



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108290019 B

(45) 授权公告日 2021.06.18

(21) 申请号 201680070360.6

(22) 申请日 2016.11.21

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 108290019 A

(43) 申请公布日 2018.07.17

(30) 优先权数据
16150293.5 2016.01.06 EP
62/261,359 2015.12.01 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2018.05.31

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2016/078220 2016.11.21

(87) PCT国际申请的公布数据
W02017/093054 EN 2017.06.08

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 S·温特 E·N·斯卡拜雷

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 刘瑜 王英

(51) Int.Cl.
A61M 16/00 (2006.01)
A61B 5/087 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 101448539 A, 2009.06.03
US 2006279428 A1, 2006.12.14

审查员 黄小玲

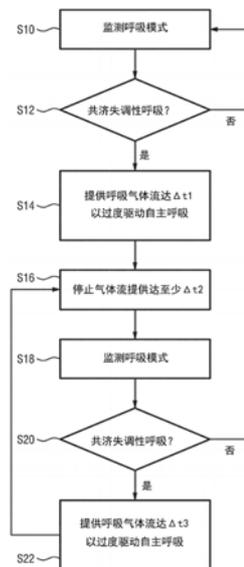
权利要求书2页 说明书8页 附图3页

(54) 发明名称

处置共济失调性呼吸的方法和设备

(57) 摘要

本发明涉及一种用于使患有共济失调性呼吸的患者(16)的呼吸模式重新同步的方法,所述方法包括以下步骤:在睡眠期间监测所述患者(16)的所述呼吸模式;检测所监测的呼吸模式是否包括共济失调性呼吸发作;并且如果检测到共济失调性呼吸发作,则通过以高于所述患者(16)的个体相关阈值的每分钟提供的呼吸气体(14)的体积向所述患者(16)的气道提供所述呼吸气体(14)的流,对所述患者(16)进行通气并消除所述患者(16)的自主呼吸达预定的第一时间段(Δt_1)。



1. 一种用于使患有共济失调性呼吸的患者(16)的呼吸模式重新同步的设备(10),包括:

传感器(24),其用于在睡眠期间监测所述患者(16)的所述呼吸模式,其中,所述传感器(24)生成呼吸信号;

压力发生器(12),其用于生成呼吸气体(14)的流;

包括患者接口(22)的压力回路(18),其用于将所生成的呼吸气体的流引导至所述患者(16)的气道;以及

控制器(26),其被配置为:

评估所述呼吸信号以便检测所监测的呼吸模式是否包括共济失调性呼吸发作;并且

如果在所述呼吸信号中检测到共济失调性呼吸发作,则控制所述压力发生器(12)以高于所述患者(16)的个体相关阈值的每分钟体积提供所述呼吸气体的流达预定的第一时间段(Δt_1),以便对所述患者进行通气并消除所述患者(16)的自主呼吸达所述预定的第一时间段(Δt_1)。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述传感器(24)包括流量传感器、压力传感器、相机、雷达传感器、加速度计、压电传感器和电化学气体传感器中的至少一种。

3. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述控制器(26)被配置为:

基于所述呼吸信号确定所述患者(16)的每分钟通气量、呼吸频率和呼吸幅度中的一个或多个;

评估所述每分钟通气量、所述呼吸频率和所述呼吸幅度中的所述一个或多个随时间的变化;并且

如果所述患者的所述每分钟通气量、所述呼吸频率和所述呼吸幅度中的所述一个或多个的随时间的所述变化大于预定阈值,则将所述患者(16)的所监测的呼吸模式的部分识别为共济失调性呼吸发作。

4. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述控制器(26)被配置为:

(i) 控制所述压力发生器(12)在所述预定的第一时间段之后停止对所述呼吸气体(24)的提供达至少第二预定时间段(Δt_2);

(ii) 在所述第二预定时间段(Δt_2)期间控制所述传感器(24)监测所述患者(16)的所述呼吸模式;并且

(iii) 如果在所述第二预定时间段(Δt_2)期间检测到共济失调性呼吸发作,则控制所述压力发生器(12)再次以高于所述患者(16)的所述个体相关阈值的每分钟体积提供所述呼吸气体(14)的流达预定的第三时间段(Δt_3),以便对所述患者(16)进行通气并消除所述患者(16)的自主呼吸;

其中,所述控制器(26)被配置为重复控制步骤(i)-(iii),直到在所述第二预定时间段(Δt_2)期间不再有共济失调性呼吸发作被检测到。

5. 根据权利要求4所述的设备,其中,每次由所述控制器(26)重复控制步骤(iii),所述控制器(26)控制所述压力发生器(12)以与先前的控制步骤(iii)中提供的所述呼吸气体(14)的流相比增加的每分钟体积提供所述呼吸气体(14)的流。

6. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述控制器(26)被配置为,当在所监测的呼吸模式中未检测到共济失调性呼吸发作时,通过基于所述呼吸信号确定所述患者(16)的每分钟

通气量来确定所述患者(16)的所述个体相关阈值。

7.一种存储有计算机程序的计算机可读介质,所述计算机程序包括程序代码模块,所述程序代码模块用于当所述计算机程序在计算机上被执行时使计算机执行用于使患有共济失调性呼吸的患者(16)的呼吸模式重新同步的方法的步骤,所述方法包括以下步骤:

