

基于玻意耳定律的模拟肺及其温度补偿系统

陈倩, 严荣国, 葛斌, 曹海涛

上海理工大学医疗器械与食品学院, 上海 200093

【摘要】目的:提出一种能精确模拟肺顺应性的模拟肺模型,并研究等温系统的测量方法。**方法:**模拟肺的主体为一个1000 mL的刚性密闭玻璃瓶,使用医用高精度针筒作为供气装置。玻璃瓶内部压强采用BMP085压强传感器以及ATmega32单片机对压强数据进行采集与分析,测得的数据在PC机上使用LabVIEW进行显示和存储以备后续处理。实验测量不同质量铜丝填充后玻璃瓶的顺应性。**结果:**在容器为1000 mL的情况下,填充300 g铜丝可满足气体等温压缩的要求。最后得出1000 mL刚性玻璃瓶顺应性约为1.014 mL/mbar。**结论:**该模拟肺符合呼吸机通气性能测试和定标中对模拟肺的基本要求,能够用于呼吸机顺应性的参数精度测试。

【关键词】玻意耳定律;模拟肺;顺应性;温度补偿

【中图分类号】R318;TP391

【文献标识码】A

【文章编号】1005-202X(2016)01-0083-05

Lung simulator based on Boyle's law and its temperature compensation system

CHEN Qian, YAN Rong-guo, GE Bin, CAO Hai-tao

School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China

Abstract: Objective To propose a lung simulator that can accurately simulate lung compliance and study on the measurement for isothermal system. **Methods** The main part of the lung simulator was a rigid glass bottle of 1000 mL; the gas was supplied by a medical high-precision syringe. The pressure sensor BMP085 and single chip ATmega32 were used to obtain and analyze the pressure data. The obtained data were displayed and stored by the software LabVIEW for post-processing. The compliances of the rigid glass bottle filled with copper wire of different weight were measured. **Results** For the bottle of 1000 mL, 300 g filled copper wire was best suited to maintain a constant temperature after a certain amount of gas was compressed in. The compliance of the rigid glass bottle of 1000 mL was about 1.014 mL/mbar. **Conclusion** The lung simulator can be used to accurately evaluate the compliance of the ventilator because the simulator meets the basic requirements of the ventilation performance test and calibration.

Key words: Boyle's law; lung simulator; compliance; temperature compensation

前言

模拟肺主要是对呼吸机的参数精度及其是否正常工作进行测试,进而判断该呼吸机能否用于病人。它主要是通过模拟人体肺的某些特性(如顺应性、人体气道阻抗、潮气量等)来检测呼吸设备的相关参数^[1-3]。在现代医院设备中,呼吸机是临床上最

常用的抢救和治疗设备之一。呼吸机的使用直接影响着病人的治疗效果甚至生命安全,所以对呼吸机的安全性和可靠性就有着非常严格的要求^[4-5]。影响呼吸机质量的关键是它的顺应性的控制和检测。顺应性的测量与指示精度直接影响医疗质量和设备使用安全^[6-8]。本课题研究的新型玻璃瓶结构的模拟肺模型是一种基于玻意耳定律(Boyle's law)的模拟肺,具有精确的顺应性及高精度参数的特征。

1 基本原理

玻意耳定律指出,理想状态下,密闭容器中的定量气体在恒温条件下,气体的压强和体积成反比关

【收稿日期】2015-08-15

【基金项目】上海理工大学国家自然科学基金培育项目(14XPM10)

【作者简介】陈倩(1990-),女,硕士,研究方向:生物医学工程医疗电子。

Tel: 18301970931; E-mail: 1419152953@qq.com。

【通信作者】严荣国,男,博士,副教授,硕士生导师。Tel: 021-55271115;

E-mail: ghxyrg@163.com。

系^[9-10]。即： $PV=\kappa$ (1)

式中 P 为气体压强, V 为气体体积, κ 为常量。这个公式又可进一步推导。如果在温度相同的状态下, 两种状态下的气体关系式可表示成:

$$P_1V_1=P_2V_2 \quad (2)$$

假设玻璃瓶体积为 V_B , 压强为 P_B , 充入体积为 V_A , 压强为 P_B 的气体, 由于玻璃瓶不可压缩, 等温压缩后气体体积仍为 V_B , 压强为 P'_B 。如图1所示:

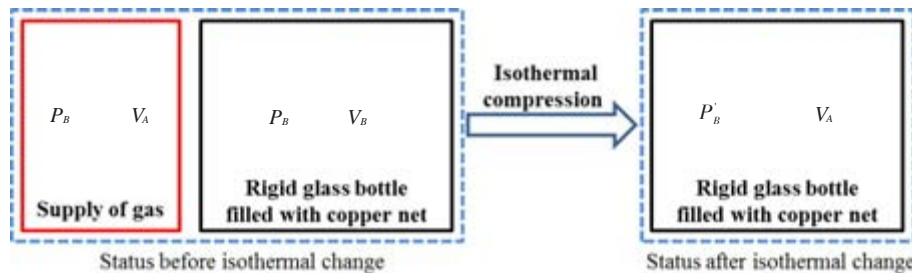


图1 等温变化前后气体状态

Fig.1 Status before and after isothermal change

根据玻意耳定律可得:

$$P_B(V_A + V_B) = P'_B V_B \quad (3)$$

进一步得出:

$$V_A = \frac{P'_B - P_B}{P_B} V_B \quad (4)$$

根据顺应性定义:

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad (5)$$

这里, $\Delta V = V_A$, $\Delta P = P'_B - P_B$, 则根据(5)有:

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} = \frac{V_A}{P'_B - P_B} \quad (6)$$

将(4)代入(6)有:

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} = \frac{V_A}{P'_B - P_B} = \frac{\frac{P'_B - P_B}{P_B} V_B}{P'_B - P_B} = \frac{V_B}{P_B} \quad (7)$$

通过以上公式推导可以看出, 刚性模拟肺容器能够模拟得到精确的顺应性特征。在理想状态(等温压缩)下, 模型的顺应性大小主要决定于刚性玻璃瓶的容积的大小, 从而可以通过选择不同容积大小的模型模拟不同程度大小顺应性特征。而等温压缩的过程则是通过内部的铜网(Copper Net)保证的^[11-12]。在一个标准大气压条件下, 对于用容积为 1000 mL 的玻璃瓶构成的模拟肺, 由式(7)可以得出其顺应性的理论值为:

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} = \frac{1000 \text{ mL}}{1013.25 \text{ m bar}} = 0.987 \text{ mL/m bar}$$

本课题就是通过多次实验进行顺应性的测量来确定铜网的量。

2 系统结构设计

由公式(6)知, 要得到顺应性, 需要有充入气体

的体积 V_A , 充气前气体压强 P_B , 以及充气后气体压强 P'_B 。 V_A 可以由作为充气工具^[13]的医用针筒的刻度读出。而充气前后的气体压强 P_B 、 P'_B 则需要数据采集系统采集得出。因此, 本课题的结构设计主要包括数据采集系统和模拟肺模型两部分组成。

2.1 数据采集系统设计

本采集系统主要包括两个部分: 硬件部分和软件部分。

硬件部分主要由传感器、单片机及通信部分构成。传感器采用的是 BMP085 高精度数字气压传感器模块, 其压强测量范围为 300~1100 mbar (1 kPa=10 mbar)。人呼吸时胸膜腔内压通常低于大气压强, 为负压。平静呼吸时呼气末低于大气压 4.0~6.7 mbar, 吸气末低于大气压 6.7~13.3 mbar。用力呼吸时, 最深吸气值大于大气压 40 mbar, 最大呼气值低于大气压 1.3 mbar。本实验在室温条件下所测得的大气压强均在 1000~1008 mbar 之间。所以该传感器的测量范围可以满足测试的需要。芯片内置 A/D 转换器, 进行数据的采集以及模数转换。单片机采用的是 ATmega32, 进行数据的接收及发送。通信部分采用的是 USB 转 TTL 的 RS232 模块, 进行数据从单片机到 PC 的传送。

软件部分主要包括 USB 固件程序、设备驱动程序以及用户应用程序。数据采集系统结构的总体框图如图2所示。

2.2 模拟肺模型结构设计

模拟肺模型结构主要包括密封刚性玻璃瓶、医用针筒和 Y 字形接口。

密封刚性玻璃瓶选择 1000 mL 容量, 用来模拟婴

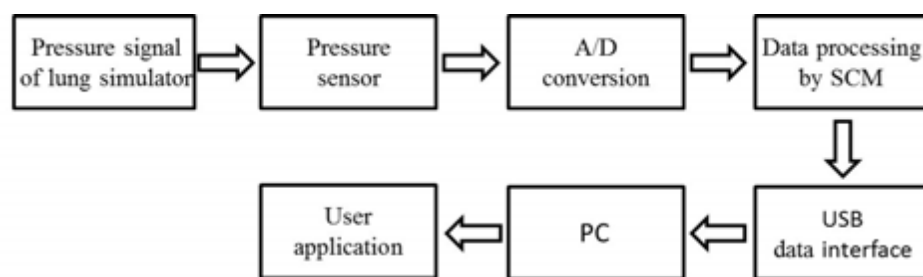
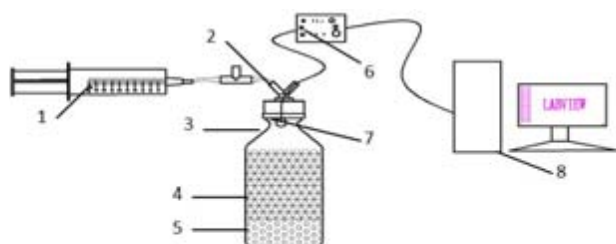


图2 数据采集系统设计框图

Fig.2 Design diagram of data acquisition system

Note: SCM: Single chip microcomputer

儿肺顺应性^[14]。医用针筒选择 100 mL 带刻度以方便进行不同体积气体的充气。Y 字形接口一边为进气口,另一边为传感器走线口以便进行数据的采集。整体的系统结构如图 3 所示。



