

文章编号:1004-7220(2015)04-0367-06

# 潮气量检测设备等温容器研究

曹海涛, 葛斌, 严荣国, 陈倩

(上海理工大学 医疗器械与食品学院, 上海 200093)

**摘要:** **目的** 提出一种呼吸机潮气量检测设备的等温容器制作方法。**方法** 通过向一定体积的密闭容器内注入气体,测量容器内部压强与温度的变化,依据理想气体状态方程精确计算注入气体的体积。为了使注入气体时容器内部恒温,向容器内部填充细铜丝,以吸收因空气压缩而产生的热量。**结果** 细铜丝填充量至少为 300 g/L、注入气体在 100 mL 以内时,可认为 1 L 容器内部达到等温状态。将实验系统接入呼吸机,比较测量潮气量值与设定潮气量值,实验误差在 2% 以内,证明实验的精确性。**结论** 建立用于检测呼吸机潮气量等温容器模型,可以精确检测呼吸机的通气量,为呼吸机通气量的出厂检测提供理论依据和数据支持,为临床呼吸机的通气性能检修提供更多选择。

**关键词:** 潮气量; 等温容器; 顺应性; 呼吸机

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

**DOI:** 10.3871/j.1004-7220.2015.04.367

## Isothermal chamber for tidal volume testing equipment

CAO Hai-tao, GE Bin, YAN Rong-guo, CHEN Qian (*College of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science & Technology, Shanghai 200093, China*)

**Abstract:** **Objective** To propose a design method of isothermal chamber for tidal volume testing equipment. **Methods** According to the State Equation of Ideal Gas, the gas volume was accurately calculated and injected into an airtight chamber, and then the pressure and temperature changes in the chamber were measured. To keep constant temperature, the fine copper wire was padded into the chamber to absorb the heat produced by the gas compressed during the injection. **Results** For the chamber of 1L, 300 g/L copper should be filled at least and with not more than 100 mL gas to keep the temperature inside the chamber isothermal. The experiment system was then connected with ventilator to compare the measured tidal volume and given tidal volume. The results showed that the experimental error was within 2%, which proved the accuracy of this testing equipment. **Conclusions** The establishment of the physical model of isothermal chambers can accurately detect the tidal volume of ventilator, which provides a theoretical basis and data support for factory inspection and supply more choices for ventilator maintenance in clinic.

**Key words:** Tidal volume; Isothermal chamber; Compliance; Ventilator

机械通气是临床上利用机械辅助通气的方式,达到维持、改善和纠正患者因诸多原因所致急慢性重症呼吸衰竭的一种治疗措施<sup>[1]</sup>。机械通气时正确调节潮气量极为重要,肺泡通气不足,将导致人体供氧不足及二氧化碳滞留;肺泡通气过度,则会因二

氧化碳排出过多而致呼吸性碱中毒<sup>[2]</sup>。在对婴幼儿患者进行机械通气时对潮气量的精度要求更高,它会直接影响治疗方案。潮气量是呼吸机重要的使用参数,其测量与指示精度直接影响着医疗质量和设备使用安全<sup>[3]</sup>。较于外界环境,潮气量的不同对

收稿日期:2014-11-13; 修回日期:2014-12-16

基金项目:上海理工大学国家自然科学基金培育项目(14XPM10)。

通信作者:葛斌,副教授, Tel: (021)55271290; E-mail: gb13992@hotmail.com。

于鼻腔调节气流温湿度功能的影响更加明显<sup>[4]</sup>。解放军某医院在检测设备时发现,不同品牌和型号的呼吸机潮气量参数偏差较大,呼吸机自身示值与检测仪显示潮气量值误差为 $\pm 15\%$ <sup>[5]</sup>。因此,对呼吸潮气量的标定检测成为呼吸机出厂质量控制的重要环节。

本研究建立内部填充细铜丝的刚性密闭容器,依据密闭容器的顺应性反推等温条件,通过实验寻找实际细铜丝填充量,进而精确计算出充入密闭容器内气体的体积,并使用不同容积的密闭容器检测呼吸机通气量。