在睡眠期间监测所述患者(16)的呼吸模式;

检测所监测的呼吸模式是否包括共济失调性呼吸发作;并且

如果检测到共济失调性呼吸发作,则通过以高于所述患者(16)的个体相关阈值的每分钟提供的呼吸气体(14)的体积向所述患者(16)的气道提供所述呼吸气体(14)的流,对所述患者(16)进行通气并消除所述患者(16)的自主呼吸达预定的第一时间段(Δt_1)。

处置共济失调性呼吸的方法和设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于使患有共济失调性呼吸的患者的呼吸模式重新同步的方法。本发明还涉及用于使患有共济失调性呼吸的患者的呼吸模式重新同步的对应设备。另外，本发明涉及对应的计算机程序。

背景技术

[0002] 近年来，患有共济失调性呼吸的患者的数目越来越多。共济失调性呼吸是呼吸的异常模式，其特征在于呼吸的完全不规则性。这种现象通常只发生在患者睡觉时。患有共济失调性呼吸的患者在睡眠期间呼吸模式非常不规则，影响呼吸的频率和幅度。

[0003] 它是由延髓损伤引起的。神经系统的变化影响负责呼吸的控制回路，并以这种方式导致睡眠期间发生共济失调性呼吸发作。在使用阿片类药物的患者中经常观察到共济失调性呼吸，并且具有与规则的睡眠呼吸暂停相当的负面影响。由于在美国相当频繁地施用阿片类药物，因此特别是（但不仅限于）在美国，共济失调性呼吸已成为越来越频繁发现的问题。

[0004] 由于其不规则性，很难预测下一次呼吸的幅度和时间以及对应的处置共济失调性呼吸的最佳方式。处置共济失调性呼吸的最常见方式是借助气道正压（PAP）疗法。由于现有的PAP疗法模式非常适合处置“规则”睡眠呼吸暂停，这些现有的PAP疗法模式然而对于共济失调性呼吸的处置并不是最佳的。

[0005] GB 2472116公开了一种用于控制通气机以自动调节对主动或被动对象的通气辅助的方法和装置。

[0006] US 2014/0123979公开了用于在患者的通气期间确定患者疲劳的系统和方法。

[0007] EP 0324275公开了一种通气同步器。

[0008] US 2005/0061315公开了涉及使用完全或部分可植入的监测设备监测一个或多个患者状况的方法和系统。

[0009] US 2011/0288609公开了用于利用膈膜/膈神经刺激处置各种状况、障碍或疾病的方法和设备。

[0010] EP 1350466公开了一种监测器，其能够检测睡眠者的呼吸而不受睡眠者的姿态或室内照明光的影响，并且其能够通过图像测量来容易地定量地评估检测到的呼吸。

[0011] EP 1410755公开了一种能够检测睡眠者的状况的监测设备。

[0012] WO 2009/138976公开了监测，预测和处置临床发作。控制单元被配置为通过分析生理参数和感测到的身体运动来监测对象的状况，以用于在检测到所监测的状况恶化时驱动输出单元生成警报。

[0013] 因此仍有改善空间。

发明内容

[0014] 本发明的目的是提供一种用于处置共济失调性呼吸的改进方法和设备。

[0015] 在本发明的第一方面中,提出了一种用于使患有共济失调性呼吸的患者的呼吸模式重新同步的方法,其中,该方法包括以下步骤:

[0016] -在睡眠期间监测患者的呼吸模式;

[0017] -检测所监测的呼吸模式是否包括共济失调性呼吸发作;并且

[0018] -如果检测到共济失调性呼吸发作,则通过以高于患者的个体相关阈值的每分钟提供的呼吸气体的体积向患者的气道提供呼吸气体的流来对患者进行通气并消除患者的自主呼吸达预定的第一时间段。

[0019] 在本发明的另一方面中,提出了一种对应的设备,其包括:

[0020] -传感器,其用于在睡眠期间监测患者的呼吸模式,其中,所述传感器生成呼吸信号;

[0021] -压力发生器,其用于生成呼吸气体的流;

[0022] -包括患者接口的压力回路,其用于将所生成的呼吸气体的流引导至患者的气道;以及

[0023] -控制器,其被配置为:

[0024] -评估所述呼吸信号以便检测所监测的呼吸模式是否包括共济失调性呼吸发作;并且

[0025] -如果在所述呼吸信号中检测到共济失调性呼吸发作,则控制所述压力发生器以高于患者的个体相关阈值的每分钟体积提供所述呼吸气体的流达预定的第一时间段,以便对患者进行通气并消除患者的自主呼吸达所述预定的第一时间段。

[0026] 在本发明的又一方面中,提出了一种计算机程序,其包括程序代码模块,所述程序代码模块用于当所述计算机在计算机上执行时使计算机执行上述方法的步骤。

[0027] 在从属权利要求中限定本发明的优选实施例。应该理解的是,要求保护的设备和要求保护的计算机程序具有与要求保护的方法相似和/或相同并且如从属权利要求中所限定的优选实施例。

