(19)国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 111214741 B
(45)授权公告日 2025.02.18

(21)申请号 202010167228.5
(22)申请日 2020.03.11
(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 111214741 A
(43)申请公布日 2020.06.02
(73)专利权人 北京大学第三医院(北京大学第三临床医学院)
地址 100191 北京市海淀区花园北路49号
(72)发明人 梁瀛 石岩 孙永昌
(74)专利代理机构 北京慕达星云知识产权代理事务所(特殊普通合伙) 11465
专利代理师 曹鹏飞
(51)Int.Cl.
A61M 16/00(2006.01)

(56)对比文件
CN 204798534 U,2015.11.25
CN 212880495 U,2021.04.06
CN 2633298 Y,2004.08.18

审查员 陈鹏

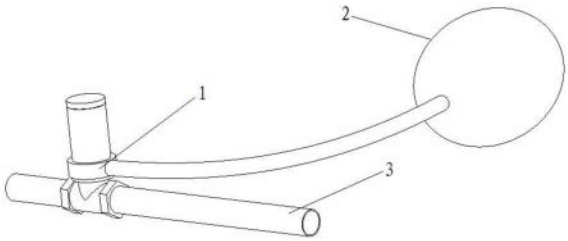
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

一种人工气控咳嗽辅助装置及辅助方法

(57)摘要

本发明公开了一种人工气控咳嗽辅助装置，包括气控开关阀和气囊，所述气控开关阀为常开阀体，所述气控开关阀沿通气气管布置并设于靠近病人嘴部的位置，所述气囊设于体外并与所述气控开关阀通过管路连接。该装置使用气控开关阀与简单的气囊相结合，通过气控开关阀使得患者能够屏气，通过手中所握持的气囊来自主控制屏气时机，在患者觉得需要咳嗽时，患者可以自行深吸气，并在呼气前握紧气囊，使得气控开关阀关闭，再松开，形成较高的出气流量，从而达到清除小气道内痰液、促进肺部感染的控制及患者康复、降低院内感染风险的目的，装置整体结构简单，成本较低，同时操作方便。



CN 111214741 B

1.一种人工气控咳嗽辅助装置,其特征在于,包括气控开关阀(1)和气囊(2),所述气控开关阀(1)为常开阀体,所述气控开关阀(1)沿通气气管(3)布置并设于靠近病人嘴部的位置,所述气囊(2)设于体外并与所述气控开关阀(1)通过管路连接;

工作于标准大气压下,所述气控开关阀(1)的阀口面积大于或等于11.8mm^2;

$$A_{in}=\frac{Q\rho_a\sqrt{RT}}{p_f\sqrt{1-b}}\frac{1}{\sqrt{1-\left(\frac{\frac{p_s}{p_f}-b}{1-b}\right)^2}}$$

其中,A_{in}为气控开关阀的阀口面积,R为气体常数,T为温度,p_s为气道内压力,b为临界压力比,Q为体积流量。

2.根据权利要求1所述的一种人工气控咳嗽辅助装置,其特征在于,所述气控开关阀(1)距病人嘴部的距离为10cm～25cm。

一种人工气控咳嗽辅助装置及辅助方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,更具体的说是涉及一种人工气控咳嗽辅助装置及辅助方法。

背景技术

[0002] 目前,气管插管技术已经广泛用于急危重患者的抢救以及护理之中,使用气管插管的患者声门受到插管的限制,即使自己有意识,仍不能自主闭合声门,从而不能产生自主咳嗽,导致患者呼吸道内痰液淤积,进而可能产生粘液栓阻塞呼吸道、形成肺小叶或肺泡微小不张,引起或加重炎症,氧合降低,甚至出现呼吸困难、窒息等情况。因此,及时将呼吸道内特别是深部痰液排出显得尤为重要。

[0003] 现有的技术主要采用吸痰管和辅助排痰设备清理痰液。吸痰管技术将吸痰管从病人口腔或鼻腔插入一定深度后,慢慢提拉旋转吸痰。这种方法价格便宜、清除较彻底,但容易使病人发生感染,同时需要护士定时手动操作,需要护士拥有较高的技术水平与丰富的经验。辅助排痰设备技术是咳痰设备通过连接至人工呼吸道的面罩或导管依次施加正负压力,从而向肺部深呼吸(吹气),随后立即(10毫秒)深度呼气(吸气)。吹气的目的是充满肺部,而吸气的目的是排空肺部的空气。从正压到负压的快速转换旨在模拟正常咳嗽过程中发生的气流变化,其有助于清除分泌物。其可以弥补吸气能力和呼气能力的不足。辅助排痰设备的参数调整涉及调整正压和负压,吸气、呼气和暂停时间(秒)以及吸气流速(L/min)。一次机械性吸呼气过程通常包括咳嗽和休息期等多个阶段。这些循环周期重复几次或直到分泌物被基本排出才会结束。