## 1 材料与方法

### 1.1 检测潮气量的原理

理想气体状态方程是描述理想气体在处于平衡状态时,压强、体积、物质的量、温度之间关系的状态方程。其方程表达式为:

$$pV = nRT \quad (1)$$

式中: $p$ 为气体压强, $V$ 为气体体积, $n$ 为气体物质的量, $R$ 为摩尔气体常量, $T$ 为气体的热力学温度。该方程是呼吸和呼吸机通气的基本原理<sup>[6]</sup>。

取容积为 $V$ 的刚性玻璃瓶,则常温常压下瓶内气体满足气体状态方程。向玻璃瓶注入体积为 $\Delta V$ 的气体后保持密闭状态。刚性玻璃瓶容积的变化量可以忽略不计,此时瓶内依然满足气体状态方程:

$$(p + \Delta p)V = (n + \Delta n)R(T + \Delta T) \quad (2)$$

式中: $\Delta p$ 为瓶内压强变化量, $\Delta T$ 为温度变化量, $\Delta n$ 为瓶内气体物质的量变化。

注入容器内的气体体积 $\Delta V$ 与原容器内气体体积 $V$ 之比等于两部分气体分子数之比,即

$$\frac{\Delta V}{V} = \frac{\Delta n}{n} \quad (3)$$

肺顺应性是指单位压力改变时所引起的肺容积的改变,它代表了胸腔压力改变对肺容积的影响。由于呼吸机通气量的研究常伴随着顺应性这一概念,故本文依据顺应性的计算公式引入这一说法,便于表述研究内容。顺应性 $C$ 可以表示为:

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta p} \quad (4)$$

联立式(1)~(4)可得:

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta p} = \frac{V}{p \left[ 1 + \frac{\Delta T}{T} \left( 1 + \frac{n}{\Delta n} \right) \right]} \quad (5)$$

式(5)中取 $\Delta T = 0$ ,则可得:

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta p} = \frac{V}{p} \quad (6)$$

式中: $\Delta V$ 为注入密闭容器内气体的体积, $\Delta p$ 为注入气体后容器内压强变化量, $p$ 为注入气体前容器内压强, $V$ 为密闭容器的容积,即注入气体前容器内气体的体积。

由此原理即可建立一个刚性密闭容器,将呼吸机接入,实时测量刚性密闭容器内的压强变化量,便可以精确计算出呼吸机潮气量。此方案的关键是制造恒温密闭容器,只有密闭容器内温度无变化,即 $\Delta T = 0$ 的情况下,上式推导才能够成立。

只有在两种情况下压缩气体可以精确计算其特性:①压缩气体过程中没有热量散失,即绝热条件;②将压缩气体过程中产生的热量耗散,即等温条件<sup>[7]</sup>。由于实验系统与大气相连,做到系统与外部绝热几乎是不可能的,故本研究重点着手建立一套密闭等温容器系统,用于精确测量注入容器内气体的体积。

### 1.2 实验设计

等温容器最直接的验证方案是向一定容积的密闭容器内注入一定量的气体过程中,用温度传感器直接检测容器内的温度变化,如果温度无变化或者温度变化在3 K以内则可以认为是等温变化<sup>[8]</sup>。但是实际操作中充放气的时间短,且容器内的温度并非均匀分布,温度传感器不能够同步响应,以及瓶内热量的散失较慢,导致温度的测量误差较大<sup>[9-10]</sup>。