[0028] 所提出的方法和设备利用气道正压处置,其一旦检测到共济失调性呼吸发作,则令患者的呼吸重新同步。只要患者的呼吸模式在预定范围内并且没有检测到共济失调性呼吸发作,则优选地不施加压力支持,即,没有呼吸气体的加压流被供应到患者的气道。但是,如果呼吸模式显示出共济失调性呼吸的迹象,则启动可呼吸气体的加压流的生成和递送。在这种情况下,可呼吸气体的流以高于患者的个体相关阈值的每分钟提供的体积被递送至患者的气道。患者的该个体相关阈值是人在正常呼吸期间通常需要的呼吸气体的量/体积。个体相关阈值优选地等于正常呼吸期间的每分钟通气量,正常呼吸期间即在没有发生共济失调性呼吸发作并且人处于休息或睡眠的阶段期间。

[0029] 每分钟通气量定义为每分钟吸入人体肺部或从人体肺部呼出的气体体积。由于其与血液二氧化碳水平的关系,它是呼吸医学中的重要参数。但是,应该注意的是,规则呼吸期间的每分钟通气量因患者而异,并且取决于若干解剖因素,例如身高、体重等。根据所提出的方法和设备超过的所提供的每分钟呼吸气体体积的阈值因此也是个体相关的值,其可能因患者而异。

[0030] 由于指示正常呼吸期间患者的每分钟通气量的前述个体相关阈值被超过,因此在提供可呼吸气体的加压流期间患者的自主呼吸被消除。为此,可以说患者的呼吸借助外部

提供的机械通气而过度驱动。自主呼吸努力被克制。

[0031] 向患有不规则呼吸模式的人提供具有超过人在正常呼吸期间所需要的每分钟体积分流量的每分钟体积分流量的呼吸气体流,将抑制该人的不规则呼吸模式并将其返回至更正常的呼吸。这种效应背后的一个机制是不规则的呼吸模式会引起 O_2 和 CO_2 的正常交换失衡。提供上述的加压呼吸气体流将有助于将 O_2 和 CO_2 的平衡恢复到更正常的值,这增加了人能够再次开始遵循更正常的自主呼吸模式的机会。

[0032] 换句话说,当发生共济失调性呼吸时通常不能以正确的方式工作的化学传感器应该被推翻,并且应该停止脑部引起导致共济失调性呼吸发作的神经信号。由于所施加的呼吸气体高于“正常”所需的每分钟通气量阈值,所以消除了自主呼吸,因此呼吸模式以与通过植入式心脏复律除颤器(ICD)重新同步心律类似的方式被重新同步。

[0033] 重要的是要注意,在本文提出的方法中,以消除患者的自主呼吸的方式使患者进行通气。这必须与用于处置“规则”睡眠呼吸暂停疾病的PAP处置(例如CPAP或Bi-PAP处置)清楚区分开。CPAP和Bi-PAP疗法模式利用较低的体积流量,因为这些疗法模式旨在保持患者气道的通畅性,即用于保持患者的气道打开,但不用于使患者机械通气。CPAP和Bi-PAP疗法模式仍然可以允许患者自主呼吸。与此相反,在根据本发明的处置中,在提供呼吸气体流期间,这种自主呼吸是不可能的。

[0034] 根据所提出的方法的一个实施例,检测共济失调性呼吸发作的步骤包括评估患者的每分钟通气量、呼吸频率和呼吸幅度中的一个或多个,其中,如果患者的每分钟通气量、呼吸频率和呼吸幅度中的一个或多个的随时间的变化大于预定阈值,则将患者的所监测呼吸模式的部分识别为共济失调性呼吸发作。

[0035] 根据所提出的设备的对应实施例,控制器被配置为:

[0036] -基于呼吸信号确定患者的每分钟通气量、呼吸频率和呼吸幅度中的一个或多个;

[0037] -评估每分钟通气量、呼吸频率和呼吸幅度中的一个或多个随时间的变化;并且

[0038] -如果患者的每分钟通气量、呼吸频率和呼吸幅度中的一个或多个的随时间的变化大于预定阈值,则将患者的所监测呼吸模式的部分识别为共济失调性呼吸发作。

[0039] 会导致每分钟通气量的变化的频率和/或幅度的大幅变化通常是检测共济失调性呼吸的良好指标。可以通过传感器来监测患者的呼吸模式,其中,通常可以设想使用若干类型的不同传感器。

[0040] 根据本设备的一个实施例,传感器可以包括流量传感器、压力传感器、相机、雷达传感器、加速度计、压电传感器和电化学气体传感器中的至少一种。

[0041] 流量传感器可以例如被布置在压力回路内患者接口处或靠近患者接口,经由该患者接口将呼吸气体流递送到患者的气道。

[0042] 压力传感器可以布置在相同的位置,替代流量传感器或作为流量传感器的附加。

[0043] 监测患者呼吸模式的另一种方式是借助照相机。利用当今的相机,例如,Philips Vital Signs相机,从光学相机信号中获得呼吸模式不成问题。

[0044] 借助雷达传感器来获得呼吸模式也是可能的。

[0045] 或者,加速度计或压电传感器也可以用于该任务,其中,加速度计或压电传感器例如布置在病人的胸部。

[0046] 另外的可能性是使用被配置为测量患者呼出的呼吸气体的组成的电化学气体传

感器。该电化学气体传感器也可以布置在压力回路内,例如,在患者接口处或患者接口内。

[0047] 应该注意的是,独立于所使用的传感器的类型,由该传感器生成的信号在此被表示为呼吸信号,因为该信号指示人的呼吸模式。结果,该呼吸信号可以是流量信号、压力信号、光信号等。