[0004] 不难看出,吸痰管吸痰技术需要医护人员定时操作,同时需要医护人员具有较高的技术水平与丰富的经验,而且此项技术容易增加医院内感染的风险,同时较为痛苦;而辅助排痰设备相对较为昂贵,同时参数设定以及吸痰时间也需要医护人员的长久经验才可以顺利完成。所以现有的吸痰管和辅助排痰设备辅助排痰的方式受到操作经验及装置本身缺陷的限制,并未给患者带来较优的使用效果。

[0005] 因此,如何提供一种结构简单、操作便捷且成本低的排痰辅助装置是本领域技术人员亟需解决的问题。

发明内容

[0006] 有鉴于此,本发明提供了一种人工气控咳嗽辅助装置,该装置使用气控开关阀与简单的气囊相结合,整体结构简单,成本较低,同时操作方便。解决了现有的辅助排痰装置结构复杂、操作难度系数大且成本较为高昂的问题。

[0007] 为了实现上述目的,本发明采用如下技术方案:

[0008] 一方面,本发明提供了一种人工气控咳嗽辅助装置,该装置包括气控开关阀和气囊,所述气控开关阀为常开阀体,所述气控开关阀沿通气气管布置并设于靠近病人嘴部的位置,所述气囊设于体外并与所述气控开关阀通过管路连接。

[0009] 本发明的有益效果是:该装置使用气控开关阀与简单的气囊相结合,通过气控开关阀使得患者能够屏气,通过手中所握持的气囊来自主控制屏气时机,在患者觉得需要咳嗽时,患者可以自行深吸气,并在呼气前,握紧气囊,使得气控开关阀关闭,再松开,形成较高的出气流量,从而达到清除小气道内痰液、促进肺部感染的控制及患者康复、降低院内感染风险的目的,装置整体结构简单,成本较低,同时操作方便。

[0010] 进一步地,所述气控开关阀的阀口面积大于或等于11.8mm^2。

[0011] 正常人咳嗽过程中,肺内可产生40KPa的高压,我们取病人能到达30KPa的肺内压力。

[0012] 根据ISO6358国际标准,可得到通过比例阀的质量流量公式:

[0013] $$q=\begin{cases}\dfrac{A_{in}p_f\sqrt{1-b}}{\sqrt{RT}} & \dfrac{p_s}{p_f}\le b\\ \dfrac{A_{in}p_f\sqrt{1-b}}{\sqrt{RT}}\sqrt{1-\left(\dfrac{\frac{p_s}{p_f}-b}{1-b}\right)^2} & \dfrac{p_s}{p_f}>b\end{cases}$$

[0014] 其中,q为气体质量流量,A_{in}为电磁阀的有效截面积,R为气体常数,T为温度,p_s为气道内压力,同时也为病人端入口压力,b为临界压力比。在工作过程中,通气压力范围与呼吸机一致,为0~40cmH_20,则p_s/p_f总是大于临界压力比b,所以电磁比例阀的数学模型如下所示:

[0015] $$q=\frac{A_{in}p_f\sqrt{1-b}}{\sqrt{RT}}\sqrt{1-\left(\frac{\frac{p_s}{p_f}-b}{1-b}\right)^2}$$

[0016] 则体积流量公式如下所示:

[0017] $$Q=\frac{A_{in}p_f\sqrt{1-b}}{\rho_a\sqrt{RT}}\sqrt{1-\left(\frac{\frac{p_s}{p_f}-b}{1-b}\right)^2}$$

[0018] 其中Q为体积流量,p_a为空气密度,则可得到:

[0019] $$A_{in}=\frac{Q\rho_a\sqrt{RT}}{p_f\sqrt{1-b}}\frac{1}{\sqrt{1-\left(\frac{\frac{p_s}{p_f}-b}{1-b}\right)^2}}$$

[0020] 该装置工作于标准大气压下,温度为20℃,空气密度为1.185kg/m^3。其中,b为0.528,R为287J/(kg·K),因此,可以得到气控开关阀的阀口面积需要大于等于11.8mm^2。

[0021] 进一步地,所述气控开关阀距病人嘴部的距离为10cm~25cm。气控开关阀沿通气气管布置即可,使得气控部分与气囊的气管连接线相对较短,使之能够较为迅速的响应病

