

全国呼吸治疗技术专业规划教材

呼吸诊断和治疗设备

HUXI ZHENDUAN HE ZHILIAO SHEBEI

主编 应可净 袁月华



郑州大学出版社

全国呼吸治疗技术专业规划教材

呼吸诊断和治疗设备

HUXI ZHENDUAN HE ZHILIAO SHEBEI

主编 应可净 袁月华



郑州大学出版社

郑州

图书在版编目(CIP)数据

呼吸诊断和治疗设备/应可净,袁月华主编. —郑州:郑州大学出版社,
2012.9

全国呼吸治疗技术专业规划教材

ISBN 978-7-5645-0950-9

I. ①呼… II. ①应…②袁… III. ①呼吸系统疾病-诊疗-医疗器械-教材
IV. ①R560.8

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2012) 第 149463 号

郑州大学出版社出版发行

郑州市大学路 40 号

出版人:王 锋

全国新华书店经销

河南写意印刷包装有限公司印制

开本:787 mm×1 092 mm 1/16

印张:15.75

字数:392 千字

版次:2012 年 9 月第 1 版

邮政编码:450052

发行部电话:0371-66966070

印次:2012 年 9 月第 1 次印刷

书号:ISBN 978-7-5645-0950-7

定价:30.00 元

本书如有印装质量问题,由本社负责调换

作者名单



主 编 应可净 袁月华

副主编 葛慧青 段开亮 徐培峰

编 委 (按姓氏首字拼音为序)

陈恩国 段开亮 葛慧青

陆志华 骆荣华 邱文芳

舒德贵 王吉梅 徐培峰

应可净 袁月华 郑劲平

前言

心肺功能不全是心肺本身疾病及各类危重疾病最为常见的并发问题,需要专业抢救、治疗仪器进行支持治疗。美国于 20 世纪 40 年代率先提出并组建了呼吸治疗学科,于 1947 年成立美国呼吸治疗学会(AARC),将呼吸治疗专业化。

浙江大学附属邵逸夫医院于 1994 年组建了呼吸治疗科,早期得到美国加州 Loma Linda 医科大学的大力支持,经过近 20 年的发展已建立起较为规范、专业的呼吸治疗工作体系,是目前国内规模最大的呼吸治疗团队。之后,北京、浙江、四川、湖南等地的大型医院也先后成立了呼吸治疗科。1997 年,华西医科大学设立了呼吸治疗本科专业,这是中国第一个培训呼吸治疗师的专业。西安、郑州等地的高校也开始设立呼吸治疗专业,呼吸治疗学科在中国日渐发展起来。

呼吸治疗作为一门技术操作性很强的学科,需要用到各种仪器与设备。《呼吸诊断和治疗设备》重点介绍机械通气机、氧疗设备、纤维支气管镜、睡眠呼吸监测仪、肺功能仪等的工作原理、使用方法及设备维护,希望能作为呼吸治疗专业教材与呼吸治疗工作蓝本,能为正在开展或希望开展呼吸治疗与教学工作的单位提供一定的帮助。

本书编写及出版过程中,得到了兄弟院校许多专家、教授的支持与帮助。在此特别感谢广州呼吸病研究所郑劲平教授对本书“肺功能检查仪器”一章的编写与审阅的指导。感谢郑州大学出版社对本书的大力支持!

由于编写时间仓促,编者水平有限,书中疏漏甚至错误之处恐难避免,欢迎同道及广大读者给予批评指正。

编者

2012 年 5 月

目 录

第一章 医疗气体的生产和供应	1
第一节 气体的特性和运动规律	1
第二节 医疗氧气的生产	3
第三节 氧气的储存	5
第四节 氧气调节装置	7
第五节 氧气的管道供应	10
第六节 其他医疗气体	11
第二章 医疗氧气使用设备	12
第一节 低流量给氧器具	12
第二节 高流量给氧器具	17
第三节 高压氧舱	21
第三章 湿化与雾化治疗设备	23
第一节 吸入气体的湿化	23
第二节 雾化治疗	37
第四章 肺膨胀治疗设备	49
第一节 诱导式肺量计	49
第二节 间歇正压通气装置	54
第三节 气道正压装置	64
第四节 胸部物理治疗装置	68
第五节 高频振荡装置	70
第五章 气道管理设备	76
第一节 气道支持装置	76
第二节 气道控制装置	79
第三节 气道隔离装置	86
第四节 人工气道的管理设备	89
第五节 复苏装置	91
第六章 机械通气设备	93
第一节 呼吸机的构成及功能	93
第二节 呼吸机的工作原理	106

