



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102355920 B

(45) 授权公告日 2015. 07. 22

(21) 申请号 201080012329. X

(74) 专利代理机构 深圳中一专利商标事务所
44237

(22) 申请日 2010. 03. 17

代理人 张全文

(30) 优先权数据

102009013205. 8 2009. 03. 17 DE
12/561, 196 2009. 09. 16 US

(51) Int. Cl.

A61M 16/04(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 09. 16

(56) 对比文件

US 6874504 B1, 2005. 04. 05, 说明书第 2 栏
第 60 行至第 5 栏第 22 行、附图 1-7.

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2010/053445 2010. 03. 17

US 6874504 B1, 2005. 04. 05, 说明书第 2 栏
第 60 行至第 5 栏第 22 行、附图 1-7.

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/106094 EN 2010. 09. 23

WO 2008/113752 A2, 2008. 09. 25, 说明书第
3 页第 20-25 行, 附图 1.

(73) 专利权人 范提诺瓦技术有限公司

地址 荷兰埃因霍温市德利斯莫特 31 号

US 1584998 , 1986. 04. 29, 全文 .

审查员 王玮

(72) 发明人 迪特马尔·埃尔克

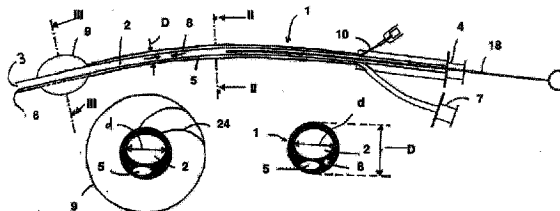
权利要求书1页 说明书10页 附图2页

(54) 发明名称

射流通气导管

(57) 摘要

本发明涉及用于病人换气的导管 (1), 其中换气管道 (2) 用于交替地将空气和 / 或氧气传送到病人的气道, 以及从病人的气道移除空气和 / 或氧气, 导管的外直径的最大值为 6mm, 优选地为 1.5 到 4.5mm, 换气管道具有一开放端 (3) 以及用来与用于呼气辅助的供给系统 (19) 连接的连接器端 (4)。可选地, 导管设置有测量压力的装置或组件, 以用于测量靠近开放端 (3) 的换气管道 (2) 外部的压力。优选地, 导管设置有压力测试管道 (5), 该压力测试管道 (5) 具有一开放测量端 (6) 以及一用于连接压力显示装置的测量连接器端 (7), 其中开放测量端 (6) 靠近换气管道开放端。更优地, 导管还包括一个与供给管道 (8) 液体连接的膨胀体 (套囊) (9), 通过供给管道 (8), 采用液体的方式使膨胀体增大或减小。基于本发明的射流通气导管提出了一种新的换气原理, 从而将经典射流通气与传统的控制换气进行了结合, 提高了气道上的手术介入的可能性, 改善了气道上的手术介入。



1. 一种带有呼气辅助的柔软的病人换气导管,其特征在于,所述导管包括:

一个细长构件,所述构件包括一换气管道,以用于交替地将氧气以及包括氧气的气体传送到病人的气道以及从病人的气道移除呼吸的气体,从而使得呼吸的气体可以在所述换气管道进行双向流动,吸入气体和呼出气体通过所述换气管道的流速为 12 至 20 公升/分钟,这样,病人通过所述换气导管可进行正常换气,其中所述换气管道设置有一个开放端以及一个用于连接供给系统的连接器端,所述供给系统至少包括将氧气或包括氧气的气体传送到病人的气道以及从病人气道移除呼吸的气体的功能,所述换气管道的直径少于 4.0mm,所述细长构件的最大外直径少于 4.5mm,从而使得所述换气管道的横截面在过压或低压下情况下保持大体不变,以及所述构件的长度至少为 200mm,以到达病人的左肺或右肺的支气管系统;

在所述细长构件的开放端区域中所述导管所述细长构件的外部进一步包括一个被构造为大小可增大和缩小的膨胀体,以用于将病人的气道或支气管封闭起来,从而将所述膨胀体的上下游气道分离开来。

2. 如权利要求 1 所述的导管,其特征在于,所述供给系统为气流逆转组件。

3. 如权利要求 1 所述的导管,其特征在于,一个压力测量装置被定位在所述换气管道的外部,以用于测量所述换气管道的开放端附件的压力。

4. 如权利要求 3 所述的导管,其特征在于,所述细长构件进一步包括一个压力测量管道,所述压力测量管道包括一个靠近所述换气管道开放端的开放测量端以及一个第二封闭端,其中,所述压力测量管道包括一个液体部和气体部,所述气体部通过液体部的运动进行压缩,所述压力测量管道进一步包括一个刻度以用于在所述压力测量管道中测量压力。

5. 如权利要求 3 所述的导管,其特征在于,所述压力测量装置包括至少一个电子压力传感器,所述电子压力传感器与信号线整合在所述导管的所述细长构件中。

6. 如权利要求 3 或 5 所述的导管,其特征在于,所述细长构件进一步包括一个压力测量管道,所述压力测量管道包括一个靠近所述换气管道开放端的开放测量端以及一个第二连接器端,其中所述压力传感器包括一个测量连接器端以及一个压力显示装置,所述测量连接器端能开地与所述第二连接器端连接,所述压力显示装置用于显示所述压力测量管道中的压力。

