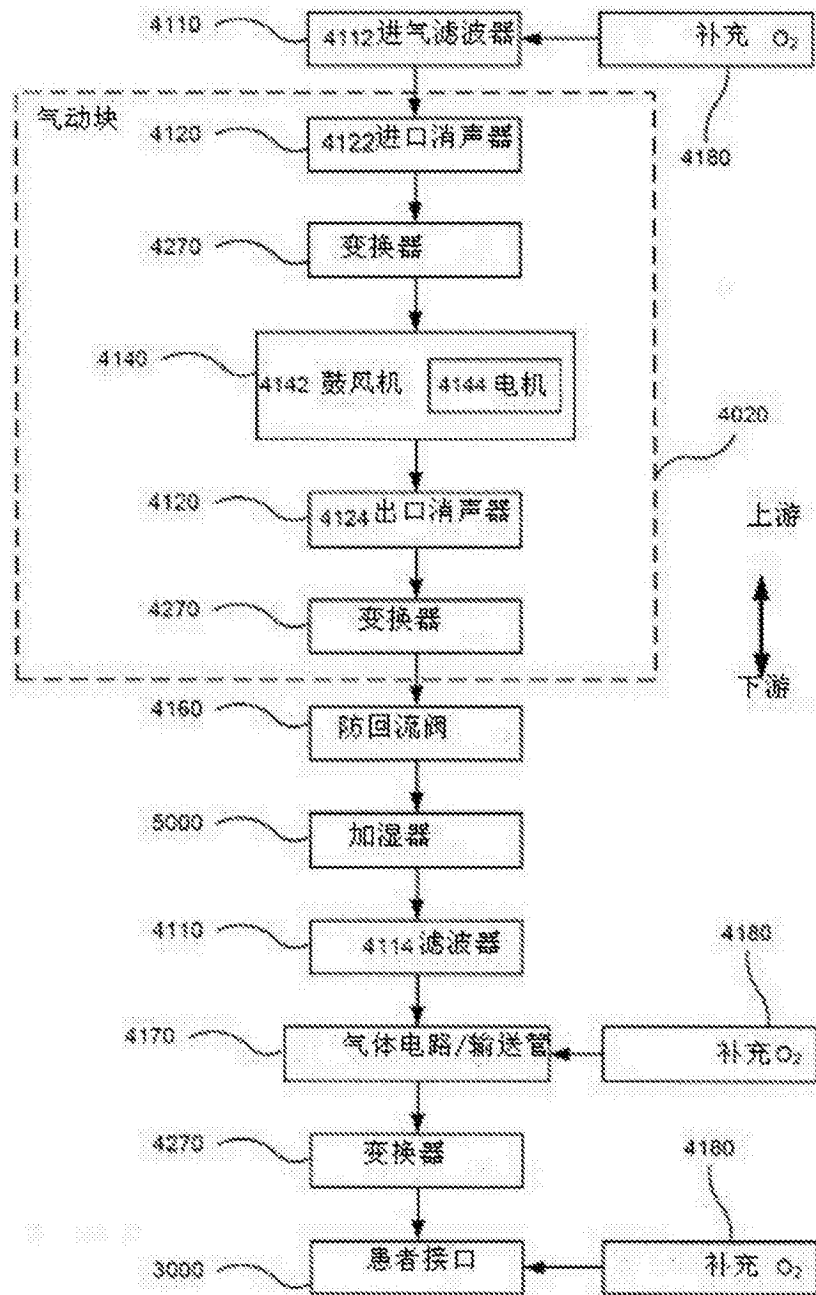


图7b

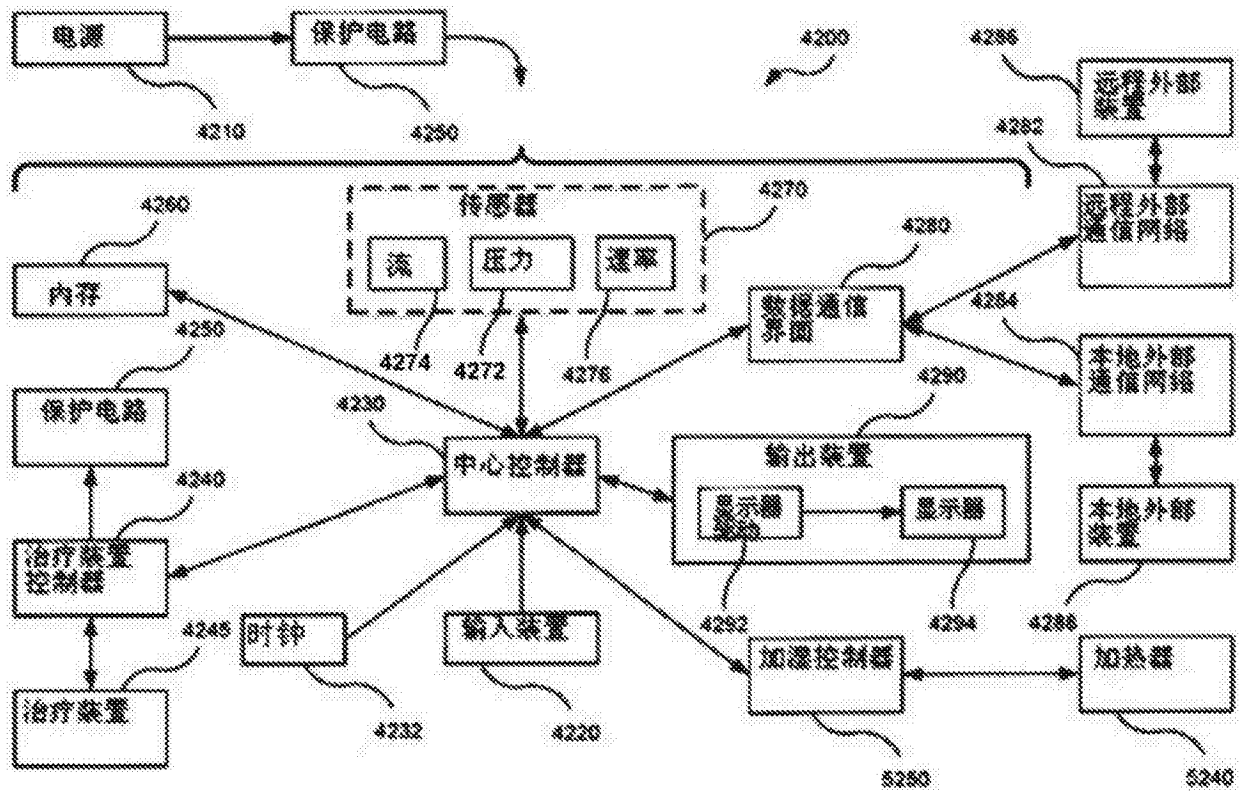