第三节	呼吸机的图形绘制及分析	131
附	体外膜肺氧合	159
第四节	呼吸机举例	161
第七章	通气及氧合功能检测设备	177
第一节	血气分析与酸碱平衡检测仪	177
第二节	脉搏血氧饱和度	185
第三节	呼气末二氧化碳分压	188
第八章	肺功能检查仪器	193
第一节	肺功能检查仪工作原理	193
第二节	临床常用的肺功能检查项目及指标	200
第三节	肺功能仪器的发展方向	203
第四节	常用肺功能仪器介绍	204
第九章	支气管镜	210
第一节	支气管镜的结构和功能	210
第二节	支气管镜的工作原理	215
第三节	临床常用支气管镜简介	218
第十章	心血管系统监测评估设备	221
第一节	心电图机	221
第二节	心电监护仪	224
第十一章	睡眠监测仪	229
第一节	多导联睡眠监测仪工作原理	229
第二节	常用多导联睡眠监测仪器和设备	232
第三节	多导睡眠监测系统的操作过程及注意事项	233
第十二章	呼吸治疗相关设备的消毒、维护和保养	234
第一节	呼吸机及其附件的消毒	234
第二节	呼吸机的维护与保养	237
第三节	其他呼吸治疗器具的消毒和保养	239
参考文献		241

第一章 医疗气体的生产和供应

固态、液态、气态是物质存在的三大形态。在一定的条件下,物质可以在不同的形态之间进行变化。如我们所熟悉的冰在加热至熔点后可融化为水,而水在继续加热至沸点后气化成为水蒸气。物质处于不同形态时,具有不同的理化特性。医疗上常使用的气体在生产、储存和运输过程中就广泛地运用了物质的这些特性,而这些特性在疾病的诊断和治疗过程中也起着重要的作用。了解并熟悉医疗气体的特性和运动规律,是学习呼吸治疗学的基础和关键。

本章介绍气体的一些特性和运动规律,以及医疗氧气的生产、储存、调节和输送过程。

第一节 气体的特性和运动规律

一、气体的特性

气体是一种流体,具有流动性,没有固定的形状。相对于固态和液态而言,气态状况下物质密度更低,分子之间的吸引力更弱,气态物质体积更容易被改变。从微观的角度来看,气体分子在不停地做无规则运动,在运动过程中随机发生相互碰撞。分子热运动是气体进行弥散的基础,气体分子从气体分压高处向分压低处进行转移。影响气体弥散速度的因素有:①气体分压差,即分压差越大,弥散的速度越快;②气体的分子量,如气体弥散速度与气体的分子量的平方根成反比;③温度,温度越高,气体弥散速度越快;④气体的溶解系数,气体弥散速度与气体的溶解系数成正比,比如常压 37℃ 条件下氧在水中的溶解系数为 0.024,而二氧化碳的为 0.560,二者相差甚远,因此在体液内二氧化碳的弥散速度也比氧的快许多。

热运动学在研究气体时常用的指标包括温度(T)、压强(P)和体积(V)。物理学家通过大量的研究得出了它们相互之间的影响关系的理论,即著名的玻意耳定律、查理定律和盖·吕萨克定律(表 1-1)。它们描述的是一定质量的气体,在其中某个指标固定的情况下,另外两个指标之间的相互影响关系。需要关注的是,物理学在研究气体时使用的温度并非是我们常用的摄氏温度(t),而是热力学温度(T),两者之间的换算公式为 $T=t+273.15$ 。

表 1-1 气体的三大定律

气体定律	恒定指标	描述	基本关系
玻意耳定律	质量和温度	气体体积和压强成反比	$P_1 V_1 = P_2 V_2$
查理定律	质量和体积	气体压强和温度成正比	$P_1/T_1 = P_2/T_2$
盖·吕萨克定律	质量和压强	气体容积和温度成正比	$V_1/T_1 = V_2/T_2$

在上述三个定律的指导下,人们得出了描述理想气体状态变化的理想气体状态方程(也被称为克拉伯龙方程),即:

$$PV=nRT$$

上式中, n 为气体物质的量,单位是摩(mol); R 为比例常数,对于任意理想气体, R 为一固定值,约为 $8.31 \text{ J}/(\text{mol} \cdot \text{K})$ 。