7. 如权利要求 1 所述的导管,其特征在于,所述细长构件、至少所述细长构件的开放端区域为针状,以用于穿透气管为病人进行经气管的换气。

8. 如权利要求 1 所述的导管,其特征在于,所述导管进一步包括一个供给管道,所述供给管道位于所述细长构件中或之上,所述供给管道液体连接与所述膨胀体。

9. 如权利要求 1 所述的导管,其特征在于,所述细长构件的外表面的至少一部分由不燃的、不易燃的和/或抗激光材料制成。

10. 如权利要求 1 所述的导管,其特征在于,所述细长构件的外表面的至少一部分涂有不燃的、不易燃的和/或抗激光材料。

射流通气导管

技术领域

[0001] 本发明涉及病人的换气装置以及在气道区域病人的检查和治疗。

背景技术

[0002] 在国际专利申请公布号为 2008/113752A1 的文献中揭露了一个气流逆转组件,该组件允许病人通过一根相关的较细的导管进行换气,例如,在紧急情形下病人的换气,这样,氧气可以被导入到肺部,足够数量的气体也可以从肺部被吸出。虽然该导管的直径很小,但是在两个方向上的气流速度比较高,从而当通过该细小的导管进行换气时,可以维持氧气的供给以及将二氧化碳移除。

[0003] 位于 2004 年麻醉学杂志第 59 期第 73 至 79 页,名称为“用于病人模拟器上的四种不同紧急气道换气设备的比较”的文章介绍了各种各样用于经气管进行换气的设备,具体地,参见图 4,其中示出一种易于使用的用于射流通气的设备。

[0004] 本发明的主要目的在于拓展射流通气的使用领域,使之更加安全,从而提出一种更加适合的设备和使用该方法。通过使用经典的射流通气,氧气和空气的混合物通过导管以较高的气压进入气道并被使用,而多余的气体则从气道中流出。与经典的射流通气相对,本发明的思想可以被描述为带有呼气辅助的射流通气,这样也可以在呼气无法进行或呼气困难时被使用。

[0005] 令人惊讶地,到目前为止,在气管被部分或完全阻塞的急救护理中的换气方法也适用于其它情形。到目前为止,在气道底部和肺部区域的手术中,具有较大直径的导管被用于通气目的以及用于导入器械,但这限制了位于导管旁边手术治疗的进行以及限制了其它导管和器械的引入。

[0006] 还有另外一个经常被低估的问题,例如,当高浓度的氧气出现在气管中并正在使用由激光制成的器械或其它会产生高温的器械时,则会导致发生燃烧的风险。这将会波及到周围薄的纱织品、导管以及器械本身。

[0007] 另一个经常被低估的问题是,在经典的射流通气中,相关的高气压和流速是必需的,以用于在气体通过充分开放的气道再次离开肺部之前,在肺部实现合适的气体交换。带呼气辅助的射流通气在应用时将会具有一个更低的、更安全的气压。尽管如此,在这种情形下通过相关的开放的气道更高的回流可能会发生。

[0008] 射流通气的最重要的一个方面是使用过程中病人的安全性。在传统的射流通气系统中,会存在一种危险,当气道被部分或完全地阻塞时,在肺部将会形成一个较高的气压,从而限制了传统射流通气系统的使用范围。

[0009] 因此,本发明的目的是提出一种可用的设备和方法,具体地,在病人的检测和手术过程中,通过使用带有呼气辅助的射流通气装置实现病人安全有效地换气,并在气道的上部横断面区域留有足够的部分用于其它必要的介入。

发明内容

[0010] 前述的本发明的目的通过本发明中实施例中描述的一种设备和相应的方法来实现。

[0011] 在本发明的一个实施例中,本发明包括一根带有呼气辅助的用于病人换气的导管,优选地,该导管与气体供给系统连接,例如,与一个气流逆转组件相连。在本发明实施例中,所述导管包括一个细长构件,该细长构件包括一个换气管道,换气管道用于交替将氧气或包括氧气的气体传送到病人的气道以及从病人气道移除呼吸的气体。所述换气管道包括一个开放端以及一个用于连接供给系统或气流逆转组件的连接器端,优选地,连接到气流逆转组件的情形如 WO 2008/113752A1 所述。可选地,所述导管进一步包括一个压力传感器,该传感器设置在所述换气管道的外部,以用于测量所述换气管道开放端附近或气道下部更深外的压力。使用该导管可以只通过该导管的换气管道就可实现病人充分地换气(吸气以及呼气)。

[0012] 优选地,供给系统包括至少如下功能:通过导管交替地将氧气或包括氧气的气体传送到病人的气道以及从病人气道移除呼吸的气体。优选地,气流逆转组件被作为供给系统或作为供给系统的一部分来使用。

[0013] 在本发明实施例中,细长构件的外直径最大约为 6mm。在另一实施例中,该细长构件的外直径约为 1.5mm 至 4.5mm。在另一实施例中,细长构件的外表面的至少一部分是由不燃、不易燃和 / 或抗激光材料制成,优选地,细长构件插入到病人气道的部分的外表面由不燃、不易燃和 / 或抗激光材料制成。在另一实施例中,细长构件的外表面的至少一部分涂有不燃、不易燃和 / 或抗激光材料。

[0014] 在本发明实施例中,压力测量装置包括至少一个带有信号线的电子压力传感器,并被整合在导管的细长构件中。在另一实施例中,细长构件进一步包括一个压力测量管道,所述压力测量管道包括一个靠近换气管道开放端的开放测量端以及一个第二连接器端。根据该实施例,该压力传感器包括一个测量连接器端以及一个压力显示装置,该测量连接器端可开地与第二连接器端以及压力显示装置连接,以用于测量压力测量管道中的压力。在另一实施例中,压力测量装置包括一个用于容纳液体的内腔,该内腔包括一个远的开放测量端以及一个封闭的近端,该近端在液体和该封闭端之间包含有压缩的气体。该内腔进一步包括一个可读的刻度,以用于医护人员读取。