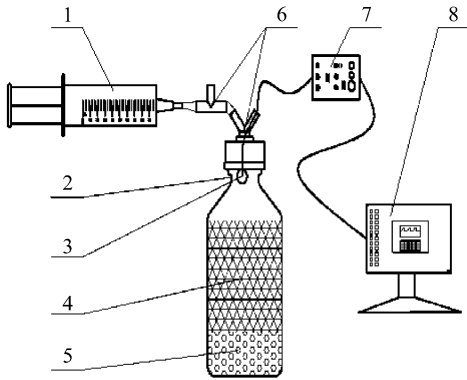
本文设计的实验是通过压强的测量来反推温度的恒定。由式(5)可知,注入密闭容器一定量的气体后,如果式(6)成立,则可以认为密闭容器内温度是恒定的。为了使容器内因压缩气体而产生的热量快速转移不致使容器内温度升高,实验设计在容器内放入适量的细铜丝<sup>[11-13]</sup>。铜丝具有密度高、热导率大、线性膨胀系数小等优点,细铜丝能与空气具有更大的接触面积,更易吸收热量,且膨胀变化微小,对实验结果几乎无影响。

呼吸机按使用对象可分为婴幼儿型和成人型,成人型呼吸机在较小的通气量下精度不高<sup>[2]</sup>。潮

气量依据人体体重常规供给为 10 mL/kg, 婴幼儿潮气量为 50 mL, 成人潮气量为 500 mL<sup>[13]</sup>。呼吸机在吸气相产生正压, 将气体压入肺部, 供气压力范围一般为 196 ~ 588 Pa<sup>[1]</sup>。结合以往实验测量容器内压强数据得出经验值, 测量潮气量的密闭刚性容器分别为婴幼儿选用 1 L、儿童选用 20 L、成人选用 50 L。

### 1.3 实验系统介绍

图 1 所示为本实验系统示意图。选取精度较高的医用注射器向密闭刚性玻璃容器内注入定量气体<sup>[14]</sup>。通过放置在瓶口处的压力传感器实时监测瓶内压强变化, 经过单片机数据采集后将监测数据传输到计算机内, 经 LabVIEW 处理后显示实时压强波形图。



1 - 注射器, 2 - 玻璃瓶, 3 - 压力传感器, 4 - 细铜丝, 5 - 玻璃珠, 6 - 三通管, 7 - 电路板, 8 - 计算机

图 1 实验系统示意图

Fig.1 Schematic of the experimental system

气源选用容积为 100 mL 的医用注射器, 注射器尺寸标注分度值为 1 mL。刚性玻璃瓶选用容积为 1L, 实际测量玻璃瓶容积为 1.155 L, 为了保证瓶内容积为 1 L, 向瓶内加入直径为 10 mm 的玻璃珠 155 mL; 为了让瓶内达到恒温环境, 瓶内放置直径为 0.1 mm 的铜丝, 将其处理成 10 g 一卷的蓬松状态, 方便加入玻璃瓶内以及可以更加精确地调整铜丝变量。注射器与玻璃瓶连接处接三通管, 另外一出口连接卡扣开关, 该设计避免了注射器每次充气完毕后需要插拔接头, 可加快实验进程。瓶盖处打孔放置三通管接头, 一通连接注射器, 一通连接玻璃瓶, 另外一通放置压力传感器。为了防止传感器与玻璃瓶内的铜丝意外接触, 将传感器放入一个底部

开放式的盒状容器内, 此容器底部有一层尼龙绳织网。将传感器置于盒状容器内, 可以避免注入气体时气流近似喷射状影响传感器的测定<sup>[15]</sup>。压力传感器采集到的实时数据经单片机进行 A/D 转换后, 通过 RS-232 模块在计算机上读取并被保存。被保存的数据经 MATLAB 处理后得到所需测量的压力值。

### 1.4 实验步骤

(1) 实验前为了保证实验系统的密闭性, 将整套设备放入水中, 用医用注射器向容器内注入 100 mL 空气, 等待 3 ~ 5 s 后如果没有气泡冒出, 则认为玻璃瓶已经达到了密闭容器的要求。

(2) 玻璃容器内放入玻璃珠使其内部容积达到 1 L。用注射器向容积为 1 L 的密闭容器内注入气体 20 mL, 通过串口助手保存数据, 重复 5 次注入气体 20 mL 并保存相应数据。重复操作实验是为了降低操作误差并且提高统计学意义的测量, 但是次数越多需要时间会越长, 而实际测量 1 d 内大气压一直在减小, 实验要求短时间内完成。

