

DH-30型动物人工呼吸机及 呼吸气路设计探讨

医学仪器实验厂 罗建明

动物人工呼吸机是医学实验室不可缺少的设备。近年来由于实验动物趋于小型,尤其是医学教学实验,因此有必要研制一种适合5 kg以下动物的呼吸机,并与原生产的DH-140及将准备研制DH-250形成一组系列产品,本设计就是根据上述几点进行的。

总体设计原理

本机总体设计为完成气体压缩、潮气量调节、呼吸频率调节以及呼吸气流切换的机构形式(图1)。它是由SL系列电机作为动力,经蜗杆减速器驱动曲柄摇杆机构,然后由摇杆带动活塞在气缸内作往复运动;当凸轮

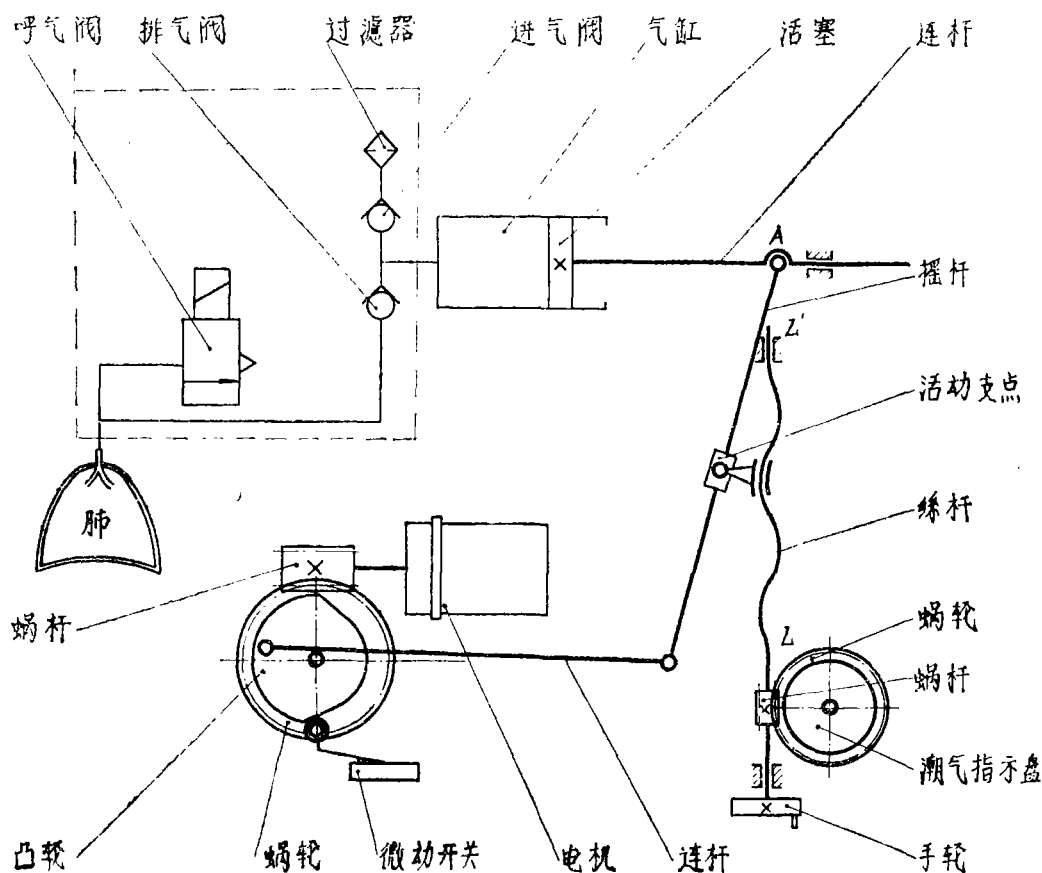


图1 DH-30型动物人工呼吸机示意图

(与曲柄固连)逆时针转动时顶起微动开关触点,电磁铁通电,从而使呼气阀的呼气口关闭,同时活塞在曲柄摇杆机构的驱动下从右向左运动进行压气,气缸内产生正向气流使得气缸进气阀关闭而排气阀打开,这时气缸内产生的正向气流即经输气通道进入动物肺内。当凸轮转过 180° 完成整个压气过程时,凸轮与微动开关脱离,切断电磁铁电流,这时呼气阀打开,动物呼气,与此同时曲柄继续运转,活塞向右运动,输气通道内气流反向,这时进气阀打开而排气阀关闭,气缸开始吸入新鲜空气,吸气完毕(这时动物呼气也已结束),活塞又开始压气,进行下一次呼吸。这样重复循环即可进行机控呼吸。以上整机主要由传动部分、气缸活塞部分、呼吸气路部分以及电控部分组成。现分别将其设计介绍如下:

一、传动部分

将电机的转动转变为行程可调的活塞往复运动。

1. 曲柄摇杆及潮气量调节机构: 一般普通的曲柄摇杆机构中,摇杆的摆动幅度 b (即活塞行程)是一定值(见图2);但在呼吸机上,要求通过机械调节来改变摇杆A点的摆动幅度,从而根据需要来改变机子

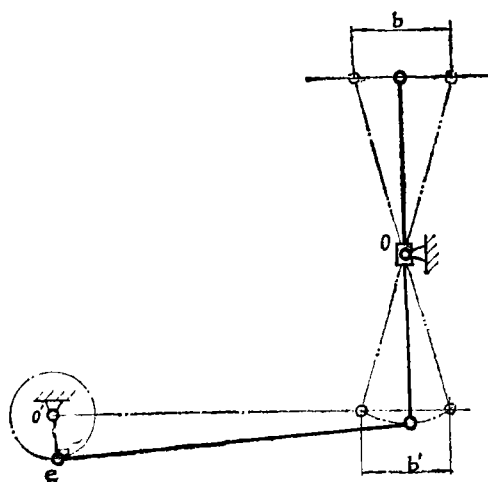


图2 曲柄摇杆机构示意图

潮气输出的大小。这种机构中最常用的一种方法是改变曲柄的长度即把连杆一端e点,设计成可沿曲柄轴线e-O'向移动并能加以固定的活动支点,这样可通过调节连杆的偏心距来改变 b 值,但由于曲柄是作回转运动的,因此要在工作中调节潮气量就很不方便。

在本设计中通过设在机座上可沿L-L'向移动的活动支点O点位置,改变摇杆的运动输入端及输出端的长度比,从而改变摇杆A点的摆动幅度 b (图3)。从图3中我们不难推算出下式:

$$a = \sqrt{\frac{b^2 l^2}{(b+b')^2} - b^2} \quad (\text{mm})$$

上式中 b' 、 l 是常量, a 、 b 是变量,当 b 改变时 a 也随之改变,反之也一样。这样就得到了一个可改变活塞行程的活动支点曲柄摇杆机构。

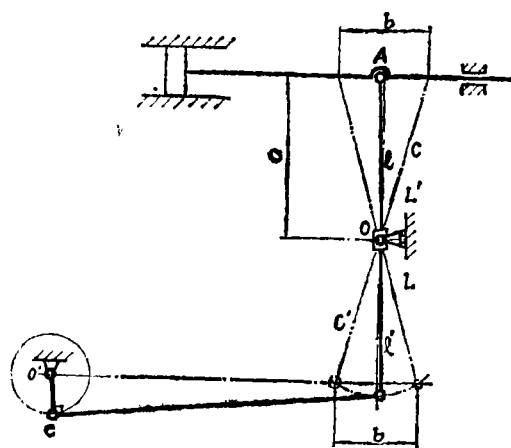


图3 动支点曲柄摇杆机构

支点的移动是通过转动安装在机座上的丝杆,然后由丝杆带动与之相连的、固定在支点下面的螺母来实现的。为了使操作者了解即时活塞行程的大小(即潮气量的大小),在丝杆一端安置了一套蜗轮蜗杆,并在蜗轮轴的上方设置一只刻度盘,当丝杆转动且带动支点移动时,刻度盘也以一定的速比转

动,这样就可以从盘上了解到支点在任何位置时,机子潮气输出量的大小(图1)。

2.电机及减速机构:曲柄摇杆机构的动力是由电机供给。为了达到较方便地改变呼吸频率的目的,选用SL系列交流伺服电机,这种电机只要改变其控制绕组的端电压,其转速也会随之改变,并且这种电机的力能指标也较高。