[0015] 在另一实施例中,细长构件、至少细长构件开放端区域为针状,以用于穿透病人气管执行经气管的换气操作。

[0016] 在另一实施例中,导管包括至少一个膨胀体,该膨胀体位于细长构件开放端区域的外部,其中膨胀体通过传送和移除液体分别实现其大小的增大和减小。在另一实施例中,导管包括一个在细长构件内部或其外面的供给管道,该供给管道与膨胀体存在液体连接。在另一实施例中,该膨胀体包括至少一个稳定装置,在减小膨胀体大小以及相对于外部过压或最小为 10 毫巴低压下为了维持至少最小容积时,稳定装置可向膨胀体提供该最小容积。

[0017] 在另一实施例中,本发明包括一种用于病人的换气方法,所述方法包括步骤:提供一个供给系统以及提供一个导管,该导管包括一个细长构件,细长构件包括一个换气管道,所述换气管道用于交替向病人气道传送氧气或包括氧气的气体以及从病人气道移除呼吸的气体,其中,所述换气管道包括一开放端以及一个用于连接到供给系统的连接器端,所述

导管进一步包括位于所述换气管道外部的压力传感器,以用于测量所述换气管道的开放端附近的压力。该方法还包括将所述导管从气管的外部插入气管的步骤,以及通过所述导管进行带有呼气辅助的射流通气的步骤。在另一实施例中,通过所述导管进行带有呼气辅助的射流通气的步骤通过使用供给系统和/或气流逆转组件执行,所述气流逆转组件包括处理器控制的阀门,以用于交替向病人气道传送氧气或包括氧气的气体以及从病人气道移除呼吸的气体,所述气流逆转组件可开地与所述导管连接。进而,对换气管道开放端附近的压力进行测量,在通过测量获得的压力值基础上,确定传送和移除氧气和/或空气的时间间隔。

[0018] 在另一实施例中,所述导管进一步包括一个膨胀体,所述方法进一步包括间歇性地改变膨胀体的大小直到膨胀体密封所述气道的步骤。间歇性改变的间隔时间与在通过所述导管进行带有呼气辅助的射流通气的步骤中传送空气和/或氧气以及移除呼吸的气体交替进行的时间同步。在另一实施例中,间歇性地改变膨胀体的大小的步骤包括增大或减小膨胀体的大小。在另一实施例中,间歇性地增大或减小膨胀体的大小的步骤包括分别向膨胀体传送不燃气体或不易燃液体以及移除膨胀体中不燃气体或不易燃液体。在另一实施例中,所述不易燃液体包括水或盐溶液。

[0019] 在另一实施例中,将所述导管从气管的外部插入气管的步骤包括:将导管插入直到病人的气道,以使得膨胀体比气道上病人治疗或检查的位置更深,以及使膨胀体至少间歇性地膨胀一定大小从而使膨胀体在其位置相对于气道周围组织密封,其中,所述通过所述导管进行带有呼气辅助的射流通气的步骤在该步骤之前执行,并在所述治疗或检查位置被治疗过程中和/或治疗之后执行。

[0020] 在另一实施例中,所述测量所述换气管道的开放端附近的压力的步骤进一步包括:使用放置在所述细长构件中的电子压力传感器测量所述换气管道开放端附近的压力,所述细长构件靠近所述换气管道的开放端。在另一实施例中,细长构件进一步包括一个压力测量管道,压力测量管道包括一靠近所述换气管道的开放端的开放测量端以及第二连接器端,其中,所述压力传感器包括一个测量连接器端以及一个压力显示装置,所述测量连接器端可开地与第二连接器端以及压力显示装置连接,其中所述测量所述换气管道的开放端附近的压力的步骤包括:使用压力显示装置测量所述换气管道开放端附近的压力。

[0021] 在另一实施例中,本发明提出了一种改善一个对象中呼吸阻塞的方法,该方法包括步骤:提供一个供给系统;提供一个导管,所述导管包括一个细长构件,所述细长构件包括一个换气管道,所述换气管道用于交替向病人气道传送空气和/或氧气以及从病人气道移除空气和/或氧气,其中,所述换气管道包括一开放端以及一个用于连接到供给系统的连接器端;将所述导管从气管的外部插入气管;通过所述导管进行带有呼气辅助的射流通气。通过这些步骤使得对象能够正常换气。在另一实施例中,导管进一步包括一个膨胀体,该方法进一步包括间歇性地改变膨胀体的大小,间歇性改变的间隔时间与在通过所述导管进行带有呼气辅助的射流通气的步骤中传送空气和/或氧气以及移除呼吸的气体交替进行的时间同步。在另一实施例中,间歇性地改变膨胀体的大小的步骤包括增大或减小膨胀体的大小。在另一实施例中,导管进一步包括一个压力测量装置,该压力测量装置安置在换气管道在外面,以用于测量换气管道开放端附近的压力,所述改善一个对象中呼吸阻塞的方法进一步包括步骤:测量换气管道开放端附近的压力;在获得的压力测量值的基础上

确定用于传送和移除氧气和 / 或气体的时间间隔。在另一实施例中, 换气管道最大直径为 3mm。在另一实施例中, 吸入气体和呼出气体通过所述导管的流速大约为 8 至 20 公升 / 分钟。在另一实施例中, 吸入气体和呼出气体通过所述导管的流速大约为 15 公升 / 分钟。