(3) 按照上述步骤(2), 完成注入气体 40、60、80、100 mL 后的测量, 并将数据保存。

(4) 最低压力值取当天实验平均值, 即为当时当地大气压。由式(6)得出通过压力差及气体体积, 可计算求出顺应性值大小。

(5) 为了制造恒温密闭容器, 需要往瓶内添加细铜丝来转移瓶内热量, 从而避免温度升高影响测量结果。分别往瓶内放入 50、100、150、200、250、300、350、400 g 铜丝, 放入铜丝的同时取出相应体积的玻璃珠。按照上述步骤(2)、(3)、(4)依次测量压强值, 从而得出实验的顺应性值。

## 2 结果

通过 MATLAB 计算得到每次注入气体后的瓶内最高与最低压力值, 将这组最高压力值 5 个数据中去掉最大与最小值后取平均值, 最低压力值 5 个数据中去掉最大与最小值后取平均值, 得到向玻璃瓶内注入 20 mL 气体后瓶内气压的变化规律(见表 1)。用表 1 实验数据制作在不同铜丝填充量与不同充气量下顺应性值的曲线图(见图 2)。铜丝填充量为 300 g 时, 各个充气量曲线上对应的顺应性值已经不随铜丝量的增加而改变, 此时可以认为当铜丝

填充量为 300 g、向密闭容器内注入 100 mL 以内空气时,其内部热量的变化量已全部被铜丝吸收,故推测当前状态下测量得出的顺应性值不受温度影响,符合式(6)的应用条件。

表 1 实验测得顺应性值(1 cmH<sub>2</sub>O = 98.06 Pa)

Tab. 1 The compliance values obtained from the experiment

$\Delta m/g$	顺应性值/(mL · cmH <sub>2</sub> O <sup>-1</sup> )				
	$\Delta V/mL$				
	20	40	60	80	100
0	0.754	0.781	0.797	0.816	0.829
50	0.811	0.832	0.846	0.857	0.874
100	0.852	0.878	0.879	0.882	0.905
150	0.878	0.896	0.902	0.912	0.924
200	0.884	0.905	0.910	0.915	0.931
250	0.890	0.916	0.925	0.931	0.942
300	0.904	0.931	0.934	0.945	0.957
350	0.927	0.940	0.942	0.948	0.958
400	0.937	0.932	0.943	0.948	0.959

### 3 讨论

#### 3.1 实验数据误差分析

由上述理论可知,铜丝填充量不低于 300 g 的时候,测量得出的顺应性值应该保持不变。考虑到充气量体积在 20 mL 时测量值误差较大,又由于呼吸机潮气量常规供给为 10 mL/kg,可以舍弃 20 mL 的实验数据。实际测量得出结果如表 2 所示,实验值每次测量得出的数据均不相等。

理论值计算采用式(6),将  $V=1\ 000\ \text{mL}$ ,

表 2 1 L 密闭容器顺应性理论值与实验值比较

Tab. 2 Theoretical compliance value and experimental compliance value for 1 L chamber

$\Delta V/mL$	顺应性值/(mL · cmH <sub>2</sub> O <sup>-1</sup> )								误差/%			
	理论值				实验值							
	0 g	300 g	350 g	400 g	0 g	300 g	350 g	400 g	0 g	300 g	350 g	400 g
40	0.968	0.968	0.968	0.968	0.781	0.931	0.940	0.932	19.32	3.82	2.89	3.72
60	0.968	0.968	0.968	0.968	0.797	0.934	0.942	0.943	17.67	3.51	2.69	2.58
80	0.968	0.968	0.968	0.968	0.816	0.945	0.948	0.948	15.70	2.38	2.07	2.07
100	0.968	0.968	0.968	0.968	0.829	0.957	0.958	0.959	14.36	1.14	1.03	0.93