人的动作,同时控制线路较短,避免各类管路混乱、缠绕。

[0022] 另一方面,本发明还提供了一种人工气控咳嗽辅助方法,该方法使用上述的装置,包括以下步骤:

[0023] 在深吸气末呼气之前,挤压气囊,使气控开关阀关闭;

[0024] 直至肺内压力最大时,松开气囊,使气控开关阀迅速打开;

[0025] 高呼气流将痰液推出,完成一次辅助排痰。

[0026] 经由上述的技术方案可知,与现有技术相比,本发明公开提供了一种人工气控咳嗽辅助方法,该方法实现了患者的自主辅助咳嗽,相较于吸痰管吸痰技术,有助于将患者深部小气道内的痰液及分泌物排出及引流,从而促进肺部感染的控制与吸收,缩短患者保留气管插管及机械通气的时间,缩短住院时间、减少呼吸机相关感染的风险,节约医疗卫生资源;同时遵循患者自身的感觉,其咳嗽时机把握的更为良好;相较于现有的辅助排痰设备,该方法更为便宜,同时也相对减少了医护人员的经验限制,并对患者的咳痰能力的锻炼及康复有辅助作用。

附图说明

[0027] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据提供的附图获得其他的附图。

[0028] 图1附图为本发明提供的一种人工气控咳嗽辅助装置的结构示意图;

[0029] 图2附图为本发明实施例中人工气控咳嗽辅助装置的安装状态示意图;

[0030] 图3附图为本发明提供的一种人工气控咳嗽辅助方法的流程示意图。

具体实施方式

[0031] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0032] 一方面,参见附图1和图2,本发明实施例公开了一种人工气控咳嗽辅助装置,该装置包括气控开关阀1和气囊2,气控开关阀1为常开阀体,气控开关阀1沿通气气管3布置并设于靠近病人嘴部的位置,气囊2设于体外并与气控开关阀1通过管路连接。

[0033] 本发明实施例针对有自主意识且具有一定吸气能力的患者,在插管外端加入一个气控开关阀1。气控开关阀1为常开阀,气控端连接到一个可握持的小型气囊2,握紧气囊2可使得气控开关阀1关闭。通过将小气囊放入患者手中,当患者感到需要咳嗽时,患者深吸气后握紧气囊2,使得气控开关阀1关闭,实现屏气功能,再松开,使得气控开关阀1迅速打开,实现高呼气气流,从而将痰液调动出来。本发明主要针对于在康复过程中的患者,照顾到其自主性,同时也使用了一种成本较低的组合方式,使得开关阀等同于一个人工控制的“声门”。

[0034] 在一个具体的实施例中,气控开关阀1的阀口面积大于或等于11.8mm^2。

[0035] 正常人咳嗽过程中,肺内可产生40KPa的高压,我们取病人能到达30KPa的肺内压力。

[0036] 根据ISO6358国际标准,可得到通过比例阀的质量流量公式:

[0037] $$q=\begin{cases}\dfrac{A_{in}p_f\sqrt{1-b}}{\sqrt{RT}} & \dfrac{p_s}{p_f}\le b\\ \dfrac{A_{in}p_f\sqrt{1-b}}{\sqrt{RT}}\sqrt{1-\left(\dfrac{\frac{p_s}{p_f}-b}{1-b}\right)^2} & \dfrac{p_s}{p_f}>b\end{cases}$$

[0038] 其中,q为气体质量流量,A_{in}为电磁阀的有效截面积,R为气体常数,T为温度,p_s为气道内压力,同时也为病人端入口压力,b为临界压力比。在工作过程中,通气压力范围与呼吸机一致,为0~40cmH_20,则p_s/p_f总是大于临界压力比b,所以电磁比例阀的数学模型如下所示:

[0039] $$q=\frac{A_{in}p_f\sqrt{1-b}}{\sqrt{RT}}\sqrt{1-\left(\frac{\frac{p_s}{p_f}-b}{1-b}\right)^2}$$

[0040] 则体积流量公式如下所示:

[0041] $$Q=\frac{A_{in}p_f\sqrt{1-b}}{\rho_a\sqrt{RT}}\sqrt{1-\left(\frac{\frac{p_s}{p_f}-b}{1-b}\right)^2}$$

[0042] 其中Q为体积流量,p_a为空气密度,则可得到:

[0043] $$A_{in}=\frac{Q\rho_a\sqrt{RT}}{p_f\sqrt{1-b}}\frac{1}{\sqrt{1-\left(\frac{\frac{p_s}{p_f}-b}{1-b}\right)^2}}$$

[0044] 该装置工作于标准大气压下,温度为20℃,空气密度为1.185kg/m^3。其中,b为0.528,R为287J/(kg·K),因此,可以得到气控开关阀的阀口面积需要大于等于11.8mm^2。