二、气体的运动形式

像其他流体一样,气体的运动形式可以分为层流、湍流和可变流三种类型(图 1-1)。

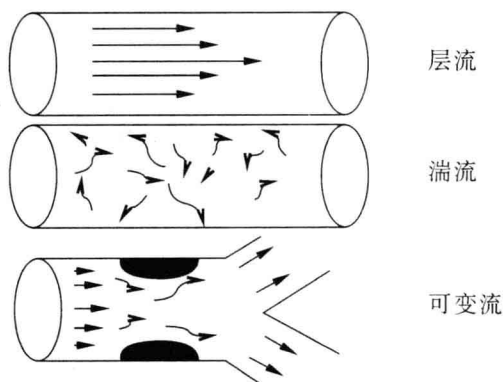


图 1-1 流体的运动方式

(一)层流

层流是流体在内壁光滑、半径大小不变的管道中的移动形式,其质点沿着与管轴平行的方向作平滑直线运动。流体的流速在管中心处最大,近壁处最小。在这种流体运动形式中,摩擦力仅存在相邻的两个流体层次之间,移动速度慢的分子层将拉慢速度快的分子层,即流体的黏滞性。故,当流体在管道中做匀速层流时,必须在管道两端维持一定压力 ΔP 以克服流体内部的摩擦力。根据泊肃叶定律可知:

$$\Delta P = 8\eta LQ/\pi R^4$$

上式中, Q 为流体流量, R 为管道的半径, L 为管道的长度, η 为流体的黏滞系数。

(二) 湍流

以湍流形式移动时,流体分子移动的方向更随机。和层流相比,湍流除了要克服摩擦力外,更主要的是要克服由湍流所产生的附加切应力引起的能量损耗。此时,泊肃叶定律已不再适用,驱动压和流体流量间的关系应满足:

$$\Delta P = fLQ^2 / 4\pi^2 R^4$$

上式中, f 为摩擦系数, Q 为流体流量, R 为管道的半径, L 为管道的长度, η 为流体的黏滞系数。

流体是以层流还是湍流的形式运动取决于雷诺系数(Re),当 Re 小于2 000时,流体以层流形式移动;当 Re 大于2 000时,流体多以湍流形式运动。雷诺系数和流体的平均流速、密度、管道半径成正比,与黏滞系数成反比。

(三) 可变流

流体移动时,在一部分管道以层流形式运动,另一部分呈湍流形式运动,即为可变流。维持可变流运动的压力可以通过计算维持层流和湍流压力之和得出。呼吸道内的气体运动方式就是可变流,在主气道呈湍流,而在周围气道,由于总体管道半径增大而呈层流。

三、气体的运动规律

(一) 连续性方程

连续性方程描述的是一连续性流体在运动过程中,流体密度 ρ 、流速 v 和管道横切面积 S 三者的关系($\rho vS=C$, C 为恒量)。因此,在不被压缩的前提下,流体流速和横切面积成反比,即管道越细的地方,流速越快。

(二) 伯努利方程

伯努利方程是理想流体流动的动力学方程,反映的是能量守恒。它是指流体在忽略黏性损失的流动中,流线上任意两点的压力势能(P)、动能($\rho v^2/2$)与势能(ρgh)之和保持不变,即:

$$P + \rho v^2 / 2 + \rho gh = C (C \text{ 为恒量})$$

因此,在高度一定的情况下,流速越快的地方,压力越低。这解释了在某些呼吸治疗设备中,当气体通过狭窄处,会使流速增加而局部压力降低的现象。

第二节 医疗氧气的生产

氧气是生命活动所必需的基本物质,临床很多疾病都会造成呼吸功能损害而引起组织器官氧气供应障碍,故氧气治疗是临床最常用且最有效的纠正呼吸功能障碍的气体疗法。氧气治疗在临床的运用范围越来越广泛,作用和地位越来越重要。一方面,氧气不仅仅用于普通缺氧患者,更用于手术过程中的麻醉患者和危重症患者的呼吸机支持;另一方面,氧气的需求量也越来越大,很多危重患者不仅需要长时间的氧气治疗,而且对氧气的流量和浓度

都有很高的要求。1988 年我国颁布了医用氧气 GB8982—88 的国家标准,1992 年国家技术监督局规定医用氧含量须 $\geq 99.5\%$,同时对水分、二氧化碳、一氧化碳、气态酸和碱、臭氧和其他气态化合物含量及气味作了规定,并把医用氧的使用标准列为国家强制性标准。至此,我国医疗用氧的管理开始步入规范化和合理化。

医疗氧气主要是根据氧气的物理和化学特性来生产的。氧气的制备有许多方法。目前,常用的生产方法主要有化学法、电解法和空气分离法。基于各种方法生产原理和工艺的不同,生产出来的氧气在产量、规模和氧气的特点上也各有不同。