[0048] 以上述方式用于使患者的呼吸模式重新同步的根据本发明的生成的呼吸气体流优选地仅在每次检测到共济失调性呼吸发作时在相当短的时间段内提供。这个时间段在这里被表示为第一段时间或第一时间段。该预定的第一时间段优选设定为短于十分钟,更优选短于五分钟,最优选短于或等于三分钟。

[0049] 在所提出的方法的优选实施例中,该方法包括以下步骤:

[0050] (i) 在预定时间段之后停止提供呼吸气体达至少第二预定时间段;

[0051] (ii) 在第二预定时间段期间监测患者的呼吸模式;

[0052] (iii) 如果在第二时间段期间检测到共济失调性呼吸发作,则再次对患者进行通气并消除患者的自主呼吸达预定的第三时间段;

[0053] -重复步骤(i) - (iii) 直到在第二时间段期间不再检测到共济失调性呼吸发作。

[0054] 根据本文提出的设备的对应实施例,控制器被配置为

[0055] (i) 控制所述压力发生器在所述预定的时间段之后停止提供所述呼吸气体达至少第二预定时间段;

[0056] (ii) 控制传感器以在第二预定时间段期间监测患者的呼吸模式;并且(iii) 如果在第二时间段期间检测到共济失调性呼吸发作,则控制压力发生器以高于患者的个体相关阈值的每分钟体积再次提供呼吸气体流达预定的第三时间段以便对患者进行通气并消除患者的自主呼吸;

[0057] 其中,所述控制器被配置为重复控制步骤(i) - (iii),直到在所述第二时间段期间不再检测到共济失调性呼吸发作。

[0058] 换句话说,这意味着,在给定的时间量之后,压力支持被减小或完全关闭,并且检查患者的呼吸以查看患者的自主呼吸机制是否已经稳定。然后监测患者的呼吸模式达到本文所称的第二时间段。

[0059] 如果在该第二时间段期间呼吸模式继续或重新开始不规则,则重复上述的重新同步疗法,并且在预定的第三时间段内提供呼吸气体流。该第三段时间可能等于上述第一段时间。但是,它也可以比第一段时间更短或更长。

[0060] 另一方面,如果在第二时间段期间监测患者的呼吸模式时呼吸模式保持规则,则不必再次拾取压力支持,直到再次检测到新的共济失调性呼吸发作。这样就建立了一种闭环控制。

[0061] 根据所提出的方法的另一个实施例,每次重复步骤(iii),以与先前步骤(iii)中提供的呼吸气体流相比增加的每分钟体积提供呼吸气体流。

[0062] 在所提出的设备的对应实施例中,每次由控制器重复控制步骤(iii),控制器控制压力发生器以与先前的控制步骤(iii)中提供的呼吸气体流相比增加的每分钟体积提供呼吸气体流。

[0063] 该实施例背后的原理如下:如果在呼吸模式的第一次重新同步之后仍然发生共济失调性呼吸发作,则下一次每分钟体积将增加以便增加消除共济失调性呼吸发作的可能

性。增加每分钟体积可以通过增加流率或通过增加提供气体流的时间段来实现。

[0064] 可以以若干方式确定患者的上述个体相关阈值,其优选地等于患者在规则呼吸期间的每分钟通气量。

[0065] 根据所提出的方法的一个实施例,可以通过在睡眠期间在所监测的呼吸模式中未检测到共济失调性呼吸发作时确定患者的每分钟通气量来确定患者的个体相关阈值。

[0066] 在所提出的设备的对应实施例中,控制器被配置为通过在呼吸模式中未检测到共济失调性呼吸发作时基于呼吸信号确定患者的每分钟通气量来确定患者的个体相关阈值。

[0067] 为了使呼吸模式重新同步而递送给患者的生成的呼吸气体流可以例如被设定为比确定的个体相关阈值(规律呼吸期间的每分钟通气量)高20%、30%或甚至50%。

[0068] 另外的可能性是将生成的可呼吸气体流的每分钟体积设定为固定值,例如6l/m,因为该值对于大多数患者而言高于“规则”每分钟通气量,并且因此可以消除几乎所有患者的自主呼吸。然而,如上所述,每分钟提供的体积的这种预先确定是较不优选的,如果仅因为对于患者而言通气的需求不同。

[0069] 确定根据消除自主呼吸和重新同步呼吸模式所需的每分钟体积分流量的另一可能性可以如下:在所提出的方法的实施例中,对患者进行通气并消除患者的自主呼吸达第一时间段的步骤包括感测患者的一个或多个呼吸参数并且增加所提供的呼吸气体流的每分钟体积直到一个或多个感测的呼吸参数与所提供的呼吸气体流同步,并且然后还将在该点提供的呼吸气体流的每分钟体积增加预定的固定值或相对额外的值。

附图说明

[0070] 参考下文描述的实施例,本发明的这些和其他方面将变得显而易见并得以阐明。在以下附图中

[0071] 图1示意性地示出了根据本发明实施例的呼吸治疗设备;

