



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106823085 B

(45)授权公告日 2019.07.02

(21)申请号 201710130671.3

(22)申请日 2017.03.07

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106823085 A

(43)申请公布日 2017.06.13

(73)专利权人 苏州鱼跃医疗科技有限公司
地址 215163 江苏省苏州市高新区科技城
锦峰路9号

专利权人 苏州医疗用品厂有限公司
江苏鱼跃医疗设备股份有限公司
江苏鱼跃信息系统有限公司

(72)发明人 赵帅 尤景良 郑耀明 潘能御
朱婷婷 赵宁

(74)专利代理机构 苏州创元专利商标事务所有
限公司 32103

代理人 马明渡 徐丹

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

审查员 赵晨

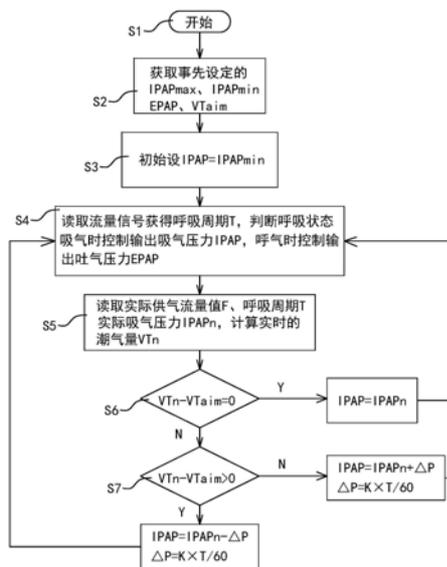
权利要求书1页 说明书3页 附图2页

(54)发明名称

一种保证呼吸机潮气量的压力控制方法

(57)摘要

一种保证呼吸机潮气量的压力控制方法,其特征在于:处理模块利用流量传感器抓取实时的呼吸波形,在使用者吸气时控制呼吸机的供气压力为一吸气压力值(IPAP),在使用者吐气时控制呼吸机的供气压力为所述吐气压力值(EPAP),计算出实时的潮气量(VT);若实时的潮气量(VT)大于目标潮气量值(VTaim),则减小下一个呼吸周期(T)的吸气压力值(IPAP);若实时的潮气量(VT)小于目标潮气量值(VTaim),则增大下一个呼吸周期(T)的吸气压力值(IPAP);若实时的潮气量(VT)等于目标潮气量值(VTaim),则将当前的吸气压力值(IPAP)作为下一个呼吸周期(T)的吸气压力值(IPAP)。



1. 一种保证呼吸机潮气量的压力控制方法,其特征在于:

设置一检测呼吸机供气流量的流量传感器、检测呼吸机供气压力的压力传感器以及一处理模块;在所述处理模块中事先设定一吸气压力最大值、一吸气压力最小值、一吐气压力值及一目标潮气量值;

所述方法具体如下:

开机后,所述处理模块利用流量传感器抓取实时的呼吸波形,形成一呼吸周期,判断使用者的呼吸状态,在使用者吸气时控制呼吸机的供气压力为一吸气压力值,在使用者吐气时控制呼吸机的供气压力为所述吐气压力值,初始时的所述吸气压力值等于吸气压力最小值;同时,所述处理模块利用流量传感器获得实时的供气流量值,结合实时的呼吸周期计算出实时的潮气量;所述处理模块还利用压力传感器获得实时的吸气压力值;

并且,所述处理模块不断地对实时的潮气量及实时的吸气压力值进行如下判断:

若实时的潮气量大于目标潮气量值,则减小下一个呼吸周期的吸气压力值,是以当前吸气压力值为基础减小一个压力调整值,但当吸气压力值等于吸气压力最小值时则不再减小;

若实时的潮气量小于目标潮气量值,则增大下一个呼吸周期的吸气压力值,是以当前吸气压力值为基础增大一个所述压力调整值,但当吸气压力值等于吸气压力最大值时则不再增大;

若实时的潮气量等于目标潮气量值,则将当前的吸气压力值作为下一个呼吸周期的吸气压力值;