一、化学法

中学化学课程上我们就了解到,很多化学反应会产生氧气,这些反应就是化学法生产氧气的原理。目前,化学法主要是通过对氯酸盐加热产生氧气。以氯酸钾(KClO_3)为例,氯酸钾在加热至 $400\text{ }^\circ\text{C}$ 可分解,从而产生氧气,1 kg 氯酸钾能分解出 270 L 氧气;此外,在 $400\text{ }^\circ\text{C}$ 的温度下用水蒸气分解锰酸钠(NaMnO_4),或者用硫酸作用于重铬酸钾($\text{K}_2\text{Cr}_2\text{O}_7$),也都能分解出氧气。

化学法生产氧气的优点是方法简单,生产场所占地小,生产出的氧气浓度高达 99%。因此,化学法制氧可以在高空、水下以及在有有害气体的环境下工作。缺点则是相对于其他方法而言,化学法生产氧气的原料价格较高,产量有限,不能够完全满足临床医疗对氧气的需求量。

二、电解法

电解法制氧的原理是通过直流电对水的电解。水在被电解的过程中,在电极的正、负两极分别产生氧气和氢气,将产生的气体分别加以收集并储存,即可制备氧气和氢气。在电解过程中,为增加水的导电性,一般可在水中加入硫酸盐。

电解过程中需要消耗大量的电能,且不能直接使用交流电,其成本极为昂贵。而且,同体积的氢气的价格远高于氧气,故工业上常是运用这种方法来生产氢气,氧气只是附加产品。

三、空气分离法

空气是多种气体的混合物,它的主要成分为氧、氮以及氩、氖、氦、氙等稀有气体;此外还有极少量的二氧化碳和水蒸气等。空气分离法就是通过物理方法将空气中的氧气分离出来。空气分离法又可以分为分馏法、吸附法和膜分离法。

分馏法是根据空气中各组成部分的沸点不同来制取氧气。在标准状态下,氧的沸点 $90.17\text{ K}(-182.98\text{ }^\circ\text{C})$,氮的沸点 $77.35\text{ K}(-195.80\text{ }^\circ\text{C})$,两者相差 $13\text{ }^\circ\text{C}$ 。低温液化分馏法就是利用氧、氮沸点不同把空气分离为氧气和氮气。氩的沸点为 $87.291\text{ K}(-185.86\text{ }^\circ\text{C})$,介于氧的沸点和氮的沸点之间,故在分馏的过程中,氩气将会影响到氧和氮的纯度。在生产过程中,首先将空气净化,过滤掉其中的尘埃、微生物、水分和二氧化碳等;然后将空气压缩、冷却后液化;再将液化后的空气通过分馏塔加温,空气中的各组成部分按照各自沸点的不同逐渐蒸发分离。分馏法可以得到较高浓度的氧气,通过二次精馏和三次精馏后,氧气浓度可

以达到 99.5%。由于原料是空气,制作过程成本较低,而且制作过程中除了能够得到高浓度氧气外,还可以得到高浓度的氮气和惰性气体,故分馏法制氧是目前国内外运用最为广泛的制氧方法。

吸附法是使用无机硅铝酸钠微粒作为吸附材料。当空气通过由无机硅铝酸钠微粒制成的分子筛时,分子筛可以选择性地吸附空气中的氮气和水分。采用吸附法可以得到浓度 93% ~ 95% 的氧气。需注意的是,分子筛长期工作后,吸附氮气的能力会逐渐降低,得到的氧气浓度也会降低。这时需要使用真空泵将分子筛中的氮气吸出来,以达到解吸的作用。吸附法制氧与分馏法相比较,两者需要投入的资本相差不大,技术都较为成熟,吸附法的缺点在于制取的氧气浓度相对较低,不能够达到医疗氧气的浓度需求,且长时间工作后,需要对分子筛定时解吸。

膜分离法是运用可以选择性通过氧气的有机聚合膜将空气中的氮气分离开,从而得到相对较高浓度的氧气。膜分离法工作简单,制作过程极为安全,目前主要用于家庭制氧机。但膜分离法得到的氧气浓度一般只有 40% ~ 50%,而且有机聚合膜的价格较贵。

第三节 氧气的储存

氧气的储存是氧气生产和使用之间重要的环节。目前,氧气的储存有两种形式,一是气态氧,通过提高氧气压力,减小氧气分子间的距离,从而使相同质量下气氧的体积变小,便于将其储存于耐高压的氧气钢瓶内;其二是液态氧,通过降低所制取气氧的温度,使其转变为液态,储存于液氧罐内。相同质量下液态氧的体积更小,更便于储存和运输。