SL系列电机的额定转速为2500 rpm,若要得到设计任务书中规定的最大呼吸频率100次/分,必需经减速器减速,其传动比为:

$$i = \frac{n_D}{f_{max}} = \frac{2500}{100} = 25$$

式中: n_D —电机每分钟转速

f_{max} —呼吸机额定最大呼吸频率

考虑到传动比大,要求体积小噪音低等因素,采用蜗轮蜗杆减速器,同时选用聚四氟乙烯作为蜗轮材料,这不但能降低整机噪音,而且在工作时可不必经常添加润滑脂。在运动副的强度计算中,蜗轮模数 m_x 的计算是非常重要的,因为它直接影响机子的使用寿命,在选择强度公式时由于 $Z_2 = 25 \leq 80$ 故按接触强度计算即:

$$m_x = \sqrt[3]{\left(\frac{4837}{Z_2 \sigma_{HP}}\right)^2 K T_2 / q}$$

式中: m_x —蜗轮模数

σ_{HP} —选用材料许用接触应力

Z_2 —蜗轮齿数

q —蜗杆特性系数

K —载荷系数

T_2 —作用于蜗杆上的转矩

在应用上式计算时,在结构允许的情况下,为了尽可能地延长蜗轮使用寿命,选用电机输出的最大转矩 T_{max} 来代替要比它小一些的 T_2 (T_2 是机子在最高呼吸频率及最大潮气输出时从活塞受力,推算到蜗杆处所需力矩)。

二、气缸活塞部分

由于系统中受压力、温度、及气密性等因素的影响,气缸输出的实际气体量总是小于其理论容积,在设计时为了使呼吸机输出气量达到设计任务书中所规定的最大额定值,因此有必要对其行程容积进行理论计算⁽¹⁾即:

$$V_t = \frac{V'}{\lambda}$$

式中: V_t —行程容积

V' —额定容积

λ —排气系统 $\lambda = \lambda_D \cdot \lambda_T \cdot \lambda_v \cdot \lambda_g$

上式中 λ 是一个小于1的系数,它是压力系数 λ_p , 温度系数 λ_T , 容积系数 λ_v 及气密系数 λ_g 之乘积,由此可知 V_t 始终大于 V' , 国内的呼吸机由于不进行行程容积的计算,所以呼吸机输出的气体就远小于它的额定值,另外由于呼吸机的压缩机有它特殊的一面,因此在应用上式计算中,对一些参数的选择也有所不同⁽²⁾。另外在结构设计中,由于活塞运动速度低,故影响气体输出的主要因素还是活塞与气缸配合面之间的泄漏,因此除了在计算中选择较小的气密系数 λ_g 外,同时选用3Cr13(不锈钢)作缸套材料,而用ZQSn5-5-5(锡青铜)作活塞材料,以提高运动副的耐磨性,从而减少因它们间的磨损产生的间隙所造成的气体泄漏。另外为了进一步提高气密性,还在活塞上加了三条活塞环,其中二条并放在一条槽内(图4),以此来避免二环的切口处所形成的贯通气缸前后腔的泄漏通道。活塞环材料选用聚四氟乙烯填料环,它的优点是耐磨及工作中不需用油润滑,后者对呼吸机来讲尤为重要,但它的缺点是弹性差,其本身不能对气缸壁产生足够的径向压力,来阻止泄漏气流的通过,因此又在环的内圈上设置一只弹性涨圈,以此来补偿其不足。实践证明这种设计的泄漏很小,在呼吸机输出端压力较高时(如

当动物呼吸道顺应性差时), 其潮气输出量都能达到额定潮气输出值 V' 。

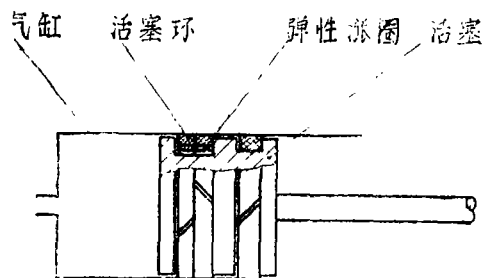


图4 气缸活塞结构示意图

三、呼吸气路系统设计探讨

呼吸气路的工作原理在前已有所述。在结构设计时, 要求当机器经输气管道向动物肺内送气时, 必须绝对保证呼气阀的关闭, 而当动物经呼气通道及呼气阀呼气时, 对正向通道中的排气阀也有同样的要求, 见图1。