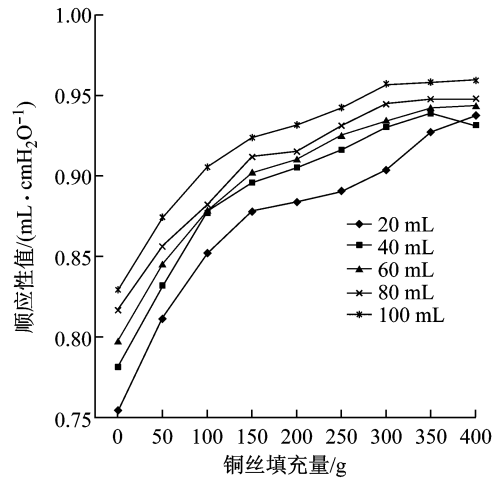


图 2 实验测得顺应性曲线图

Fig. 2 The compliance curve by the experiment

$p = 101.325\ \text{kPa} = 1\ 033.296\ \text{cmH}_2\text{O}$  代入可得:

$$C_{\text{理论}} = \frac{V}{p} = \frac{1\ 000\ \text{mL}}{1\ 033.296\ \text{cmH}_2\text{O}} = 0.968\ \text{mL/cmH}_2\text{O} \quad (7)$$

而实验值是由测量数据  $\Delta p$  采用以下公式计算得出:

$$C_{\text{实验}} = \frac{\Delta V}{\Delta p} \quad (8)$$

误差计算公式如下:

$$\text{误差} = \frac{|\text{理论值} - \text{实验值}|}{\text{理论值}} \times 100\% \quad (9)$$

由表 2 可以明显看出,向密闭容器内放入细铜丝后,测量计算得出的顺应性值更加接近理论值,并且随着细铜丝填充量的增加而误差越小。未放入细铜丝与放入细铜丝的数值比较可知,容器内确实有因压缩气体而产生的温度变化。

铜丝填充量一定时,不同充气量对应的顺应性值有些许误差,而且充气量越大这种误差越小。经分析误差来源为实验装置接头处所用弹性聚乙烯管引起,容器内压强越大弹性管的形变量越大,从而影响了实验结果。减小这种误差需要整个实验装置均采用刚性设备。

而在充气量一定的情况下,不同铜丝填充量之间对应的误差总体也在随着铜丝填充量的增加而减小,由于其误差已经在5%以内,可认为误差来源为系统误差。当铜丝填充量在300 g/L时即可达到所要求,如再多添加铜丝的填充量,其效果增加不是很明显。

### 3.2 验证实验

由上述数据和分析可知,铜丝填充量为300 g/L时已满足等温容器的要求。为了验证实验的准确性,选取铜丝300 g/L填充量的顺应性值用于检验呼吸机通气量。

呼吸机选用德尔格的危重症呼吸机,型号为Evita 4,设定参数为呼吸末正压通气,呼吸末正压PEEP = 0 cmH<sub>2</sub>O,频率  $f = 20$  次/min<sup>[16]</sup>,吸呼比为1:2。潮气量40、60、80 mL测得压强变化数据见表3。其中,密闭容器容积计算公式由式(6)可推得:

$$V = \frac{\Delta V \cdot p}{\Delta p} \quad (10)$$

式中: $\Delta V$ 为注入密闭容器的气体体积; $\Delta p$ 为注入密闭容器气体后容器内压强变化量; $p$ 为注入密闭容器前容器内压强,即大气压。分别将3种不同通气量下测量的压强变化量数据代入式(10),求得密闭容器理论值(见表3)。

表3 呼吸机测得1 L容器压强

Tab.3 Measured pressure of ventilator for 1 L chamber

$\Delta V$ /mL	$\Delta p$ /cmH <sub>2</sub> O	$V$ /L
40	18.35	2.252
60	27.53	2.252
80	36.71	2.252