[0045] 具体地,对本发明中提到的ISO6358做说明如下:国际标准ISO6358于1989年10月颁布。它是测定气动元件流量特性的试验方法方面的标准。该标准用两个特征参数(音导c和临界压力比b)来完整表达流量特性,并规定了测量c值和b值的方法。

[0046] 在一个具体的实施例中,气控开关阀1距病人嘴部的距离为10cm~25cm。气控开关阀1沿通气气管3布置即可,图中还示出了肺4的位置,安装位置及安装状态如图2所示,使得气控部分与气囊的气管连接线相对较短,使之能够较为迅速的响应病人的动作,同时控制线路较短,避免各类管路混乱、缠绕。

[0047] 另一方面,参见附图3,本发明实施例还公开了一种人工气控咳嗽辅助方法,该方

法使用上述的装置,包括以下步骤:

[0048] S1:在深吸气末呼气之前,挤压气囊,使气控开关阀关闭;

[0049] S2:直至肺内压力最大时,松开气囊,使气控开关阀迅速打开;

[0050] S3:高呼气流将痰液推出,完成一次辅助排痰。

[0051] 综上所述,本发明实施例公开的人工气控咳嗽辅助装置,与现有技术相比,具有如下优点:

[0052] 1、使用气控开关阀与简单的气囊相结合,通过气控开关阀使得患者能够屏气,通过手中所握持的气囊来自主控制屏气时机,在患者觉得需要咳嗽时,患者可以自行深吸气,并在呼气前握紧气囊,使得气控开关阀关闭,再松开,形成较高的出气流量,从而达到清除痰液,特别是深部、小气道内痰液的目的(这是普通吸痰操作所不能达到的),装置整体结构简单;

[0053] 2、实现了患者的自主辅助咳嗽,相较于吸痰管吸痰技术,感染风险小,同时遵循患者自身的感觉,其咳嗽时机把握的更为良好;相较于辅助排痰设备,更为便宜,同时也减少了医护人员的经验限制,并对患者的咳痰能力及呼吸肌肉力量的康复有辅助作用;

[0054] 3、该装置有利用锻炼病人的咳痰能力,有助于深部痰液的咳出和引流,相较于一般护士的吸痰操作,痰液排出更加安全彻底,从而促进肺部感染的控制与吸收,缩短患者保留气管插管及机械通气的时间,缩短住院时间、减少呼吸机相关感染的风险,节约医疗卫生资源,具有显著的社会学效益。

[0055] 本说明书中各个实施例采用递进的方式描述,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处,各个实施例之间相同相似部分互相参见即可。对于实施例公开的装置而言,由于其与实施例公开的方法相对应,所以描述的比较简单,相关之处参见方法部分说明即可。

[0056] 对所公开的实施例的上述说明,使本领域专业技术人员能够实现或使用本发明。对这些实施例的多种修改对本领域的专业技术人员来说将是显而易见的,本文中所定义的一般原理可以在不脱离本发明的精神或范围的情况下,在其它实施例中实现。因此,本发明将不会被限制于本文所示的这些实施例,而是要符合与本文所公开的原理和新颖特点相一致的最宽的范围。