目前国内外几乎所有的动物实验呼吸机均采用滑阀式呼吸组合阀。如图5所示, 当

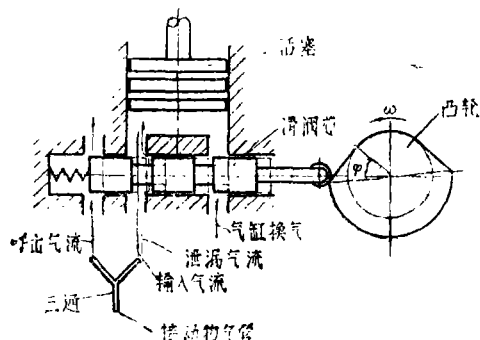


图5 滑阀式呼吸阀工作示意图

阀芯在实线位置时, 动物处于吸气状态末, 而当阀芯移动到虚线位置时动物呼气。阀芯在阀腔内的往复运动是通过弹簧和凸轮来实现的。在这个机构中若把阀芯和阀腔间的配合看成是无间隙的, 不会产生任何泄漏, 那么从理论上讲, 这种滑阀用来作为呼吸阀是可行的。但事实上采用这种呼吸阀的呼吸机都存在着一个共同的问题, 即输出气体中二氧化碳的含量要比环境空气中的含量高, 其原因如下:

1. 任何动配合都有间隙存在, 为了

避免污物进入动物肺内, 呼吸机的气路系统中一般不宜用矿物油润滑, 因此当阀芯在阀腔内作往复运动时它们间的磨损很大, 尤其是呼吸频率较高的小动物人工呼吸机, 因而会产生间隙和发生气体的泄漏。也就是当动物呼气时, 系统中正向通道(输气通道)中的正向阀不能截止, 这样动物呼出的废气会经正向通道及阀芯和阀腔之间的间隙进入正在抽气的气缸内, 使得活塞第二次给动物送气时, 气体中 CO_2 的含量增高。

2. 按自然呼吸运动规律⁽³⁾进行机控呼吸气路的设计, 那就是送气完毕的同时, 打开呼气口和关闭正向送气阀, 但一般滑阀的阀芯都由曲柄和凸轮控制, 故吸、排气状态的改变有一延续时间, 从图5中可以看到当吸气孔开始关闭的同时, 其余两孔开始打开, 这时三个接口都处于寻道状态, 这一过程时间为:

$$t = \frac{\varphi}{\omega}$$

t — 呼吸状态切换时间

φ — 曲柄式凸轮转角

ω — 曲柄式凸轮角速度

在这段时间内动物呼出的气体同样会进入正在吸气的气缸内, 从而也在一定程度上提高了缸内空气中 CO_2 的含量。

上述二种因素的结果, 增加了动物气体交换的困难, 导致缺氧和二氧化碳滞留。因此它与呼吸死腔所产生的效应是相同的, 所不同的是前者是一个与泄漏通道截面积, 以及通道两端压力差成正比的变量, 而后者则是常量, 因此从某种意义上来说前者影响更大, 所以, 可以说这种组合阀用作动物呼吸机中的呼吸阀是不理想的。

以上分析, 一个较理想的呼吸气路系统应该是呼吸间切换速度快, 系统中泄漏应趋于零, 尤其是正向通道, 它的泄漏直接影响动物的呼吸生理。根据这两点我们设计了呼吸气路系统(图1用虚线框住部分)。在这个呼吸气路系统中把呼气及吸气阀分立开来, 呼气阀由电磁铁带动, 它在控制电路的控

制下可在瞬间进行切换,正向通道中的单向排气阀和压缩机吸气阀则采用单向皮阀,这二种阀都依靠橡胶密封,并且阀口都设在端面,工作时间越长其吻合得越好,因此可以说没有任何泄漏。这样呼、吸气流必定在三通处分流,保证了输气通道中空气的新鲜,即解决了滑阀式呼吸阀由于内泄漏所造成的吸入气体中 CO_2 含量过高的问题。其次由于采用了电控,故可使呼吸二阀的切换在瞬间完成,也解决了滑阀式组合阀存在的第二个问题。

