



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106492321 B

(45)授权公告日 2019.01.25

(21)申请号 201611039643.2

A61M 16/08(2006.01)

(22)申请日 2016.11.11

(56)对比文件

(65)同一申请的已公布的文献号

CN 103330962 A, 2013.10.02, 全文.

申请公布号 CN 106492321 A

CN 205252145 U, 2016.05.25, 说明书第11-48段, 附图1-3.

(43)申请公布日 2017.03.15

US 2014/0283834 A1, 2014.09.25, 全文.

(73)专利权人 濡新(北京)科技发展有限公司

CN 206837209 U, 2018.01.05,

地址 100094 北京市海淀区永丰高新产业
基地丰贤东路7号北斗星通大厦西楼
四层

审查员 朱书华

(72)发明人 张卫明

(74)专利代理机构 北京誉加知识产权代理有限

公司 11476

代理人 张争艳 胡冰

(51)Int.Cl.

A61M 16/00(2006.01)

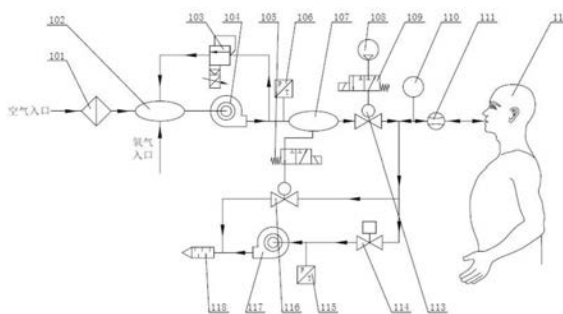
权利要求书1页 说明书4页 附图1页

(54)发明名称

一种呼吸机

(57)摘要

本发明提供一种呼吸机,包括:吸气管路,其上设有为病人提供正压的正压源、缓冲罐、两位两通球囊阀,所述两位两通球囊阀通过一个气泵和一个第一两位三通阀进行通断切换控制;呼气管路,其上设有呼气阀,所述呼气阀由一个第二两位三通阀通过接收来自缓冲罐的预设恒定压力的压缩气体对其进行控制;咳痰管路,其上设有为病人提供负压的负压源以及串接于负压源与病人之间的快门阀。还包括:中央处理器,根据呼吸机中的传感器检测的数据对呼吸机各部分进行协同控制。该呼吸机使咳痰机可以作为模块内嵌在呼吸机中,具有更高的精确性、响应性及安全性。采用同一中央处理器,简化了系统构成,并使呼吸机的呼吸及咳痰工作达到了真正的同步。



1. 一种呼吸机,其特征在于,包括:

吸气管路,其上设有为病人提供正压的正压源、缓冲罐、两位两通球囊阀,所述两位两通球囊阀通过一个气泵和一个第一两位三通阀进行通断切换控制;

呼气管路,其上设有呼气阀,所述呼气阀由一个第二两位三通阀通过接收来自缓冲罐的预设恒定压力的压缩气体对其进行控制;

咳痰管路,其上设有为病人提供负压的负压源以及串接于负压源与病人之间的快门阀。

2. 根据权利要求1所述的呼吸机,其特征在于,还包括:

中央处理器,根据呼吸机中的传感器检测的数据对呼吸机各部分进行协同控制。

3. 根据权利要求2所述的呼吸机,其特征在于,所述呼吸机中的传感器包括:

第一压力传感器,设置在吸气管路中正压源与病人之间;

氧气浓度传感器,设置在吸气管路中正压源与病人之间;

流量传感器,设置在吸气管路中正压源与病人之间;

第二压力传感器,设置在咳痰管路中负压源与病人之间,

上述传感器与所述中央处理器相连。

4. 根据权利要求2所述的呼吸机,其特征在于,所述正压源是第一涡轮风机,第一涡轮风机与一个吸气控制阀并联。

5. 根据权利要求4所述的呼吸机,其特征在于,所述吸气控制阀为比例压力调节阀或比例流量调节阀。

6. 根据权利要求2所述的呼吸机,其特征在于,所述负压源是第二涡轮风机。

7. 根据权利要求4所述的呼吸机,其特征在于,所述吸气管路还包括一空氧混合罐,其输出进入所述第一涡轮风机的输入口。

8. 根据权利要求3所述的呼吸机,其特征在于,还包括病人端管路,其上设置所述氧气浓度传感器、流量传感器,病人端管路的输出端与病人连接,吸气管路的输出口与呼气管路、咳痰管路的输入口汇集到一起,与病人端管路连接,呼气管路与咳痰管路输出口汇集在一起与消声器连接。