附图说明

[0022] 图 1 示出了本发明实施例中用于换气, 具体地在检查和手术中用于换气的导管;

[0023] 图 2 示出了通过图 1 沿着线 II-II 的导管横截面;

[0024] 图 3 示出了通过图 1 沿着线 III-III 的导管横截面;

[0025] 图 4 示出了本发明实施例中前端被设计成针状以用于带有呼气辅助的射流通气的导管; 以及

[0026] 图 5 示出了本发明实施例中带有外围设备的导管排列结构图。

具体实施方式

[0027] 在具体实施方式的描述中, 首先对本发明进行简要描述, 然后结合本发明的示出的附图 1 至 5 对实施例进行描述。

[0028] 事实上, 对于所有射流通气的使用来说, 若在导入到气道的换气导管的开放端区域设置有压力测量装置或组件以用于压力测量, 将更加有益。尽管这将需要额外的管道或测量导管, 但是这将提高换气的安全性, 使得剂量更加精确, 吸入和呼出的气体流量控制更加精确。这进一步拓宽了射流通气的使用, 具体地, 进一步拓宽了与供给系统或气流逆转组件连接在一起的射流通气的使用。例如, 如国际专利申请 WO 2008/113752A1 中描述的。在另一个实施例中, 供给系统包括两个简单连接的内腔, 内腔中设置有本发明中导管的换气管。所述两个内腔中的一个用来向换气管提供氧气或包括氧气的气体, 而另一个内腔通过换气管将病人的呼出的气体移除。

[0029] 尽管压力测量装置原理本身并不重要, 但是压力测量装置原理以及设置压力装置仍然被选择, 从而使得靠近导管开放端周围的压力能够被测量, 而用于射流通气的管道的内部的压力则不会被测量。在这种情形下, 本发明中的射流通气甚至可以被用于经气管的换气, 例如, 当担心头至颈部的区域部分地或完全地被阻塞, 可以通过插管或注射针 (在这里全部被称为“插管”) 穿透皮肤至气管或以这种方式安置导管。

[0030] 若用于压力测量的装置或组件包括一个附加的管道, 这可以在引入插管或导管的过程中很容易地保持开放状态, 例如, 通过内部可移除的金属丝, 这个金属丝也可以避免在插管或导管前进的过程中被扣住。

[0031] 具体地, 除了用于急救护理的通过气管的插管或通过气管的导管, 以及具有压力测量装置或组件的通过气管的插管或通过气管的导管, 将供给系统或气流逆转组件与本发明中的射流通气导管进行结合, 例如, 如国际专利申请 WO2008/113752A1 的文献中描述, 从而提出了一种具有新的换气方法, 该方法可以被认为实现了经典的射流通气与传统的控制换气的连接, 揭露了在气道上的一种新的、改良的介入的可能性。

[0032] 在此结合附图详细描述的例子性实施例中, 该特定的射流通气导管是柔软的, 长度至少为 200mm, 优选地, 长度为 250mm 到 600mm, 进一步优选地至少为 300mm, 典型地, 其外部直接至多为 6mm, 优选地, 为 1.5mm 到 4.5mm, 进一步优选地为 1.5mm 至 3mm。该射流通气

导管设置有一个内直径至多大约为 4.5mm 的换气内腔,优选地为 2.5mm 内直径的内腔,进一步优选地内直径为 2.2 至 2.4mm。该射流通气导管在其端点设置有一个或多个自由开口,可选地,该射流通气导管还设置有一个供给管道以通向位于末端的膨胀体以及一个压力测量管道,在这里膨胀体可以为一个可充气的套囊。优选地,该射流通气导管由不燃的 / 不易燃的材料制成,或涂有这样的材料。在一些应用中,为了保证当射流通气导管被使用时接近激光辐射不会被损坏,具有抗激光辐射也是非常重要的,该辐射是由于在医疗领域使用激光产生的。

[0033] 将管状的、柔软的射流通气导管从口或鼻推入直至气管,如果导管有合适的长度,甚至可以到达一个病人左肺或右肺的支气管系统。相对于在胸腔的单侧外科手术中使用的传统支气管阻滞剂,该射流通气导管可以用于通气“被阻塞的肺部”,同时,另一边正在动手术的“未被阻塞的肺部”能够被合适地暂停(当在这种手术中被期望时)。

[0034] 该射流通气导管也可以容易地通过使用带有工作管道的柔软的光纤来安置。为了实现这个目标,所述射流通气导管通过细丝或金属丝的方式被固定在光纤的末端,所述细丝或金属丝被引导穿过导管(例如,穿过压力测量内腔),进而紧固在光纤的末端,然而再通过光纤的工作管道穿回光纤的前端,从而随着光纤被带到期望的位置,然后光纤被拉回。该细丝或金属丝可以被移除或保留在其位置上。如果是选择后者的话,射流通气导管可以在任何时候在光纤的协助下被重新放置。

[0035] 设置较小的外部直径可以保证气道最低程度地被射流通气导管所阻塞,从而使得大量的剩余空间可用于诊断以及其它治疗的介入,甚至在气道的更深处。

[0036] 一个少于 4.0mm 的换气内腔可以引起一定程度的病人被动呼气的延迟,因此,一个成人不能通过使用这样的管子的传统换气装置来进行换气。由于换气内腔具有对相关高气流的抵制性能,例如直接为 4.5mm,甚至是 3mm 的内腔,或长度超过 75mm 的内腔,所述特定的射流导气导管需要通过抽气(例如,通过气流逆转组件的方式)对呼气进行支持,除非射流通气导管的旁边的肺中的气体能够(像经典的射流通气一样)被呼出。通过可充气套囊,所述特定的射流通气导管可以将气管以及支气管封锁起来,从而将膨胀体气道的顺流和逆流分开。