一、氧气钢瓶

英国化学家玻意耳(Boyle)在 1662 年通过大量实验得出了气体的压力和体积之间的关系。玻意耳定律理论指出:在密闭容器中的定量气体,恒温条件下,气体的压力和体积成反比, $P_1 \times V_1 = P_2 \times V_2$,氧气气体分子间的距离越大,气体的体积也越大。为了方便储存,可以将氧气的压力提高以达到缩小体积的目的。在储存氧气的时候,常常将氧气的压力提高到 135 ~ 150 MPa(兆帕),这就要求作为储存容器的氧气钢瓶必须具有耐受高压的安全要求。

氧气瓶是医院、急救站、疗养院、家庭护理及各种缺氧环境补充用氧较理想的供氧设备。储存氧气的多少是评价钢瓶的重要指标,这和钢瓶的大小以及储气能力有关。氧气瓶的储气能力的标准是耐压能力。常规氧气瓶的压力上限为 15 MPa 换算为大气压约为 147 个大气压(1 兆帕=9.8 个大气压)。充气压力不得超过规定压力,常规充装的钢瓶内压力应在 12 ~ 15 MPa,严禁超装。氧气钢瓶的使用年限应不超过 30 年,且每隔三年应进行水压力测试,合格后方可继续使用,检测一般在充气单位进行。

在使用过程中,瓶内气体不能全部用尽,应保留不少于 0.05 MPa 的剩余压力,否则空气极易进入瓶内,影响下次充装时瓶内氧气的浓度。另外,氧气瓶与明火距离应不小于 10 m,不得靠近热源,不得受日光暴晒,应存放在干燥阴凉处。氧气瓶在运输和装卸时,要关紧瓶阀,拧紧帽盖,轻移轻放,不得碰撞滑滚,防止钢瓶撞击。

1. 钢瓶上的重要标识 为区别不同的气体钢瓶,按国家标准规定,钢瓶被涂成各种不同的颜色。氧在液态和固态时是蓝色的,故氧气瓶身涂天蓝色漆,使用黑色字。此外,氮气钢瓶为黑色、黄字;压缩空气钢瓶为黑瓶、白字;氢气钢瓶为深绿色、红字。除了颜色以外,氧气钢瓶上还有一些其他重要标识,如钢瓶的大小、耐压能力、生产厂家和日期等。

(1)容量 在钢瓶的瓶肩上刻有钢瓶的容量,比如 15 L 的氧气钢瓶会在钢瓶上有“V15”的钢印。在压力一定的情况下,钢瓶容量越大就能装越多氧气。目前国内市场上流通的医用氧气瓶规格较为混乱,4 L、10 L、15 L 和 40 L 规格的氧气钢瓶较为常见。

(2)使用压力 耐压能力是决定氧气瓶安全性的主要参数。我国的钢质氧气瓶一般来说使用状态下的压力上限都定为 15 MPa,钢瓶上标有钢印“WP15”字样。在氧气的充装过程中,氧气压力不得超过钢瓶的耐压能力。

(3)生产厂家和生产时间 钢瓶的允许使用时间为从生产日期开始计算,不得超过 30 年。钢瓶瓶身会标有钢瓶生产的年份和月份。钢瓶的生产厂家一般也要求以缩写的形式标注在瓶身上。

(4)工业用氧和医用氧气 氧气钢瓶在生产厂家出厂时是一样的生产工艺和标准,并没有医用和工业用的区别。但是在装瓶时,为了区别医用氧气和工业氧气,防止患者误吸入工业用氧,在储存医用氧气的钢瓶上面都喷上红底白十字的标志。

医用氧气与工业氧气的区别在于,医用氧气在生产过程中经过多次压缩和冷却再经过 $-183\text{ }^{\circ}\text{C}$ 低温处理,反复精馏提纯,清除灰尘和杂质、一氧化碳、二氧化碳和水蒸气,较为纯净。而工业氧气一般仅对氧气浓度有要求,含有较多的一氧化碳、甲烷等有害气体,水分、细菌和灰尘含量也较高。这些杂质和有害气体对呼吸道都能造成损伤。患者吸入工业氧气后,会损伤鼻黏膜,还会损伤下呼吸道,引起呼吸道黏膜水肿,气道痉挛,导致通气功能障碍、呼吸困难、低氧血症等。

(5)所属单位 氧气制造厂家对自厂所属的钢瓶负有管理和质检责任,所以应在自厂的氧气瓶上喷上自厂的公司名称。国家规定氧气瓶的安全性检测、各项故障的排查都由所属厂家来完成。