一种呼吸机

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械领域,尤其涉及一种具有咳痰功能的呼吸机。

背景技术

[0002] 对于使用上了呼吸机的病人,特别是建立了人工气道之后,咳嗽反射减弱,或因肺功能严重衰退,呼吸肌无力等,大多不能自主排痰,极易造成分泌物滞留而堵塞气道使肺部感染加重。因此,对机械通气的病人,需要定期进行人工排痰处理。目前,临床上常用的是采用吸痰管吸痰,但是吸痰管吸痰这种侵入式的吸痰方式,由于局部的负压很高,加上导管的插入和移动,很容易对气道造成伤害或气道疤痕,同时,会中断病人的机械通气,另外痰液的清除也不是很彻底。

[0003] 专利W02007054829首次提出了一种与呼吸机联合工作,辅助病人呼吸、咳嗽,去除病人气道分泌物的咳痰系统,病人咳痰时不必中断病人的正常呼吸,可以根据预设的咳痰时间和咳痰次数对病人进行咳痰,能够随时、即时咳痰。

[0004] 专利CN 201510657436.2则进一步丰富了该专利,提升了该咳痰系统的安全性、临床适应能力,避免了咳痰机工作时呼吸机的报警等问题,咳痰机咳出的痰被收集到一个集痰容器里,再定期由护士通过医院配置的中心负压吸引系统将痰液吸走。

[0005] 在以上所列两个专利中,咳痰机的触发咳痰是依靠系统中的压力或流量传感器来判断呼吸机对病人实施机械通气的进程,也就是说,呼吸机和咳痰机是没有通讯的,咳痰机只是被动地通过检测呼吸机气路的压力信号,再进行处理、分析得到呼吸进程的信息,但这通常会带来以下3个问题:

[0006] 1、精确性和响应快速性:毕竟是两台不同的机器,不能做到呼吸机与咳痰机工作的精确同步。在咳痰系统的压力或流量传感器检测到呼吸机的呼吸进程压力信号转换成电信号后,这个信号要经过传输、放大、过滤、A/D转换后,再交由信息处理器处理,判断、发出指令,然后再经过D/A转换、功率放大,可驱动的直流电压,驱动阀门或风机工作。这会在控制上有一定程度的时间滞后,影响咳痰效果。

[0007] 2、安全性:受制于各种环境条件,呼吸进程的检测可能会带来错误的结果,容易造成误判断,呼吸管路内部条件很复杂,气态的水蒸气和液态的水,甚至病人咳出的痰,有可能分布于呼吸管路的各个角落,这些因素会直接影响压力或流量传感器的检测结果的精度,甚至是错误的结果。从而造成安全隐患。

[0008] 3、管路连接复杂,占用空间体积大,成本高、故障点、泄漏点多。

发明内容

[0009] 针对上述问题,本发明提出了一种呼吸机,所述呼吸机具有更高的精确性、响应性及安全性。

[0010] 一种呼吸机,包括:吸气管路,其上设有为病人提供正压的正压源、缓冲罐、两位两通球囊阀,所述两位两通球囊阀通过一个气泵和一个第一两位三通阀进行通断切换控制;

呼气管路,其上设有呼气阀,所述呼气阀由一个第二两位三通阀通过接收来自缓冲罐的预设恒定压力的压缩气体对其进行控制;咳痰管路,其上设有为病人提供负压的负压源以及串接于负压源与病人之间的快门阀。

[0011] 本发明的呼吸机,其有益效果在于,使咳痰机可以作为模块内嵌在呼吸机中,由此使呼吸机具有更高的精确性、响应性及安全性。

[0012] 采用同一中央处理器控制吸气、呼气和咳痰,简化了系统构成,并且同一中央处理器对各部分进行协同控制,使呼吸机的呼吸及咳痰工作达到了真正的同步。

[0013] 同一中央处理器可以对从传感器、阀门及风机等多个部件接收的信息进行整合处理,在一定程度上减小时间滞后,提高了系统的精确性及快速响应性,提升了咳痰效果。

附图说明

[0014] 图1为本发明的一种实施方式的气路结构框图。

具体实施方式

[0015] 下面参照附图描述本发明的实施方式,其中相同的部件用相同的附图标记表示。

[0016] 图1为本发明的呼吸机的一种实施方式的气路结构框图。

[0017] 本发明的呼吸机包括吸气管路、呼气管路、咳痰管路和病人端管路;

[0018] 吸气管路包括依次相连的空气输入口、空气过滤器、空氧混合罐、第一涡轮风机、第一压力传感器、缓冲罐、两位两通球囊阀。吸气管路还有一个氧气输入口,直接与空氧混合罐连接。第一涡轮风机与一个吸气控制阀(比例压力调节阀或比例流量调节阀)并联,以对第一涡轮风机的输出压力和流量进行调节。两位两通球囊阀通过一个气泵和一个两位三通阀进行通断切换控制,进而控制吸气管路的接入或断开。所述两位三通阀可为两位三通电磁阀。