所述压力调整值的计算公式为: $\Delta P=K \times T/60$;其中,K为临床系数,其单位为 cmH_2O ;T为实时的呼吸周期,其单位为S。

2. 根据权利要求1所述保证呼吸机潮气量的压力控制方法,其特征在于:所述处理模块对实时的潮气量的判断过程是:将计算出的实时潮气量减去目标潮气量值得到差值,若该差值大于零,则减小下一个呼吸周期的吸气压力值;若该差值小于零,则增大下一个呼吸周期的吸气压力值;若该差值等于零,则将当前的吸气压力值作为下一个呼吸周期的吸气压力值。

一种保证呼吸机潮气量的压力控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗设备领域,尤其涉及一种针对双水平呼吸机的保证潮气量的压力控制方法。

背景技术

[0002] 双水平呼吸机,区别于单水平呼吸机,双水平呼吸机在使用前主要需设定2个压力值,一个为吸气压力(IPAP),一个为呼气压力(EPAP),即使用者吸气时维持在一个较高的可设置的压力值,呼气时则维持在一个较低的可设置的压力值。在用户使用呼吸的过程中,呼吸机控制系统侦测并判断用户的吸呼状态,再由鼓风机由呼吸机控制系统驱动软硬件控制,从而产生使用者所需要的吸气压力(IPAP)和呼气压力(EPAP),并将压力在吸气压力与呼气压力之前来回切换。对于性能相对好些的呼吸机,它们会采集使用者的呼吸信号并实时进行压力调整,保证压力的控制稳定和治疗效果。然而,上述传统的控制方法,只是单纯的专注于用户的吸气压力与呼气压力,而忽略了潮气量(Tidal volume,TV)这个重要的参数,潮气量(Tidal volume,TV):是指平静呼吸时每次吸入或呼出的气量,潮气量与吸呼比相关,潮气量=吸气时间×供气流速,潮气量直接反映了病人肺部的顺应性,当病人由于疾病变化造成了肺泡充盈时间变化时,肺部的顺应性迅速和突然改变时,上述传统的控制方法不能随着用户的肺部情况的突然变化做相应的调整,导致用户得不到满意的治疗效果。

发明内容

[0003] 本发明目的是提供一种保证呼吸机潮气量的压力控制方法,以提高呼吸机的治疗效果。

[0004] 为达到上述目的,本发明采用的技术方案是:一种保证呼吸机潮气量的压力控制方法,设置一检测呼吸机供气流量的流量传感器、检测呼吸机供气压力的压力传感器以及一处理模块;在所述处理模块中事先设定一吸气压力最大值、一吸气压力最小值、一呼气压力值及一目标潮气量值;

[0005] 所述方法具体如下:

[0006] 开机后,所述处理模块利用流量传感器抓取实时的呼吸波形,形成一呼吸周期,判断使用者的呼吸状态,在使用者吸气时控制呼吸机的供气压力为一吸气压力值,在使用者呼气时控制呼吸机的供气压力为所述呼气压力值,初始时的所述吸气压力值等于吸气压力最小值;同时,所述处理模块利用流量传感器获得实时的供气流量值,结合实时的呼吸周期计算出实时的潮气量;所述处理模块还利用压力传感器获得实时的吸气压力值;

[0007] 并且,所述处理模块不断地对实时的潮气量及实时的吸气压力值进行如下判断:

[0008] 若实时的潮气量大于目标潮气量值,则减小下一个呼吸周期的吸气压力值,具体是以当前吸气压力值为基础减小一个压力调整值,但当吸气压力值等于吸气压力最小值时则不再减小;

[0009] 若实时的潮气量小于目标潮气量值,则增大下一个呼吸周期的吸气压力值,具体

是以当前吸气压力值为基础增大一个所述压力调整值,但当吸气压力值等于吸气压力最大值时则不再增大;

[0010] 若实时的潮气量等于目标潮气量值,则将当前的吸气压力值作为下一个呼吸周期的吸气压力值;

[0011] 所述压力调整值的计算公式为: $\Delta P=K \times T/60$;其中,K为临床系数,其单位为 cmH_2O ;T为实时的呼吸周期,其单位为S。