[0037] 这样做的优点在于,在气管或支气管的中间位置,圆柱形的套囊(当充气时)握着所述射流通气导管的末端,降低了在操作气道过程中位移的危险。

[0038] 通过套囊的折叠,甚至是“非阻塞的”套囊(即通过抽气抽空的套囊)保证了所述换气内腔的自由开口不会被吸到气管的内壁上。尽管如此,可以想像使用扣子(例如,平放在套囊中)的情形,其中,所述扣子握着气管或支气管中内腔中的所述射流通气导管,甚至是所述套囊是完全空的。

[0039] 在每个换气周期中的手术 / 医疗介入过程中,所述套囊也可以被持续地或间歇性地充气。

[0040] 若所述套囊在 20 至 30 毫巴压力的持续“阻塞”下,在套囊上部的气道将会被完全地与套囊下部的气道(即,朝向肺末梢区域)独立开来,其中 20 至 30 毫巴压力在气管导管(在传统的控制换气中,建立 20 至 30 毫巴的压力对于足够的气体交换是必须的)中是一种习惯。

[0041] 然后,在套囊上部的气道将向外部开放,而在套囊下部的气道与外部隔离,从而产

生了经典射流通气（一般情况下，在经典射流通气中是一个开放的气道）、带有抽气辅助呼吸的正常通气控制换气，甚至是可以阻塞的气道中产生。

[0042] 通过将套囊阻塞可以向病人提供较纯的氧气，在使用电烙术的激光外科手术以及在经典的射流通气中，也不会增加依靠氧气燃烧的这些情况下的风险，而增加氧气浓度对于这些情况是必需的。

[0043] 可选地，通过在吸气过程中间歇地对套囊进行充气，以及在呼气过程中对套囊进行排气/挤压，即无需测量肺内部气压就可以容易地避免太高的正压力或负压力在肺中形成。

[0044] 可选地，这种情况也是有益的：当所述套囊被充气，然后通过自动抽气再次对套囊进行排气，并与换气进行同步，其中换气是通过自由开口进行换气的，而不是通过独立的管道，通过自由开口所述套囊可以与射流通气导管的换气内腔进行交换。当制成套囊的材料为弹性材料时，可充气的套囊在材料本身的恢复力的作用下排出的速度更快。

[0045] 因此，在吸气过程中可以抑制文氏管效应，从而显示了射流通气的特征，通过该特征气体从气道上部进入肺中，吸入的氧气浓度被降低，从而可以在每次呼气的基础上通过外部空气来确保压力补偿。

[0046] 进一步地，通过对套囊的不完全充气（“漏气”套囊）或只有较小的压力的充气（例如 5 毫巴），可以保证在肺中出现过压或低压情形下，所述套囊不会绷紧，从而起到过压或低压活塞的功能。

[0047] 所述套囊以及换气的肺的密封也保证了在使用电烙术的激光外科手术中，在套囊上的操作介入而释放的毒烟、病毒颗粒或细胞破裂不会进入换气的肺中，其中，至少在吸入过程中所述套囊以及换气的肺的会发生密封。进一步地，手术中周围环境的空气也不会随着从肺中流出的气体以及引入的毒烟或病毒颗粒而发生改变。

[0048] 通过所述套囊的方式，当有需要时，具体地，在使用电烙术的激光外科手术中，很容易实现从经典的射流通气转换为带有辅助呼吸的射流通气，然后也可以在手术完成后转换加经典的射流通气，以使用户苏醒过来。

[0049] 在通过抽气将套囊完全抽空后，所述射流通气导管可以回归到初始状态而不会在病人气管中留下什么问题。进而，氧气可以通过射流通气导管进行有效地管理，而不会存在任何危险，急救情形下的病人也可以进一步地获得（支持性的）换气。

[0050] 所述射流通气导管也可以被用于插管法和重插管法中。为了完成这个目标，所述射流通气导管可以合适的方式被简单地延长，从而可以作为传统管子的向导。可选地，将一根柔软的金属丝插入并穿过所述射流通气导管的内腔进入到气道的更深处，然后移除所述射流通气导管，再将一根合适、柔软的杆（换管器）与所述金属丝接合，从而放置在气管中，之后传统的导管在该柔软的杆上推进至气管。

[0051] 尽管原则上可以在换气的短暂暂停过程中通过换气内腔对肺内部的压力进行测量，但是还是应该提供一个附加的压力测量管道以用于持续监视肺内部的压力。在测量过程中，硬膜上导管的内腔已经证明了这点。尽管在吸气和呼气的过程中，带有这种小内腔的管道中的空气柱只支持稍微延迟的、削弱的压力测量，但是仍然支持对平均压力（以重要参数的形式）进行较为简单、精确的监视。原则上，当然也可以通过液柱的方式进行精确的压力测量，通过在压力测量管道中填充消过毒的液体，作为示例性地，再将其连接到一个传

感系统。也可以使用小型化的电子压力传感器来测量,这从需求空间和生产技术来说都是有好处的。尽管如此,空气柱或液柱看起来让用户觉得易受到技术上的缺陷的影响,但是其功能还是可以较为容易地通过流经该测量管道被保证和校核。