而实际密封容器体积恒定为1 L,故可以推算得出呼吸机的通气管道无效腔体积为1.252 L。

为了验证呼吸机无效腔的猜想,再取1个密闭刚性玻璃瓶容积为0.5 L,按照1 L密闭容器的处理方法,放入玻璃珠是容器体积精确到0.5 L,并且填

充铜丝150 g。呼吸机设定参数不变,再次将实验设备接入呼吸机,测量瞬态压力值(见表4)。

表4 呼吸机测得0.5 L容器压强

Tab.4 Measured pressure of ventilator for 0.5 L chamber

$\Delta V$ /mL	$\Delta p$ /cmH <sub>2</sub> O	$V_{\text{无效}}$ /L	$\Delta V'$ /mL	误差/%
40	23.46	1.252	39.8	0.50
60	35.69	1.252	60.5	0.83
80	47.93	1.252	81.3	1.63

表4中 $\Delta V$ 为呼吸机设定潮气量, $\Delta p$ 为呼吸机显示测量容器内最高压。实验潮气量值 $\Delta V'$ 的计算公式推导如下:

$$\frac{\Delta V'}{\Delta p} = \frac{V}{p} = \frac{V_{500} + V_{\text{无效}}}{p} \quad (11)$$

$$\Delta V' = \frac{(V_{500} + V_{\text{无效}}) \Delta p}{p} \quad (12)$$

将实验测量潮气量值 $\Delta V'$ 与呼吸机设定值 $\Delta V$ 比较,得出误差小于2%,证明以上铜丝填充量和无效腔的推论均正确。

### 3.3 验证实验问题分析

实验设备各连接部分均为塑性材料,影响了实验数据对顺应性的精确推导;呼吸机计入无效腔后没有增加铜丝的填充量,默认为传感器的测量只在密闭刚性玻璃瓶内。忽略了传感器及盛放传感器的小容器占用的体积,还有2个三通管增加的体积,前者会使容器体积减小,而后者会使容器体积增大。由于传感器体积只能估算,连接瓶盖的三通管其中两通都有线路通过,为了保持密封还充有胶水,故几乎无法准确计算其占用的体积。无论这两部分体积最终的结果会使容器的容积增加或减少,对容器内铜丝的填充量结果几乎无影响,对潮气量计算有一定的影响。当两部分体积影响容器的容积增加时,式(6)中 $V$ 还是被认为是原容器的容积,故比实际偏小,测量得出的 $\Delta p$ 值偏小,故计算得出的 $\Delta V$ 值也偏小,反之亦然。解决方法是可以将传感器置于特制的瓶盖中,避免使用三通管,直接向容器内注入气体。这样可减少传感器及三通管占用或增加体积对测量结果的影响。

## 4 结语

本文针对婴幼儿用潮气量校验设备进行恒温容

器研究,并开展实验分析,结果表明在密闭刚性容器中铜丝填充量至少为 300 g/L、向瓶内充入 100 mL 以内空气时可认为瓶内温度无变化。通过实验数据分析得出德尔格 Evita 4 呼吸机输气管无效腔为 1.252 L。