2. 评估钢瓶内氧气量 使用氧气钢瓶时,应了解钢瓶内储存的氧气量,以评估钢瓶能够持续供气的时间。

钢瓶内储存氧气量的多少和钢瓶的大小以及钢瓶内压力多少有关。医用氧气瓶越大,钢瓶内的压力越高,瓶内的氧气含量也越多。医用氧气瓶的大小是以升为单位的,10 L 钢瓶大约能容纳 10 L 的水。充满的医用氧气瓶中压力是一样的,与钢瓶的容积无关。在满瓶状况下钢瓶内所储存的氧气量反映的就是钢瓶的最大储存气体量。因此,很容易理解,钢瓶的最大储存气体量只和钢瓶的大小有关系。在氧气钢瓶的使用过程中,随着氧气的消耗,钢瓶内气体压力也逐渐降低。从厂家生产出来的满瓶的钢瓶内压力一般介于 135 ~ 150 个大气压之间,打开压力阀后,可见钢瓶上压力表的指针介于 13.5 ~ 15 MPa 之间。尽管相同容积的钢瓶内压力越大装的氧气就越多,但压力并不是越大越好,常规医用氧气钢瓶的压力上限为 15 MPa,也就是说 10 L 的氧气钢瓶最多只能灌 1 500 L 的氧气。

钢瓶内储存的氧气越多,那么临床维持使用的时间越长。此外,钢瓶能够维持使用的时间和氧气消耗的速度有关。氧气消耗的速度常用氧流量来判断。

举例说明,如果一个患者使用的是 20 L 的氧气钢瓶,钢瓶内压力现在显示的是 13.5 MPa,患者使用的氧气流量是 10 L/min(默认使用环境下的大气压力是一个标准大气压)。那么钢瓶内被压缩氧气的体积为:

钢瓶内被压缩氧气的体积=钢瓶体积×钢瓶内压力/减低压力后患者吸入氧气的压力

$$\approx 2\,700\text{ L}$$

维持时间=钢瓶内被压缩的氧气体积/气体流量

$$= 2\,700/10 = 270\text{ min}$$

二、低温液氧

低温液氧在储存和运输上较氧气钢瓶有优势。根据波意耳定律, $P_1 \times V_1 = P_2 \times V_2$, 可以看出,使用氧气钢瓶时,如果将氧气压缩在 15 MPa 下,可以将一个标准大气压下的氧气体积压缩为 1/150。而氧气在低温液态时的密度是 1140 kg/m³, 即 1 140 g/L, 故 1L 液态氧含有 1 140/32 mol 氧气。气体的摩尔体积为 22.4 L/mol。通过计算 1 L 液态氧相当于标准状态下 800 L 左右的氧气,而如果在常温常压下,则约为 860 L。由此可见,相同体积下,液态的氧气存储量比氧气钢瓶高。

低温液氧一般储存于液氧罐内。液氧罐就像一只热水瓶胆,由内外两层钢壳组成,中间真空并填充热传导性极差的惰性气体。液氧罐内的氧气处于液态和气态的动态平衡,在液氧用尽之前,液氧罐内氧气压力基本维持不变。因此,我们无法根据液氧罐内氧气的压力来判断氧气能够维持使用的时间,而只能够根据液氧的质量计算液氧罐内氧气含量。

液氧罐内氧气含量=[液氧质量(kg)/液氧密度]×体积换算系数

$$= \text{液氧质量(kg)} \times 860/1.140 (\text{L/kg})$$

例如,液氧的重量是 3.2 kg,换算成常温常压下则是 2 414 L,如果患者使用氧气的流量是 8 L/min 的话,可以使用约 5 h。低温液氧在临床中主要用于大型医院的集中供氧。

第四节 氧气调节装置

无论是钢瓶还是液氧罐储存的压缩氧气,其压力都远远高于临床的需求。因此在使用前,都需要将其压力和流量进行调节,以满足临床各类治疗设备的需要。如果是使用中央供氧系统,氧气压力一般直接调节为 50 psi(1 psi=6.895 kPa)左右,而如果是在床旁直接使用氧气钢瓶的话,一般需安装减压阀装置,通过减压阀调节氧气压力至合适范围。