图7c

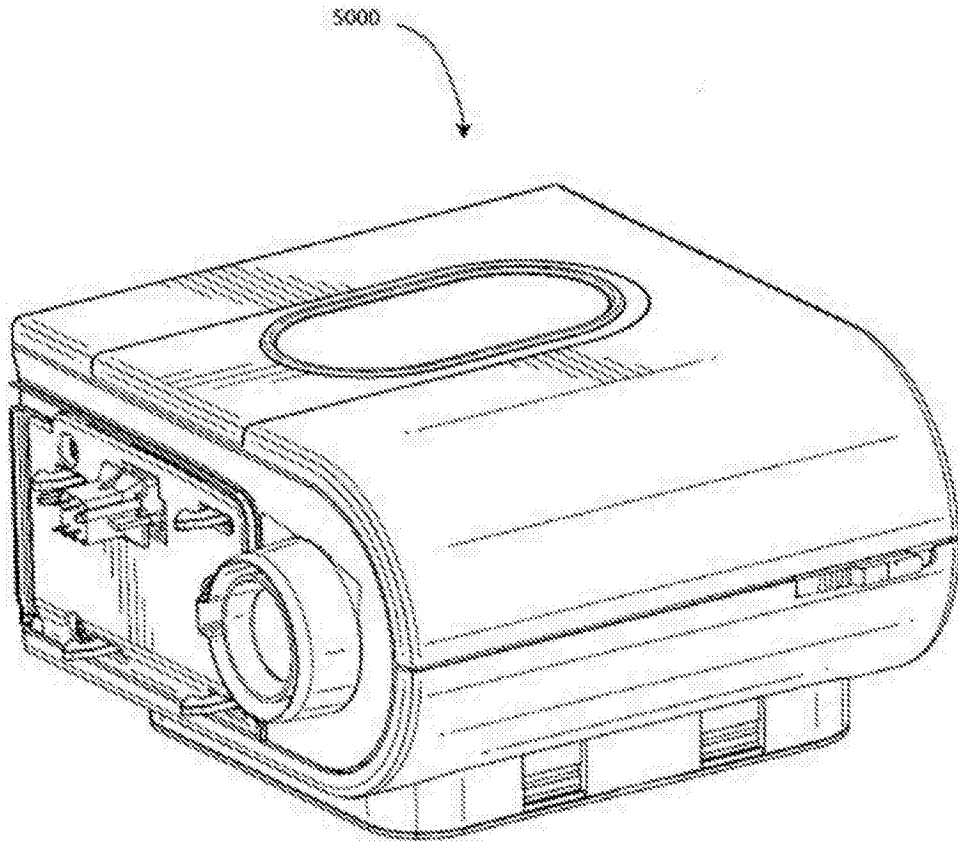


图8