[0019] 呼气管路包括呼气阀,呼气阀由一个两位三通阀通过接收来自缓冲罐的预设恒定压力的压缩气体对其进行控制,进而控制呼气管路的接入或断开。所述两位三通阀可为两位三通电磁阀。

[0020] 咳痰管路包括由输入到输出端依次连接的快门阀、第二压力传感器、第二涡轮风机。快门阀控制咳痰管路的接入或断开。

[0021] 病人端管路由输入端到输出端依次连接氧气浓度传感器、流量传感器,其输出端与病人连接。

[0022] 吸气管路的输出口与呼气管路、咳痰管路的输入口汇集到一起,与病人端管路连接。呼气管路与咳痰管路输出口汇集在一起与消声器连接,对病人呼出或第二涡轮风机抽出的气流进行消声。

[0023] 其工作过程如下:在本发明呼吸机给病人送气时(即病人吸气时),周围环境的空气经由过滤器101进入空氧混合罐102,空氧混合罐102配置有氧气输入口,低压或者高压经减压、流量调节的氧气由氧气输入口进入空氧混合罐102(由于属于常规技术,本发明未示出),在空氧混合罐102内,空气和经过流量调节的氧气混合,达到预设的气体浓度。氧气浓度传感器110随时对输送给病人的气体浓度进行检测,并把数据反馈给本发明呼吸机的中央处理器,调节氧气输入量,以对氧气浓度进行闭环控制。混合后的达到设定浓度的气体进

入第一涡轮风机104的输入口,第一涡轮风机104对输入的气体进行加压,输出一定流量和压力的混合气体,压力传感器106、流量传感器111负责对第一涡轮风机输出的气体进行压力和流量检测,并把检测后的压力、流量数据传输给本发明呼吸机的中央处理器系统,中央处理器系统根据检测到的压力、流量数据与预期的压力数据对比,通过控制第一涡轮风机104的转速和吸气控制阀103(比例压力调节阀或比例流量调节阀)的开度,联合控制第一涡轮风机104输送给病人112的气体压力和流量。缓冲罐107的作用是提供一恒定的压力的气体使呼气阀116在吸气时关闭,在呼气时对呼气气流进行PEEP控制。

[0024] 第一涡轮风机104输出的混合气体继续通过缓冲罐107、两位两通球囊阀113、氧气浓度传感器110、流量传感器111,进入病人112肺内,完成吸气过程。

[0025] 此时,两位两通球囊阀113是接通的,泵108不启动,两位三通阀109保持在如图的气路位置,球囊阀113的控制腔与大气相通。

[0026] 而此时,呼气阀116是关闭的,缓冲罐107输出的一部分压缩气体通过两位三通电磁阀105,进入呼气阀116,由于此时进入呼气阀116的气体压力较大,因此,呼气阀116被关闭。

[0027] 与吸气管路并联的咳痰管路此时也是被快门阀114阻断。

[0028] 当给病人送气结束,转入呼气状态,如果不需要进行PEEP调节,此时,第一涡轮风机104空转或停机。气泵108启动,两位三通阀109得电,位置切换到左位,气泵108输出的压缩气体经过两位三通阀109,进入两位两通球囊阀113,使该球囊阀关闭,切断吸气管路。与此同时,两位三通电磁阀105得电,切换到右位,呼气阀116控制部分与大气相通,导致呼气阀116接通,病人肺内的气体经过流量传感器111、氧气浓度传感器110、呼气阀116,消声器118排到大气中,完成呼气过程。

[0029] 当给病人送气结束,转入呼气状态,如果需要进行PEEP调节,气泵108启动,两位三通阀109得电,位置切换到左位,气泵108输出的压缩气体经过两位三通阀109,进入两位两通球囊阀113,使球囊阀关闭,切断吸气管路。同时,病人肺内的气体经过流量传感器111、氧气浓度传感器110、呼气阀116,消声器118,流向大气。还与此同时,第一涡轮风机104降低转速并且通过吸气控制阀(比例压力阀103或比例溢流阀)联合控制输出压力,并通过第一压力传感器106检测输出的压力并传送给中央处理器进行闭环控制,输出和设定的PEEP值相关的恒定压力(这个值可能等于PEEP值,也可能由于呼气阀的结构因素,和预设的PEEP值具有比例特性)气体,该气体经过两位三通电磁阀105,进入呼气阀116控制腔,对流向大气的呼出气流进行peep控制。在此过程中,两位三通电磁阀105保持在左位,可接入来自第一涡轮风机104的气体,但是该气体压力低于初始呼气压力因而在其控制下,呼气阀116打开,呼气管路畅通,病人的呼气气流可顺利通过,呼气压力逐渐降低,直至和PEEP控制压力达到平衡,呼气结束,呼气阀被关闭。