[0012] 上述方案中,所述处理模块对实时的潮气量的判断过程具体是:将计算出的实时潮气量减去目标潮气量值得到差值,若该差值大于零,则减小下一个呼吸周期的吸气压力值;若该差值小于零,则增大下一个呼吸周期的吸气压力值;若该差值等于零,则将当前的吸气压力值作为下一个呼吸周期的吸气压力值。

[0013] 由于上述技术方案的应用,本发明具有以下优点:

[0014] 由于本发明以保证潮气量为目标来实时调整吸气压力(IPAP),能够根据使用者肺部的顺应性的变化实时自动调整吸气压力(IPAP),将使用者的潮气量稳定在一个理想设定值的同时还尽量保持了较低的气道压,减少了气压机械肺损伤,即本发明能对使用者合理治疗,获得舒适的使用感受。

附图说明

[0015] 图1为使用本发明实施例的呼吸机的结构框图;

[0016] 图2为本发明实施例的控制主循环流程图。

具体实施方式

[0017] 下面结合附图及实施例对本发明作进一步描述:

[0018] 实施例:一种保证呼吸机潮气量的压力控制方法,参见图1和图2所示:

[0019] 所述方法为:先设置一检测呼吸机供气流量的流量传感器、检测呼吸机供气压力的压力传感器以及一处理模块。在所述处理模块中事先设定一吸气压力最大值IPAPmax、一吸气压力最小值IPAPmin、一吐气压力值EPAP及一目标潮气量值VTaim。

[0020] 所述处理模块可以是一MCU主控芯片,具体,所述呼吸机的硬件框图由图1所示,主要由MCU主控芯片、鼓风机、风机控制单元、流量传感器、压力传感器、信号处理电路、供气管路以及面罩组成。鼓风机的出风口经供气管路与面罩连接,MCU主控芯片的输出经风机控制单元控制连接鼓风机;所述流量传感器的探头设于供气管路中,压力传感器的探头风机的出风口处,流量传感器和压力传感器的输出经信号处理电路处理后通入MCU主控芯片的输入端。

[0021] 所述方法具体如下:

[0022] 开机后,所述处理模块(如MCU主控芯片)利用流量传感器抓取实时的呼吸波形,形成一呼吸周期T,判断使用者的呼吸状态(具体是按流量传感器获得的流量信号经过滤波后进行呼吸波形相位判断),在使用者吸气时控制呼吸机的供气压力为一吸气压力值IPAP,在使用者吐气时控制呼吸机的供气压力为所述吐气压力值EPAP,初始时的所述吸气压力值IPAP等于吸气压力最小值IPAPmin;同时,所述处理模块利用流量传感器获得实时的供气流量值F,结合实时的呼吸周期T计算出实时的潮气量VT;所述处理模块还利用压力传感器获

得实时的吸气压力值IPAP;并且,所述处理模块不断地对实时的潮气量VT及实时的吸气压力值IPAP进行如下判断:

[0023] 若实时的潮气量VT大于目标潮气量值VTaim,则减小下一个呼吸周期T的吸气压力值IPAP,具体是以当前吸气压力值IPAP为基础减小一个压力调整值 ΔP ,但当吸气压力值IPAP等于吸气压力最小值IPAPmin时则不再减小;

[0024] 若实时的潮气量VT小于目标潮气量值VTaim,则增大下一个呼吸周期T的吸气压力值IPAP,具体是以当前吸气压力值IPAP为基础增大一个所述压力调整值 ΔP ,但当吸气压力值IPAP等于吸气压力最大值IPAPmax时则不再增大;

[0025] 若实时的潮气量VT等于目标潮气量值VTaim,则将当前的吸气压力值IPAP作为下一个呼吸周期T的吸气压力值IPAP。

[0026] 所述压力调整值 ΔP 的计算公式为: $\Delta P=K \times T/60$;其中,K为临床系数,其单位为cmH₂O;T为实时的呼吸周期,其单位为S。临床系数K根据实际的临床经验做相应调整。

[0027] 所述处理模块对实时的潮气量VT的判断过程具体是:将计算出的实时潮气量VT减去目标潮气量值VTaim得到差值,若该差值大于零,则减小下一个呼吸周期T的吸气压力值IPAP;若该差值小于零,则增大下一个呼吸周期T的吸气压力值IPAP;若该差值等于零,则将当前的吸气压力值IPAP作为下一个呼吸周期T的吸气压力值IPAP。