一、压力调节

调节压力使用的是减压阀,按照减压阀是否可进行调节可以分为固定式减压阀和可调式减压阀。固定减压阀是将输出氧气的压力调节为某个固定值,这个压力的大小在减压阀

生产出来时就已固定;使用可调式减压阀时的输出氧气的压力是可以调节的,主要是通过一个可调式弹簧来改变薄膜对高压室的压力大小来起到调节气体压力的作用。

1. 固定式减压阀 固定式减压阀的示意图如图 1-2。当橡皮薄膜静止不动时,其两边的压力维持平衡。当低压室内压力高于目标压力时,橡皮薄膜向下移动,通过顶杆带动活门向下,关闭高压室和低压室之间的通道。随着气流的输出,低压室压力逐渐降低,当其低于目标压力时,橡皮薄膜向上移动,顶杆带动活门向上,高压室和低压室的通道开放,低压室压力逐渐恢复以维持目标压力。

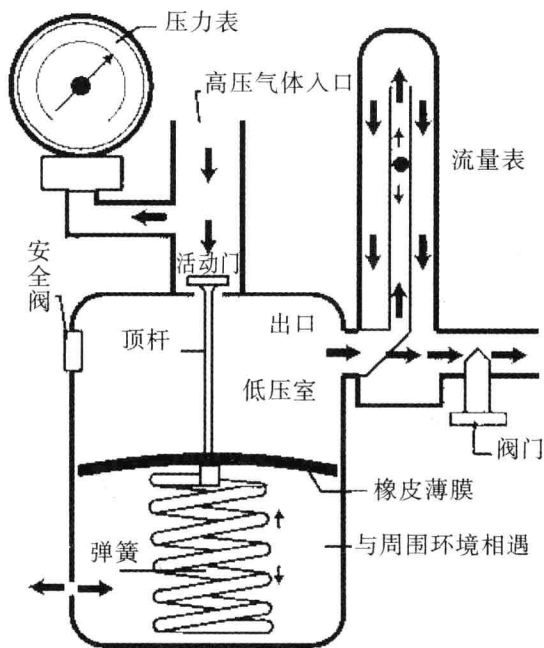


图 1-2 固定式减压阀

2. 可调式减压阀 可调式减压阀的示意图如图 1-3。与固定式减压阀相比,可调式减压阀下面的弹簧可以通过调压螺丝来调节,从而改变橡皮薄膜下弹簧的弹力。此时,为维持薄膜上下力的平衡,低压室内气体需要达到新的压力,也就是新的目标压力。需要指出的是,目标压力可以通过观察压力表来了解。临床上,氧气钢瓶最常使用的减压阀就是可调式减压阀,其优点是可以根据临床需要来调节输出压力。

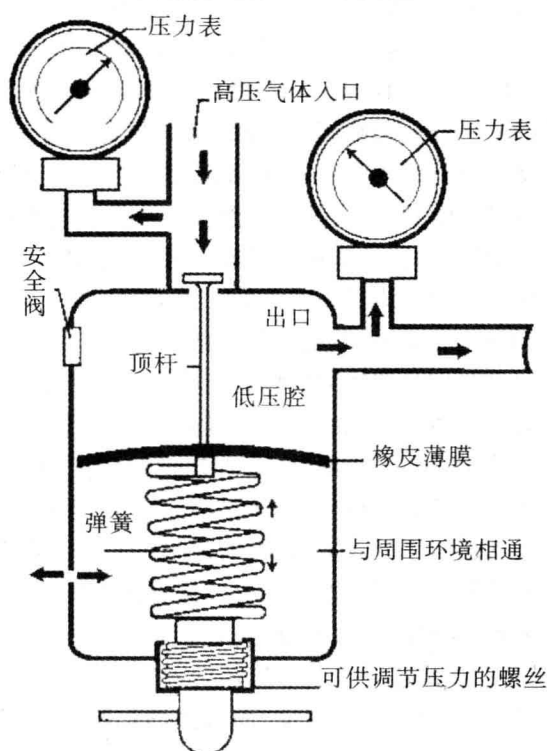


图 1-3 可调式减压阀

二、流量调节

减压阀的作用是将储存器内的高压气体降低至工作压力,以满足各种呼吸治疗设备的工作需求。而流量计对氧气气流的调节,可以视为是对药物剂量的控制,以满足各种患者的需求。流量计可以分为重力型流量计、节流器和簧管式流量计。