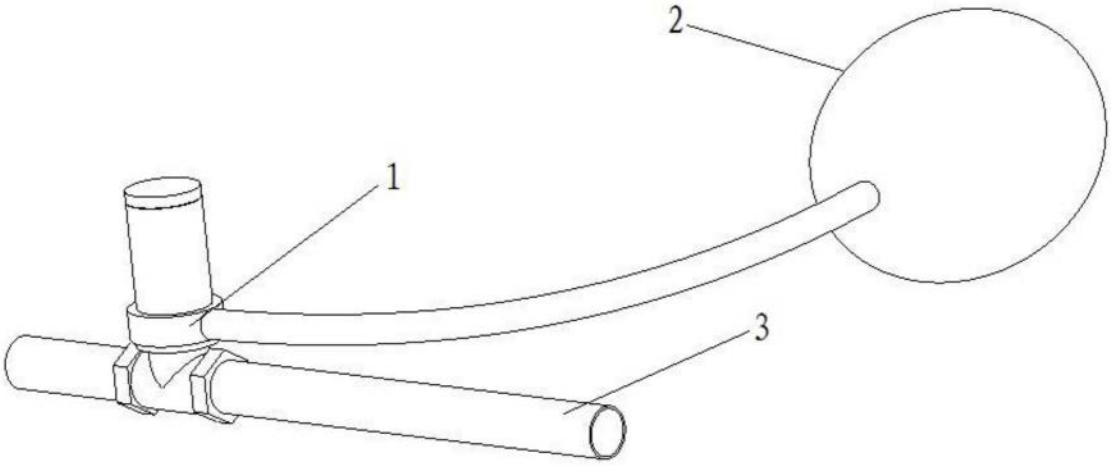


图1

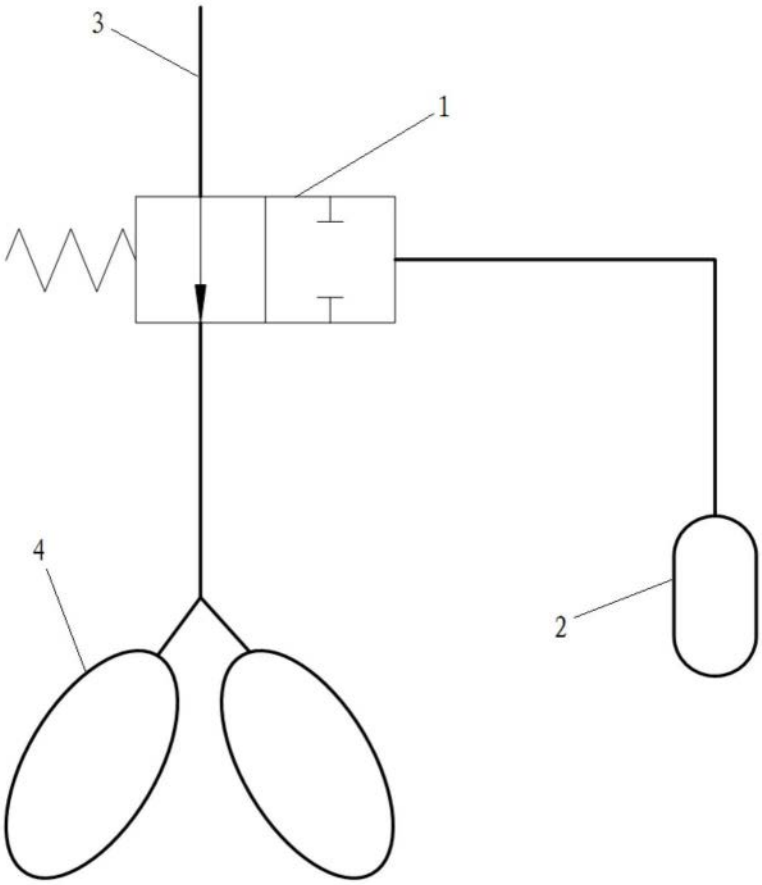


图2

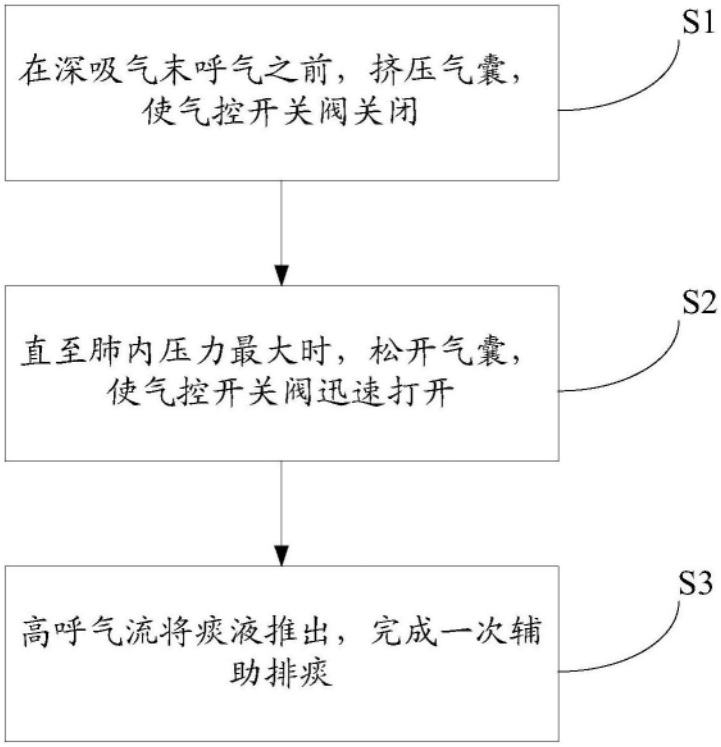

在深吸气末呼气之前，挤压气囊，使气控开关阀关闭
S1
直至肺内压力最大时，松开气囊，使气控开关阀迅速打开
S2
高呼气流将痰液推出，完成一次辅助排痰
S3

图3