四、电控部分

该机主要以机械调节为主,因此其电控部分比较简单,由单个独立的电路组成。

1.呼吸频率控制电路:呼吸频率的控制是通过一只交流调压变压器改变交流伺服电机控制绕组端电压,从而改变电机轴的转速来进行的(图6)。

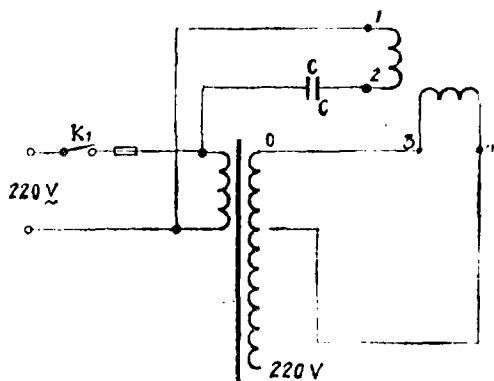


图6 电机调速电路示意图

2.呼气电磁阀控制电路:呼气电磁阀的控制是由与曲柄同轴的凸轮控制微动开关 K_2 的闭合或断开来进行的(图7),当曲柄处于正程时,凸轮顶上微动开关滚轮,即 K_2 闭合,电流通过呼气阀电磁铁,呼气口关闭,这时压缩机向动物肺内送气,当曲柄处于回程凸轮正好脱离微动开关,滚轮 K_2 断开,呼气阀电磁铁断电,呼气口打开,动物呼气。

图7是供电磁铁工作的直流电源,由于

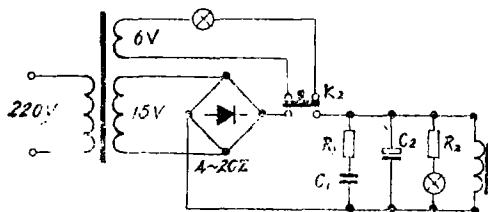


图7 电磁阀控制电路

回路中有电感性负载故在直流端设置阻容吸收回路。另外为了得到线性较好的输出电压,从而不至使电磁阀产生振荡,因此在输出端设置一只滤波电容 C_2 。图4中的微动开关 K_2 即是由凸轮控制的。

参 考 文 献

1. 活塞式压缩机编写组, 活塞式压缩机设计, 第一版, 北京: 机械工业出版社, 1974: 33.
2. 罗建明, 浙江医科大学学报 1984; 13(3): 158.
3. 上海第一医学院主编, 人体生理学, 第一版, 北京: 人民卫生出版社 1978: 199.

(紧接第38页)试戴牙瓷熔附金属牙面,修整外形和边缘,直到满意后最后作上釉处理。修复体试戴48小时,复查咬合关系,当确定已无任何障碍后,金属贴合面作电解蚀刻并常规粘结固定(图2)。经一年观察,复修体粘结牢固、牙瓷未出现裂纹,病人深感满意。

讨 论

上颌部分牙列牙瓷熔附金属牙面是一种新型的粘结修复体,同样具有粘结修复体牙备少,制作简便和舒适美观的特点,容易被病人接受。若采用牙瓷熔附金属冠设计,那么牙备复杂,制作繁琐,而且也不适合牙冠唇舌径薄的病例。如果采用装饰性可摘复盖义齿,由于塑料牙面薄、强度弱,就容易折

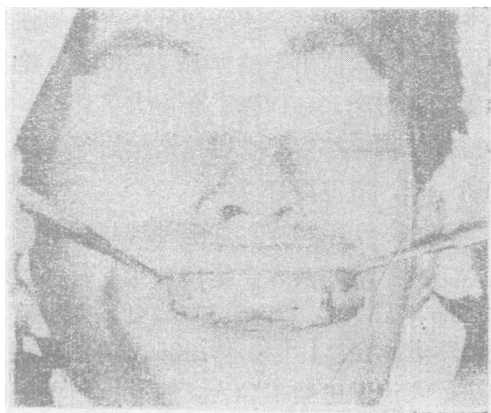


图2 修复体粘固后病人牙齿的外形

断,因此,设计牙瓷熔附金属牙面既达到操作简便,又符合美观舒适与坚固耐用的效果。