[0052] 之后在换气的肺部的压力测量可以帮助控制换气设备,例如,基于在国际专利申请 WO 2008/113752A1 中描述的气流逆转组件,这样,可以根据各种换气情况,以力度和持续时间形式调整病人吸入或呼出的气流。具体地,根据在气道区域进行的电烙术激光外科手术中逐步增加的工具,射流通气导管应尽可能地由非可燃/非易燃材料制成。具体地,由于在使用纯氧气进行换气情形下,在病人气道处的潜在危及生命的燃烧可能发生,因此,这是最基本的要求。

[0053] 根据本发明实施例,成管状的导管 1 在图 1 中被示出。该导管 1 具有一个最大化的外直径 D ,为 6mm,优选地,该外直径应少于 4.5mm。设置一个圆形的横截面对该导管 1 来说不是必需的,也可以用椭圆形的横截面替代。换气管道 2 在导管 1 的内部进行延伸,换气管道 2 也可以被称为内腔,用于传送氧气或包括氧气的空气,以及移除呼出的气体。圆形的横截面对换气管道 2 来说也不是必需的,该换气管道 2 的内直径少于 4.5mm,优选地,少于 3mm,该换气管道 2 还为射流通气提供了呼气辅助,在呼气过程中呼吸的气体可以在换气管道 2 进行双向流动。因此,在高压情况下、低压情况下以及弯曲情况下,导管 1 的结构应保证换气管道的横截区域不会发生大的改变。换气管道 2 设置有一个开放端 3,通过开放端 3 呼吸的气体可以流入流出病人的气道。为了传送氧气或包含氧气的气体,以及移除呼吸的气体,换气管道 2 的另一端被设计为连接器端 4,可以将其连接到一个供给系统 19(如图 5 所示),具体地,或连接到作为供给系统 19 的替换或一部分的气流逆转组件。在导管 1 中还设置有一个延伸的压力测量管道 5,压力测量管道 5 包括一个靠近换气管道 2 开放端 3 的测量端 6,另一端为测量连接器端 7。测量端 6 应相对于换气管道 2 的开放端 3 稍微偏移一点进行安置。基本上,测量端 6 这样设计和安置是很重要的,这样在将呼吸的气体通过换气管道 2 吸出时,测量端 6 不会被组织、分泌物或其它类似阻塞。导管 1 的外表面应覆盖或镀上不燃物材料,除非整个导管是由不燃物材料制成,从而降低燃烧的风险,特别是在氧气充足的环境下。在离换气管道 2 的开放端 3 的不远处,围绕其外表面设置有一个膨胀体 9,具体地,膨胀体 9 以套囊的形式。供给管道 8 通向膨胀体 9,通过供给管道 8 将液体传送到膨胀体 9 或从膨胀体 9 中移除液体。在供给管道 8 的另一端,为供给连接器端 10,该连接器端 10 可以连接到惯用的设备,这些设备本质上是用于操作膨胀体 9 的。具体地,膨胀体 9、供给管道 8 以及相关的操作组件可以填充不燃以及不易燃液体或气体,具体地,如氮气、惰性气体、水或盐水溶液。膨胀体 9 可以通过供给管道 8 供给较多的液体,以使得膨胀体 9 可以紧贴在插入位置周围的内壁上,从而将导管 1 保持在其位置上,并把膨胀体 9 的流入流和流出流彼此封锁起来。在膨胀体 9 的内部,膨胀体 9 也可以具有稳定装置 24(如图 3 所示),即使没有通过液体进行将膨胀体 9 撑大,膨胀体 9 也维持一定的形状或膨胀力。该稳定装置(可能包括,例如,带子、棉球、凝胶等等)的目的在于使之与膨胀体结合在一起用于保持膨胀体的形状,当膨胀体没有充气或液体时,至少可以保持部分展开的形状。

[0054] 为了说明横截面的大小比例,图 2 示出了沿着图 1 中线 II-II 的横截面,从该横截面可以看出,与外直径为 D 的导管关联的内直径为 d 的换气管道 2、压力测量管道 5 以及供给管道 8 排列在一起。在该示例性的实施例中,在导管中的单个管道之间是独立形成的,尽

管如此,也可以将三个独立的管道安排在一个套囊中或在换气管道中将供给管道和压力测量管道作为独立的管道。

[0055] 图 3 示出了图 1 中沿着线 III-III 的横截面,也就穿过膨胀体 9 的一个平面,其中可以看到,内直径为 d 的换气管道 2 以及压力测量管道 5。由于供给管道 9 不只通向至膨胀体的开始处,所述该管道在该横截面中不再示出,若示出也没有作用。

[0056] 图 4 示出了本发明用于带有呼气辅助的射流通气的套管。为了从病人的外部穿透至气管,该套管 11 被设计为导管状。在包括该套管 11 的较优实施例中,为了穿透至气管,在套管 11 的内部或外部设计有套管针。在本发明实施例中,套管针设置在套管的内部,在插入之后套管针可以移除,然后将套管 11 连接到供给系统或气流逆转组件。导管 11 设置有第一换气套管管道(内腔)12,以用于传送氧气以及移除呼吸的气体,其中第一换气套管管道 12 包括一开放端 13 以及一个连接器端 14。进一步地,套管 11 设置有一个压力测量管道 15,压力测量管道 15 与第一套管管道 12 并排延伸,在靠近套管末端压力测量管道 15 有一个测量自由开口 16,在其另一端有一个测量连接器端 17。第一套管管道 12 的连接器端 14 以及测量连接器端 17 可以被连接在一起,以和图 1 中所述的导管的使用一样。如前所述,并不只有氧气是通过带有呼气辅助的射流通气注射进肺中的,呼吸的空气中的抽出与传送也是通过带有呼气辅助的射流通气实现的。即使在头至颈的区域气道被完全阻塞,仍然可以有效地使用经气管换气的射流通气。不管气道被阻塞的情形,为了保证不会在肺中形成高压,在套管中设置一个独立的测量管道是特别有益的。再一次地,套管 11 的压力测量管道 15 的测量自由开口 16 应被设计和安放,这样在克服压力测量管道 15 被阻塞、建立一种高安全的情形下,可以在气管中进行间歇性地或持续的压力测量。在另一优选实施例中,在测量管道 15 插入气管时,测量管道 15 与套管分离,只有在当套管通过测量连接器端 7 插入并穿过换气管道 12 时才移除套管。再一次地,套管 11 的压力测量管道 15 中的测量自由开口 16 应被设计和设置,套管 11 的压力测量管道 15 的测量自由开口 16 应被设计和安放,这样在克服压力测量管道 15 被阻塞、建立一种高安全的情形下,可以在气管中进行间歇性地或持续的压力测量。