[0028] 具体本实施例的控制方法中的处理模块中的软件的主循环流程如图2所示,包括以下步骤:

[0029] S1,开机开始;

[0030] S2,获取事先设定的IPAPmax、IPAPmin、EPAP、VTaim;

[0031] S3,初始设IPAP=IPAPmin;

[0032] S4,读取流量信号获得呼吸周期T,判断呼吸状态,吸气时控制输出吸气压力IPAP,呼气时控制输出吐气压力EPAP;

[0033] S5,读取实际供气流量值F、呼吸周期T、实际吸气压力IPAPn,计算实时的潮气量VTn;

[0034] S6,判断VTn-VTaim=0,若是,下一呼吸周期的IPAP=IPAPn,返回S4;若否,则下一步S7;

[0035] S7,判断VTn-VTaim>0,若否,下一呼吸周期的IPAP=IPAPn+ ΔP , $\Delta P=K \times T/60$,返回S4;若是,则下一步S8;

[0036] S8,下一呼吸周期的IPAP=IPAPn- ΔP , $\Delta P=K \times T/60$,返回S4。

[0037] 上述实施例只为说明本发明的技术构思及特点,其目的在于让熟悉此项技术的人士能够了解本发明的内容并据以实施,并不能以此限制本发明的保护范围。凡根据本发明精神实质所作的等效变化或修饰,都应涵盖在本发明的保护范围之内。