[0072] 图2以框图的形式示出了根据本发明的呼吸治疗方法的实施例;并且

[0073] 图3示出了图示了患者的呼吸模式随着时间的示例性体积分流量的示意图。

具体实施方式

[0074] 如本文所使用的,除非上下文另外明确指出,否则单数形式的“一”、“一个”和“该”包括复数指代物。如本文中所使用的,术语“第一”、“第二”仅仅区分不同的部件、时间段或相同类型的特征,但不意味着任何时间顺序或特定量。

[0075] 本文使用的方向短语,例如但不限于,顶部、底部、左侧、右侧、上部、下部、前部、后部和它们的派生词与图中所示元件的取向有关,并且不限制权利要求书,除非在其中明确记载。

[0076] 下文中解释的实施例仅被理解为本文提出的设备和方法的示例性实施例。基于目前认为最实用和优选的内容来描述这些实施例是为了说明的目的。然而,相反,其旨在覆盖在权利要求书的精神和范围内的修改和等价布置。

[0077] 图1示意性地示出了根据本发明的呼吸治疗设备的示例性实施例。其中的设备整体由附图标记10表示。

[0078] 呼吸治疗设备10包括气体流发生器12(也被称为压力发生器12),其被配置为生成

呼吸气体流。所述生成的呼吸气体流由箭头14示意性地示出。呼吸气体可以包括空气、氧气或其混合物。它经由压力回路18从气体流发生器12递送到患者16的气道。

[0079] 压力回路18将压力发生器12连接至患者16的气道。其可以包括导管或软管20, 在其第一端处连接至压力发生器12并且在其第二相对端处连接至患者接口22。患者接口22优选地被配置为以无创方式将生成的呼吸气体14的流引导至患者16的气道。患者接口22可以包括面罩, 例如用于覆盖鼻子和嘴巴的全面罩, 用于覆盖嘴巴的口罩, 用于覆盖鼻子的鼻罩或用于覆盖面部的大部分(包括鼻子、嘴巴和眼睛)的全面罩。

[0080] 图1中所示的压力支持系统通常被称为单肢系统, 这意味着压力回路18仅包括将患者16连接到压力发生器12的一个递送导管20。

[0081] 本发明还设想, 压力支持系统能够是双肢系统, 其具有连接至患者16的递送导管和排气导管。在双肢系统中, 排气导管携带来自患者16的排气并且在远离患者16的一端包括排气阀。

[0082] 压力治疗设备10还包括传感器24和控制器26。传感器24用于监测患者16的呼吸模式。其生成指示患者16的呼吸模式的呼吸信号。传感器24可以包括一个或多个传感器。传感器24可以例如包括流量传感器、压力传感器或电化学气体传感器, 并且可以布置在患者接口22处或患者接口22内或者在递送导管20内接近患者接口22的位置处。在备选实施例中, 传感器24可以包括远离患者16、压力发生器12和压力回路18布置的相机或雷达传感器。该相机可以监测患者胸部的运动以便导出呼吸信号。在又一实施例中, 雷达传感器可以用于监测患者16的胸部运动并由此导出呼吸信号。

[0083] 控制器26被配置为基于预定义的操作算法并基于由传感器24提供的呼吸信号来控制压力发生器12。控制器26可以包括数字处理器、模拟处理器、设计成用于处理信息的数字电路、设计成用于处理信息的模拟电路、状态机和/或其他用于以电子方式处理信息的机构中的一个或多个。优选地, 控制器26包括其上存储有软件的CPU, 用于执行如下所述的机构并且以下面解释的方式控制压力发生器12。虽然控制器26在图1中显示为单个实体, 但这仅用于说明目的。在一些实施方式中, 控制器26可以包括多个处理单元。这些处理单元可以物理地位于同一设备内, 或者控制器26可以表示协调操作的多个设备的处理功能。

[0084] 控制器26可以被配置为执行一个或多个硬件和/或软件实施的计算机程序模块。一个或多个计算机程序模块可以包括评估模块28和压力发生器控制模块30。

[0085] 评估模块28优选地被配置为评估由传感器24提供的呼吸信号, 以便检测患者16的所监测的呼吸模式是否包括共济失调性呼吸发作。

[0086] 压力发生器控制模块30优选地被配置成基于评估模块28提供的对呼吸信号的评估来控制压力发生器12。根据优选实施例, 压力发生器控制模块30被配置为仅当评估模块28检测到由传感器24提供的呼吸信号中的共济失调性呼吸发作时才打开压力发生器12以用于提供呼吸气体14的加压流。在这种情况下, 压力发生器控制模块30优选控制压力发生器以高于患者16的个体相关阈值的每分钟体积提供呼吸气体14的流达预定时间段(此处表示为第一时间段), 其中, 所述个体相关阈值对应于或等于没有发生共济失调性呼吸时规则呼吸期间患者16的每分钟通气量。

[0087] 换句话说, 压力发生器12被控制成提供超过患者16的“规则”每分钟通气量的呼吸气体14的加压流。提供超过患者16的“正常”每分钟通气量的可呼吸气体14的加压流导致消