1. 重力型流量计 重力型流量计也称浮标式流量计(thorpe tube flowmeter),是国内最为常见、临床运用最为广泛的流量计。浮标式流量计是由透明材料制成,内有一上大下小的气体通道和球状浮标。当流量计开启时,浮标上下各形成一个压力 P_1 和 P_2 。 P_1 与 P_2 的压力差与气体流量和气体通道的管径有关。当流量越大或管道管径越小时,这个压力差越大;反之,当气体流量越小或管道管径越大时,这个压力差越小。而这个压力差的大小将决定浮标的运动。当流量计开启,压力差大于浮标的重力时,浮标将向上运动,浮标所处气体通道管径逐渐增大,压力差逐渐降低,直到和浮标重力达到平衡;而当气体流量降低时,浮标上下压力差变小,低于浮标重力,浮标向下运动,浮标所处气体通道管径变小,压力差逐渐增大,直到和浮标重力平衡。由此可见,气体流量越大,浮标在流量计中所处位置越高;而气体流量越小,浮标在流量计所处位置越低,所以可以将浮标位置与气体流量联系在一起。这就是浮标式流量计的基本原理。

浮标式流量计是通过调节阀来调节气体流量的。根据调节阀所处位置,可以将浮标式流量计分为非补偿型(uncompensated thorpe tube)和补偿型(compensated thorpe tube)两种。

非补偿型流量表的调节阀在流量计的前端,调节阀前端的压力为 50 psi,而调节阀后端与大气相通,默认为一个大气压,当流量计输出回路阻力明显增大时,浮标上方的压力必然会明显增大,导致浮标向下运动,流量读数较正常流量低。而在补偿型流量计中,调节阀位于流量计的后端,因此浮标所处气体通道内的压力为 50 psi,只有当流量输出回路内的阻力超过 50 psi 时,才会对浮标所处位置产生影响。一般来说,流量计输出回路内压力不太可能超过 50 psi,故这些影响可以忽略。由上可见,补偿型浮标式流量计的流量读数更为准确。

需注意的是,浮标式流量计的浮标重量一旦确定后,流量计读数和浮标所处管径密切相关。在使用的时候应该保持浮标式流量计始终处于垂直的位置,不能倾斜或倒置。

2. 节流器 节流器(flow restrictor)是最为简单的流量调节装置。根据欧姆定律可知,在压力差不变的情况下,通过节流器的气体流量与节流器的阻力成反比,而节流器的阻力和节流器的管径大小相关。实际上,节流器前端的压力是固定的,而节流器后端的压力相对于节流器前端压力而言极小,前后压力差可以视为零,故通过特定型号的节流器就可以得到特定的气体流量。为了方便流量的调节,节流器口径分为不同等级,每一口径都对应一个输出流量。

3. 簧管式流量计 从欧姆定律可以知道,在节流器的口径,即阻力不变的情况下,通过节流器的气体流量与节流器前后的压力差成正比。簧管式流量计(bourdon gauge)的原理就是在节流器前加一个减压阀,通过减压阀对节流器前后压力的调节来改变气流的大小。和节流器一样,簧管式流量计的流量也会受到节流器后方压力的影响。

在转运患者过程中,氧气瓶位置难以固定,而节流器和簧管式流量计不受重力的影响,是转运患者时的优良选择。

第五节 氧气的管道供应

随着医疗设备的不断更新,医院用氧呈现集中化的特点。以往只在治疗区域内放置数个氧气钢瓶的做法,不仅搬运时浪费人力,而且需要专门的空间进行放置,同时又很难满足手术室、监护室、急诊等科室大规模用氧的需求。故现在国内外各大医院已经普遍采用了将医用供气气源统一集中,经过减压后通过输送管道直接输送到各个治疗区域的方法。这种医疗气体的集中管理和供应在国内被称为中心供氧。中心供氧系统可以分为气源、输送管路、治疗区域终端设备三部分。

各大医院的中心氧气供应一般由两组气源组成,即液态氧和压缩气体氧源,由于低温液氧在供氧上具有明显的优势,目前新建的中心供氧多采用液态氧气源。正常情况下,一组氧气气源工作,另一组处于备用状态。当一组气源内的氧气压力降低到某一规定值时,控制台自动切换为备用气源供气。同时系统会通过报警系统提醒管理人员更换耗尽的气源。氧气从气源出来,通过降压处理后,进入输送管路。

输送管路是气源和终端之间重要的通道。输送管道的可靠与否,直接关系到气体能否正常供应和医疗是否安全。长时间的使用后,由于管路材料陈旧、焊接老化以及意外事件的发生,输送管道存在气体泄露的潜在危险。因此,为了在管路检修的同时不影响治疗区域的供氧,医院多采用双管路供氧。此外,在整个管道系统内应该分级设置区域气阀,以控制各个区域内的氧气供应。各治疗区域应该设置氧气压力监测表,医护人员可以通过氧气压力