制造密闭容器内部等温环境,采用刚性密闭容器测量得到的潮气量的值精确度高,为呼吸机通气量的出厂检测提供理论依据和数据支持,为临床呼吸机通气性能检修提供更多选择。

## 参考文献:

- [1] 葛斌. 人体机能替代装置[M]. 北京: 科学出版社, 2007: 174-177.
- [2] 葛斌, 胡兆燕. 呼吸机知识讲座[J]. 中国医疗器械信息, 2003, 9(5): 45-47.
- [3] 彭树良, 李庚, 郝博. 呼吸机潮气量测量原理及指示值误差分析[J]. 临床工程, 2013, 28(3): 124-125.
- [4] 于申, 刘迎曦. 人上气道生物力学模型的研究进展[J]. 医用生物力学, 2010, 25(3): 153-162.
- Yu S, Liu YX. Advances on biomechanical model of human upper airway [J]. J Med Biomech, 2010, 25(3): 153-162.
- [5] 李巍, 陈文霞, 荆斌. 呼吸机质量控制的问题及解决方法[J]. 质控与计量, 2011, 26(5): 82-84.
- [6] Cecchini S, Schena E, Silvestri S. An open-loop controlled active lung simulator for preterm infants [J]. Med Eng Phys, 2011, 33(1): 47-55.
- [7] 覃海燕. 自主呼吸跟踪控制的关键技术研究[D]. 长沙: 国防科技大学硕士学位论文, 2008.
- [8] Wang T, Cai ML, Kawashima K, *et al.* Determination of flow rate characteristics of components by pressure response considering heat transfer [C]// Proceedings of the 8th Triennial International Symposium on Fluid Control, Measurement and Visualization. China: [s. n.], 2005.
- [9] Coates AL, Peslin R, Rodenstein D, *et al.* Measurement of lung volumes by plethysmography [J]. Euro Respir J, 1997, 10(6): 1415-1427.
- [10] 王涛, 姚蔚, 赵彤, 等. 有等温材料的压力容器内空气温度变化测量方法[J]. 北京理工大学学报, 2011, 31(2): 149-153.
- [11] 叶骞, 刘成良, 谢文华, 等. 等温容器建模仿真及试验研究[J]. 中国机械工程, 2005, 16(21): 1904-1908.
- [12] 孙金祥, 杨丽红. 等温容器多空介质强化导热研究[J]. 能源研究与信息, 2013, 29(1): 53-56.
- [13] 熊华威, 黄亮, 曹春水, 等. 不同潮气量及呼吸末正压机械通气对复苏后综合征患者的影响研究[J]. 中国全科医学, 2013, 16(5): 511-515.
- [14] Knorz A, Schranz C, Moller K. Evaluation of a model based optimization algorithm for pressure controlled ventilation [J]. Biomed Tech, 2013, 58(1): 47-55.
- [15] 沈双, 于申, 孙秀珍, 等. 上气道及部分支气管生物力学模型的数值研究[J]. 医用生物力学, 2013, 28(4): 436-440.
- Shen S, Yu S, Sun XZ. Numerical study on biomechanical model of the upper airway and part of bronchus [J]. J Med Biomech, 2013, 28(4): 436-440.
- [16] 张秋实. 呼吸机麻醉机质量控制监测技术[M]. 北京: 中国计量出版社, 2010: 113-118.
- [14] Wolpert DM, Ghahramani Z, Jordan MI. An internal model for sensorimotor integration [J]. Science, 1995, 269(5232): 1880-1882.
- [15] Shadmehr R, Smith MA, Krakauer JW. Error correction, sensory prediction, and adaptation in motor control [J]. Annu Rev Neurosci, 2010, 33: 89-108.
- [16] Tseng YW, Diedrichsen J, Krakauer JW, *et al.* Sensory prediction errors drive cerebellum-dependent adaptation of reaching [J]. J Neurophysiol, 2007, 98(1): 54-62.
- [17] Desmurget M, Epstein CM, Turner RS, *et al.* Role of the posterior parietal cortex in updating reaching movements to a visual target [J]. Nat Neurosci, 1999, 2(6): 563-567.
- [18] Popescu F, Hidler JM, Rymer WZ. Elbow impedance during goal-directed movements [J]. Exp Brain Res, 2003, 152(1): 17-28.
- [19] Kadiallah A, Liaw G, Kawato M, *et al.* Impedance control is selectively tuned to multiple directions of movement [J]. J Neurophysiol, 2011, 106(5): 2737-2748.
- [20] Sarlegna F, Blouin J, Bresciani JP, *et al.* Target and hand position information in the online control of goal-directed arm movements [J]. Exp Brain Res, 2003, 151(4): 524-535.
- [21] Prablanc C, Pelisson D, Goodale MA. Visual control of reaching movements without vision of the limb. I. Role of retinal feedback of target position in guiding the hand [J]. Exp Brain Res, 1986, 62(2): 293-302.
- [22] Shabbott BA, Sainburg RL. On-line corrections for visuomotor errors [J]. Exp Brain Res, 2009, 195(1): 59-72.

(上接第 360 页)