除患者16的自主呼吸,使得患者16借助压力发生器12被完全机械地通气。

[0088] 消除患者16的自主呼吸会抑制在共济失调性呼吸期间发生的人的不规则呼吸模式。这将有助于恢复 O_2 和 CO_2 之间的平衡再次回到正常值,这种平衡通常在共济失调性呼吸期间出现紊乱。因此呼吸模式以与ICD同步心率类似的方式重新同步。

[0089] 图1示出了示意性地示出用于使患者16的呼吸模式重新同步的方法的实施例的框图。在第一步骤S10中,监测患者16的呼吸模式,例如,基于由传感器24提供的呼吸信号。只要没有发生共济失调性呼吸发作,可呼吸气体14的加压流可以完全关闭或保持在允许患者16自主呼吸的相当低水平。例如,这种状况可以是在图3所示的体积流量随时间变化图中示意性示出的时间段32期间的情况。

[0090] 由传感器24提供的呼吸信号可以例如定期采样以检测所监测的呼吸模式是否包括共济失调性呼吸发作(参见步骤S12)。只要在所监测的呼吸模式中没有检测到共济失调性呼吸发作,该方法在步骤S10和步骤S12之间保持闭环。

[0091] 另一方面,如果在呼吸信号中检测到共济失调性呼吸发作,则提供上述呼吸气体14的流达预定的第一时间段 Δt_1 以过度驱动患者16的自主呼吸(参见步骤S14)。

[0092] 在时间段34中在图3中描绘了在共济失调性呼吸期间的典型体积流量。可以看出,在该共济失调性呼吸时间段34期间,与规则呼吸相比,幅度、频率和/或每分钟通气量相当强烈地变化。因此,如果患者16的每分钟通气量、呼吸频率和呼吸幅度中的一个或多个随时间的变化大于预定的阈值,则优选将患者16的所监测的呼吸模式的部分识别为共济失调性呼吸发作。每分钟通气量、呼吸频率和/或呼吸幅度优选地根据由传感器24生成的呼吸信号导出。

[0093] 在图3的时间跨度36中示意性地示出了在第一时间段 Δt_1 期间用于过度驱动患者16的自主呼吸的气体流14的提供。可以看出,在该时间段期间,提供的呼吸气提流14的每分钟体积高于规则呼吸期间的每分钟通气量(与图3中的时间段32相比)。

[0094] 在第一时间段 Δt_1 期间要设置的每分钟通气量的值可以通过以下若干方式确定:

[0095] 一种可能性是当在监测的呼吸模式中没有检测到共济失调性呼吸发作时,例如,在时间段32期间,确定患者16的每分钟通气量,并且然后将所提供的气体流14的每分钟体积设定为高于所确定的“正常”每分钟通气量的值(例如,10%、20%或50%以上)。

[0096] 第二种可能性是在呼吸气体14的加压流缓慢升高的同时使用传感器24的呼吸信号。只要患者16自发地呼吸,由流量传感器24感测到的气体流将受患者16的呼吸努力的影响。由压力发生器12提供的呼吸气体14的流因此可缓慢地升高,直到感测的呼吸参数(例如,感测到的患者16的吸入和呼出的呼吸流)与由压力发生器12提供的呼吸气体14的流同步。在该点,患者16的机械通气开始并且消除自主呼吸。如果检测到这一点,那么控制器26可以控制压力发生器12,以使提供的呼吸气体14的流的每分钟体积还增加额外的预定固定值或相对额外值。

[0097] 应该注意的是,独立于如何确定和设定气体流14的每分钟体积的方式,仅在预定的第一时间段 Δt_1 内过度驱动自主呼吸。该第一时间段 Δt_1 可以等于或者小于一分钟,等于或者小于两分钟,或者等于或者小于五分钟。在该时间段 Δt_1 之后,优选关闭或减少气体14的流至低于患者16的规则每分钟通气量的水平。图3中示意性示出的时间段38示出了对应的情况。这种情况对应于方法步骤S16,在该步骤期间,气体流14的提供被停止/中断达至少

第二时间段 Δt_2 。在第二时间段 Δt_2 期间,传感器24再次监测患者16的呼吸模式(参见步骤S18)。

[0098] 如果在时间段 Δt_2 期间没有发生共济失调性呼吸发作,则该方法可以返回到步骤S10(参见方法步骤S20)。

[0099] 然而,如果在时间段 Δt_2 期间再次检测到共济失调性呼吸发作,则可以控制压力发生器12再次提供呼吸气体流14以过度驱动患者16的自主呼吸(参见步骤S22)。该方法之后可以返回到步骤S16,以便重复方法步骤S16-S22,直到不再检测到共济失调性呼吸发作(见图2)。

[0100] 在图3所示的范例中,在时间段36期间第一次提供气体流14之后,患者16第一次的呼吸模式返回到正常状态(参见图3中的时间段38的开始)。然而,然后再次开始共济失调性呼吸。这可以是例如如果在时间段36期间提供的重新同步还不足以完全消除共济失调性呼吸的情况。因此在图3所示的范例中的时间段40期间再次提供气体流14。设备10的控制器26可以被配置为控制压力发生器12以提供呼吸气体流此次达第三时间段 Δt_3 , 该第三时间段 Δt_3 比第一时间段 Δt_1 长。这将增加消除发生共济失调性呼吸发作的可能性。或者,如果第三时间段 Δt_3 等于第一时间段 Δt_1 , 并且与在第一时间段 Δt_1 期间施加的流率相比,第三时间段 Δt_3 期间的流率增大,则可以实现相同的效果。根据另一个实施例,第三时间段 Δt_3 甚至可以是或短于第一时间段 Δt_1 。