[0057] 图 5 示出了本发明中的导管 1 以及各种外围设备。首先,将引导金属丝 18 通过换气管道 2 的连接器端 4 插入换气管道 2,以增加导管 1 在定位过程中的硬度,从而使得开放端 3 可以被移动到病人气道的合适位置。在换气管道被阻塞的情况下,该引导金属丝 18 可以用来将分泌物或组织推出换气管道 2。当引导金属丝 19 移除后,连接器端 4 可以连接到供给系统 19 和 / 或气流逆转组件。在最简单的情形下,气流逆转组件可以根据 WO 2008/113752 国际专利申请文献中描述的进行操作,尽管如此,也可使用一个自动的气流逆转组件或自动的供给系统 19,其中阀门 25 可由控制处理器 21 进行控制,以保证氧气或包括氧气的气体以及呼吸气体可以从换气管道中交替地进行传送和移除。

[0058] 进一步地,图中还示出了压力显示装置 20,并将导管 1 的测量连接器端 7 连接到压力显示装置 20。可选地,为了进一步提高系统的自动化,图 5 描述了作为压力测量管道 5 的替代,使用电子压力传感器 22 的实施例,将传感器 22 与信号线 23 整合到导管 1 中。在这种情形下,电子压力传感器 22 的传感信号反馈给控制处理器 21 以用于控制气流逆转组件或供给系统 19 中的阀门 25。

[0059] 本发明提供高了带有呼气辅助的射流通气的安全性,并扩展了通过较小横截面的

导管实现的换气方法的使用范围。

[0060] 本发明中的导管和 / 或套管可以用来给依靠自身难以完成呼吸的病人进行换气。具体地,该导管和 / 或套管可以用来给气道部分甚至完全阻塞的病人进行换气。通过使用该导管和 / 或套管,可以使得这些病人通过带有呼气辅助的射流通气的内腔完成正常换气,具体地,该内腔的直径为 1.5mm 至 4.5mm,优选地,为 3mm 或更小。

[0061] 进一步地,通过使用本发明中的导管和 / 或套管以及位于或靠近导管和 / 或套管末端的膨胀体是有益的,可以保证在使用中以及其它情况下:a) 气道的正常阻塞(从而可以避免病人接触到激光切除过程中吸入的烟以及吸出的血液、致癌物或病毒物,也排除了医护人员被感染的风险);b) 本发明中导管和 / 或套管的位置固定于气道的旁边或周围;c) 导管和 / 或注射针管不会对气道组织造成损害或伤害。优选地,膨胀体包括一个可充气套囊。优选地,在使用过程中,膨胀体可以通过吸入类似惰性气体的物质进行扩展,具体地,吸入物可以为氮气、一种或多种惰性气体或不燃液体,不燃液体可以为水或盐溶液。具体地,膨胀体的大小、至少其中一个直径可以通过膨胀体吸入的气体或液体进行控制。

[0062] 具体地,病人的带有呼气辅助的射流通气方法可以用于下述症状:

[0063] a) 经气管的射流通气;

[0064] b) 在阻塞、几乎完全或完全阻塞气道的情形下,通过小内腔导管的换气,其中气道的阻塞可以是由于咽部的、喉部的、气管的或支气管的瘤(例如,癌、粘膜下肿瘤、出血、肺气肿)引起的;

[0065] c) 通过小内腔导管的单肺换气;以及

[0066] d) 在气道限制人工气道(例如,气管内的管子)情况下的诊断和 / 或治疗换气,其中人工气道可以设置用来维持病人足够的换气。

[0067] 具体地,病人的带有呼气辅助的射流通气方法可以用于下述疾病症状:

[0068] a) 咽部、喉部、气管或支气管阻塞,所述阻塞限制了来自肺中被动的回流;

[0069] b) 咽部、喉部、气管或支气管阻塞,所述阻塞限制了人工气道(例如,气管内的管子)的大小,其中人工气道可以设置用来维持病人足够的换气,

[0070] c) 咽部、喉部、气管或支气管阻塞,所述阻塞限制了人工气道(例如,气管内的管子)的大小,其中人工气道可以在气道的诊断和 / 或治疗过程中,设置用来维持病人足够的换气;

[0071] d) “不能换气,不能插管”的情形;以及

[0072] e) 通过交替产生负的和正的胸内压力,以用于支持心脏和循环系统康复。

[0073] 术语正常换气(normoventilation)可以理解为(与足够的氧气处理相结合)通过有氧的新陈代谢(以肺泡换气速度的新陈代谢,该肺泡换气速度在任何代谢速度下会产生 40 毫米汞柱的肺泡二氧化碳压力)来移除适量的二氧化碳。