[0030] 当给病人送气结束,需要咳痰时,首先启动第二涡轮风机117,在快门阀114和第二涡轮风机117之间产生预设的咳痰负压力。该负压力由第二压力传感器115检测并反馈给中央处理器,并然后,一旦中央处理器接收到吸气完成的信息,气泵108启动,两位三通阀109得电,位置切换到左位,气泵108输出的压缩气体经过两位三通阀109,进入两位两通球囊阀113,使球囊阀关闭,切断吸气管路。第一涡轮风机104继续运行并且通过吸气控制阀(比例压力阀103或比例溢流阀)联合控制输出压力,并通过第一压力传感器106检测输出的压力

并传送给中央处理器进行闭环控制,输出的恒定压力(此压力应该远远大于前述控制PEEP的压力值,以确保呼气阀116关闭)气体经过两位三通电磁阀105,进入呼气阀116控制腔,关闭呼气阀116。与此同时,中央处理器控制快门阀114打开,第二涡轮风机117产生的负压与病人的肺内正压气体形成很高的压力差,病人肺内的气体因此快速流出,经过流量传感器111、氧气浓度传感器110、快门阀114、压力传感器115、第二涡轮风机117、消声器118,排到大气中,完成一次咳痰过程。

[0031] 以上所述的实施例,只是本发明较优选的具体实施方式,本领域的技术人员在本发明技术方案范围内进行的通常变化和替换都应包含在本发明的保护范围内。

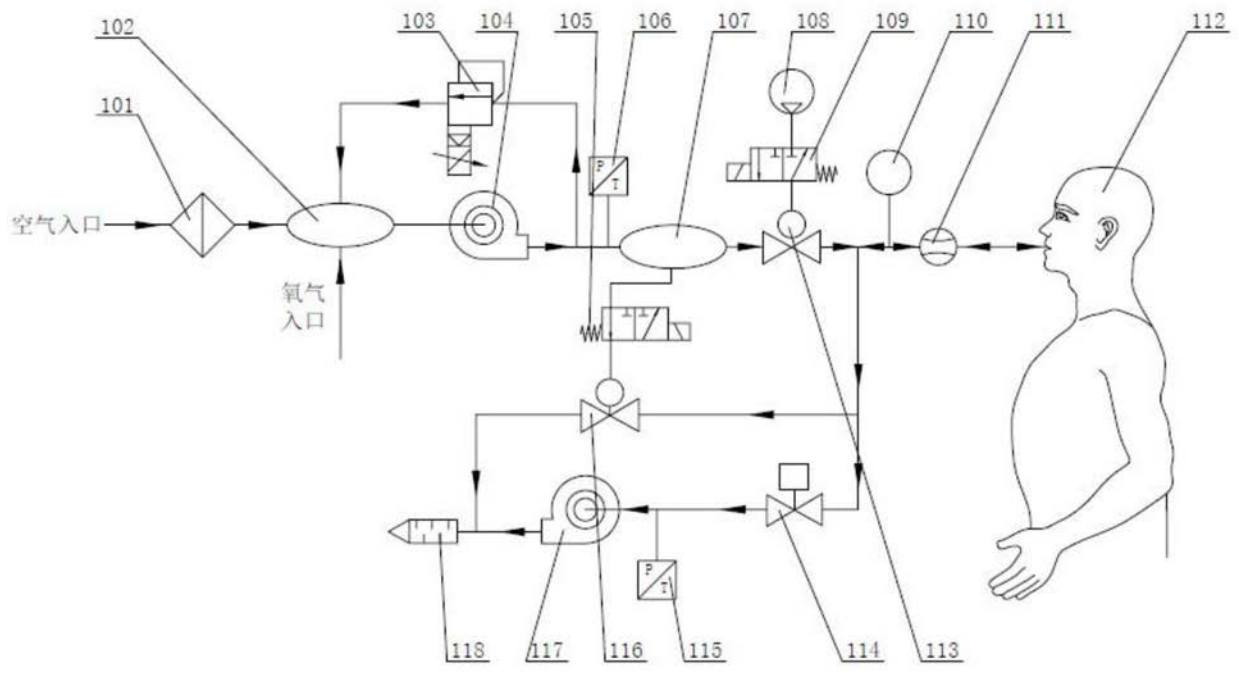


图1