[0101] 在图3中示意性示出的范例中还可以看出,患者16的呼吸在呼吸模式的第二次重新同步(在时间段40期间)之后在时间段42中没有发生任何共济失调性呼吸发作而恢复到正常状态。

[0102] 最后,应该注意的是,提供的呼吸气体14的流优选设计成振荡气体流。这可能包括体流量的正弦行为,但也可能包括高水平压力阶段(吸气期间)和低水平压力阶段(呼气期间)之间的非离散变化。

[0103] 虽然已经在附图和前述描述中详细说明和描述了本发明,但是这样的说明和描述被认为是说明性的或示范性的而不是限制性的;本发明不限于所公开的实施例。通过研究附图、说明书和权利要求书,本领域技术人员在实践要求保护的本发明时可以理解和实现所公开的实施例的其他变型。

[0104] 在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个元件或其他单元可以实现权利要求中记载的若干项目的功能。在相互不同的从属权利要求中记载了某些措施这一事实并不表示这些措施的组合不能被有利地使用。

[0105] 计算机程序可以存储/分布在合适的介质上,例如与其他硬件一起或作为其他硬件的一部分提供的光学存储介质或固态介质,但也可以以其他形式分布,例如经由互联网或其他有线或无线电信系统。

[0106] 权利要求中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

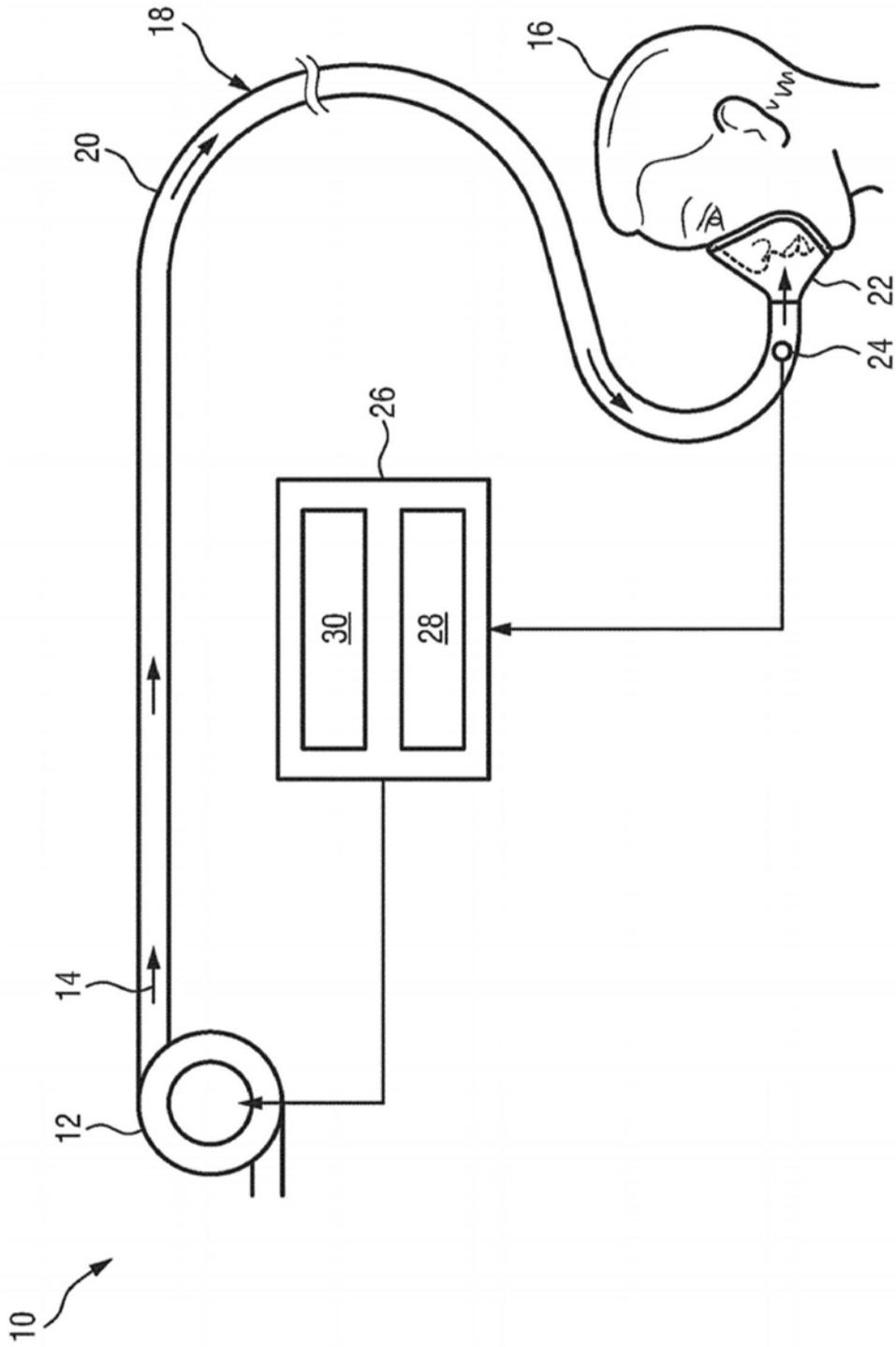


图1

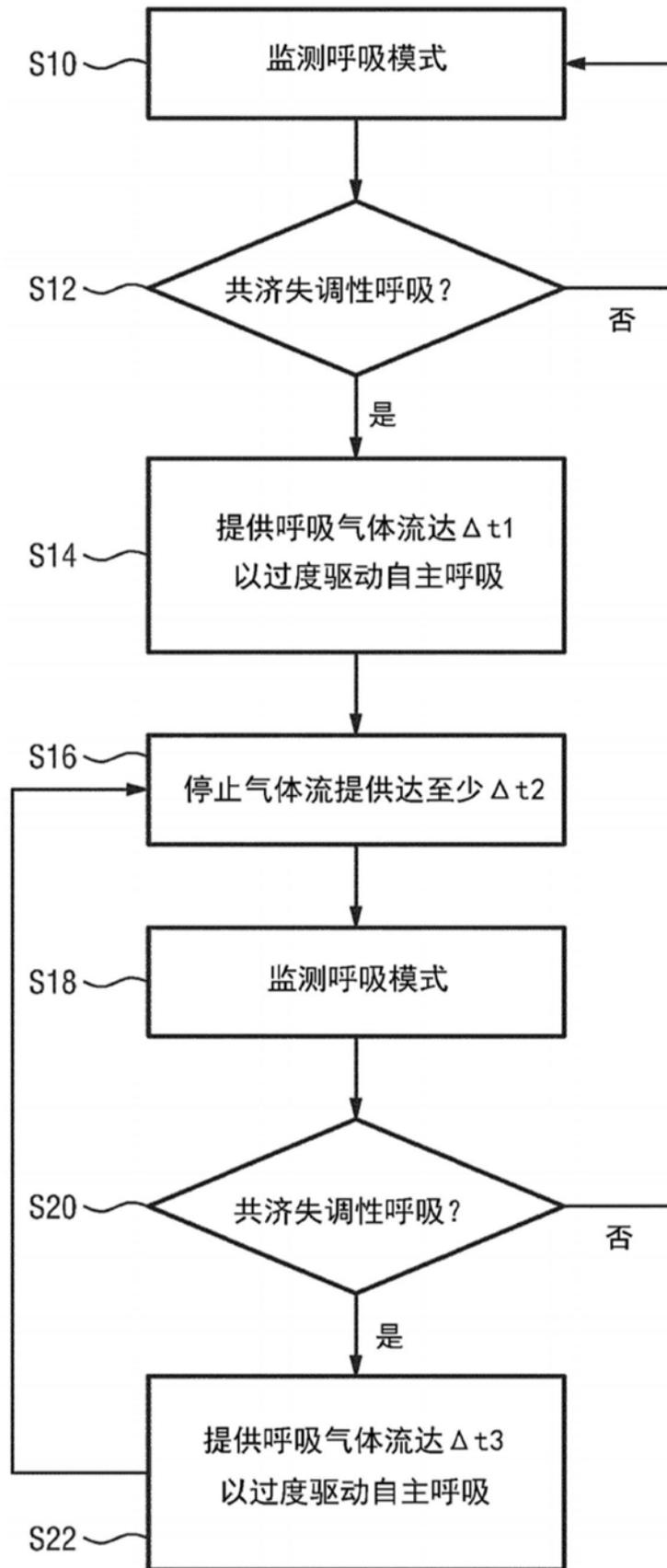


图2

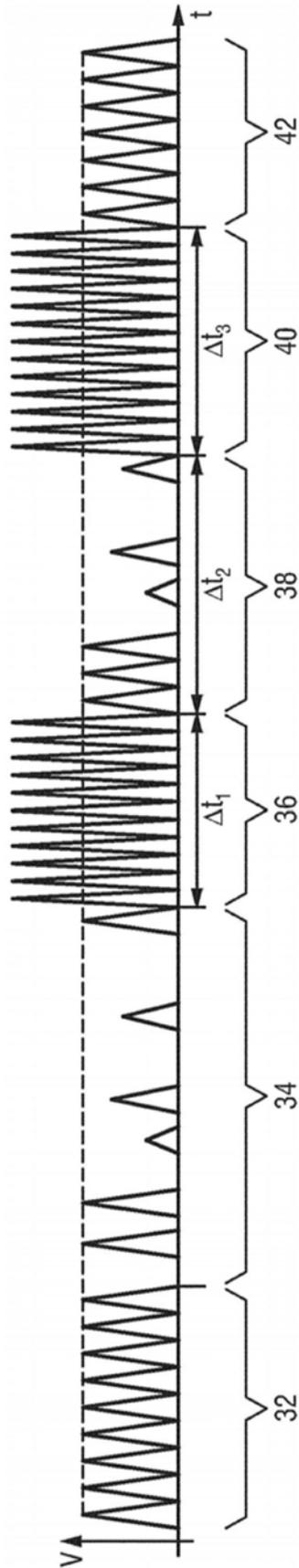


图3