[0074] 优选地,在本发明中的导管和 / 或套管由不燃材料制成,从而可以抵抗激光束,具体地,可抵抗经常在医疗应用中使用的激光束。

[0075] 优选地,该换气方法是一个人工换气方法,在该方法中进出病人气道的呼吸气流由人工进行控制,即:不需要自动供给系统或自动气流逆转组件的帮助,在这种情况下,气流的方向由操作者人工进行控制。任何类型的气流逆转组件可以与本发明中的导管和 / 或套管一起使用。优选地,根据国际专利申请文献 WO 2008/113752A1 中气流逆转组件进行

使用,在此参照其使用,具体地,参照其中关于气流逆转组件形成和成形使用方式。

[0076] 进一步地,在本发明中提出了一种病人的带有呼气辅助的射流通气方法,其中,病人气道和 / 或肺中的呼吸气体的压力是可以控制的,具体地,该压力用于控制流入流出病人气道的呼吸气体的容积流量。

[0077] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

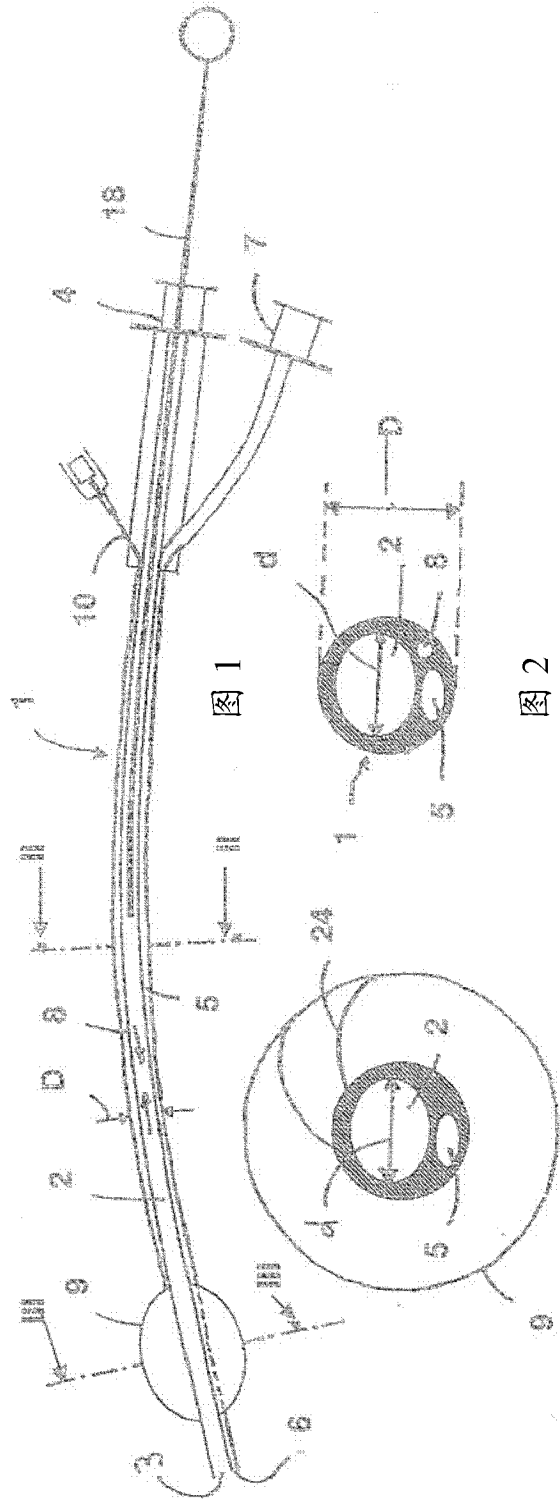


图 1

图 2

图 3

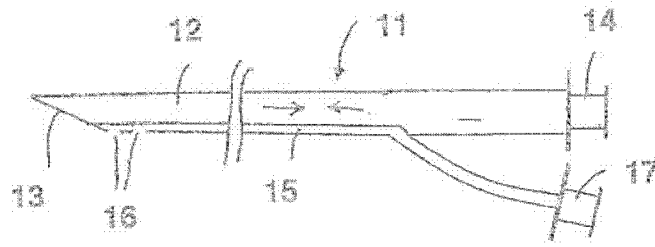


图 4

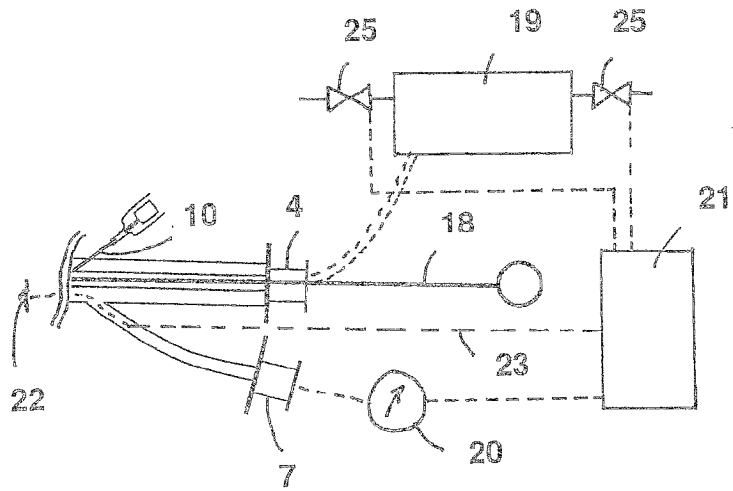


图 5