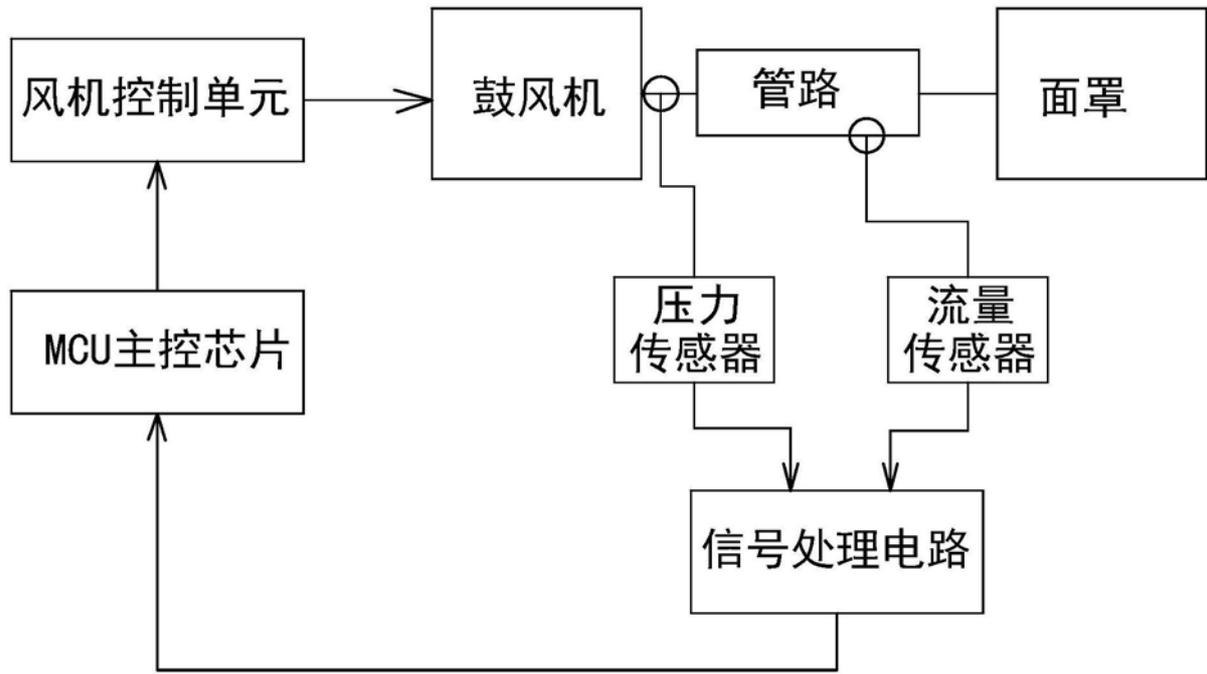


图1

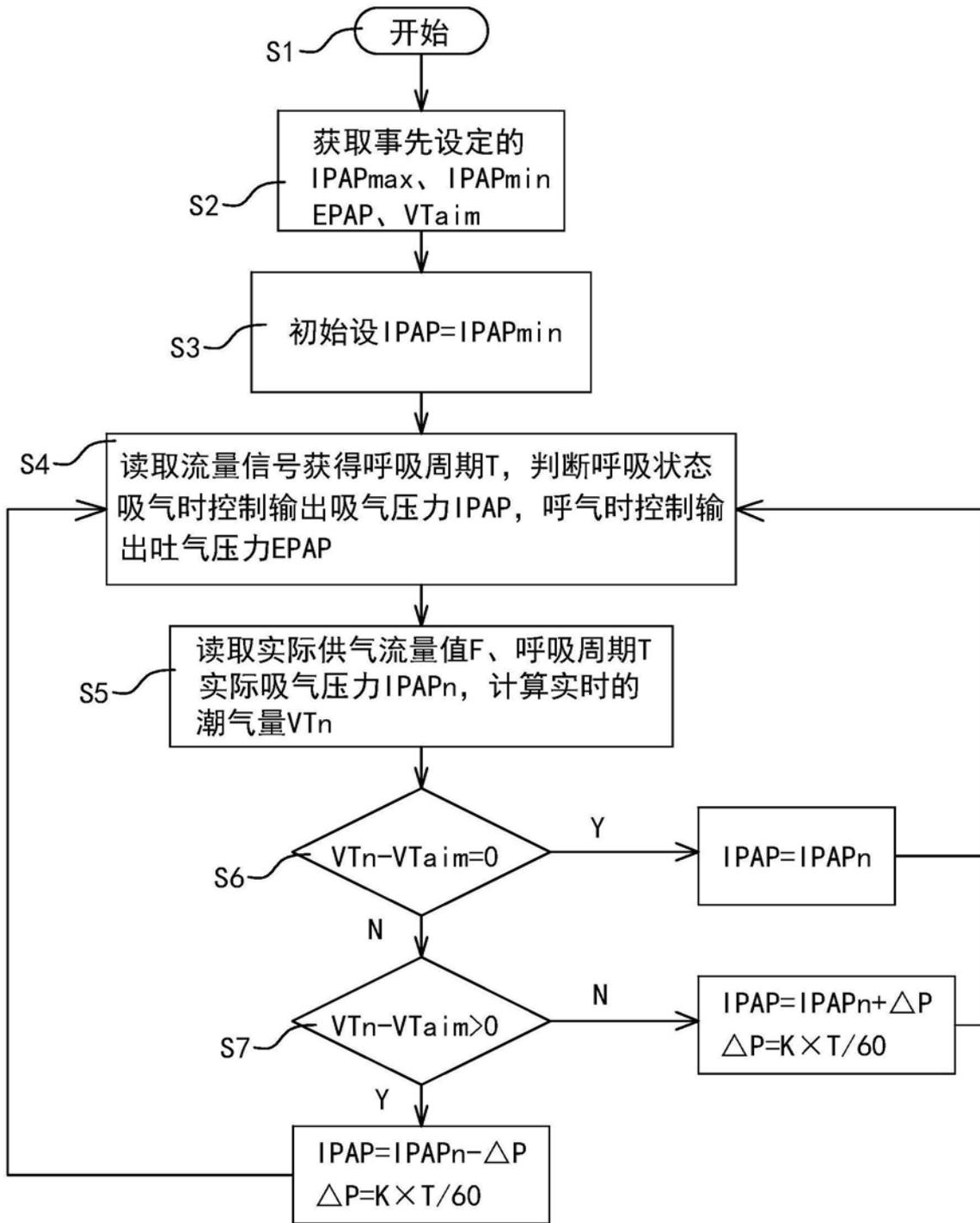


图2