1: Medical precision syringe; 2: Air inlet; 3: Rigid glass bottle;
4: Coppernet; 5: Glass beads; 6: Data processing by SCM;
7: Pressure sensor; 8: Data acquisition and analysis system

图3 数据采集系统与模拟肺连接示意图

Fig.3 Diagram of lung simulator connected with data acquisition system

3 实验操作与结果分析

本实验的前提是营造一个恒温的环境。当医用针筒往瓶内注射气体时,由于气体压缩会产生热量,此时瓶内不是一个恒温的环境,其顺应性也是不固定的。因此本实验需要在瓶内放入一种吸热材料使得玻璃瓶内保持恒温状态。铜具有比热容大、热导率大、线性膨胀系数小等特点。所以本实验通过添加直径为 0.1 mm 的铜丝来维持玻璃瓶内温度,从而减小气体压缩产生热量对顺应性的影响。另外,本实验将瓶体用软布和石棉包裹放置于箱子中以避免外界空气流动对瓶子内部温度产生影响。

3.1 实验操作

刚性玻璃瓶选用的容积为 1000 mL,实际测量玻璃瓶容积为 1155 mL。为了保证瓶内容积为 1000 mL,本实验采用直径 10 mm 的玻璃珠进行填充,使其容

量为精确的 1000 mL。具体实验步骤如下:

① 利用医用针筒对 1000 mL 瓶子分别缓慢充入 20、40、60、80、100 mL 气体,每一个不同体积的充气进行 10 次。用 PC 机上的用户应用程序读取压力值并进行保存以供后续处理。

② 在瓶中塞入 50 g 铜丝(铜丝处理成 10 g 一卷的蓬松状态方便加入玻璃瓶内),拿出与 50 g 铜丝同等体积的玻璃珠以保证瓶子容量为 1000 mL。重复步骤①。

③ 继续往瓶中分别塞入 100、150、200、250、300、350、400 g 铜丝。同时拿出与相对应铜丝质量相等体积的玻璃珠。重复步骤①。

3.2 结果分析

将 PC 机上的用户应用程序保存下来的压力值用美国 MathWorks 公司出品的商业数学软件 MATLAB 进行处理,得出压力的最大与最小值并相减得到 ΔP ,针筒充入气体量为 ΔV 。则顺应性 $C = \Delta V / \Delta P$ 即可求出。将每 10 次相同充气体积所得顺应性值去掉最大值和最小值后取其平均值,这样就得到了在充入一定量体积气体后瓶子的顺应性。实验测得的不同质量下相同供气量顺应性值如图 4 所示。由图 4 分析可知,充气量分别在 20、40、60、80、100 mL 时,铜丝填充量均在 300 g 之后趋于平稳,可以认为 1000 mL 刚性玻璃瓶在有 300 g 铜丝填充时可以满足恒温容器的要求。

为了验证所得压力数据的准确性,将模拟肺(铜丝填充量为 300 g)的医用针筒去掉,使用呼吸机向模拟肺内充气。本实验采用的呼吸机为德尔格生产的 Evita4 呼吸机。它功能全面且操作简单,可以根据需要设置病人模式以及通气模式^[15],完全满足本实验的需求。

实验时,首先将病人模式设置为小儿模式,体质量设置为 5 kg。通气模式选择间歇正压通气(Intermittent

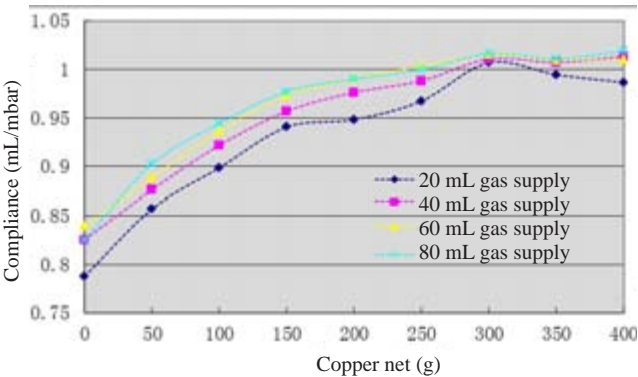
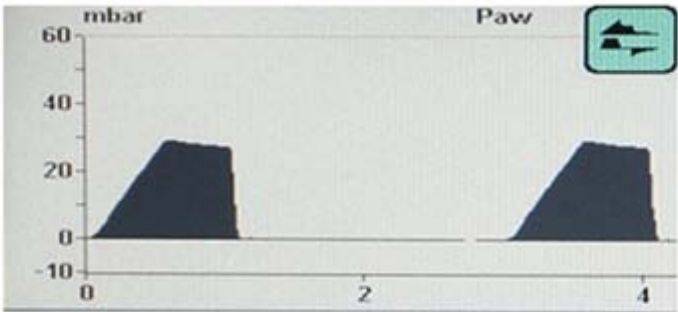


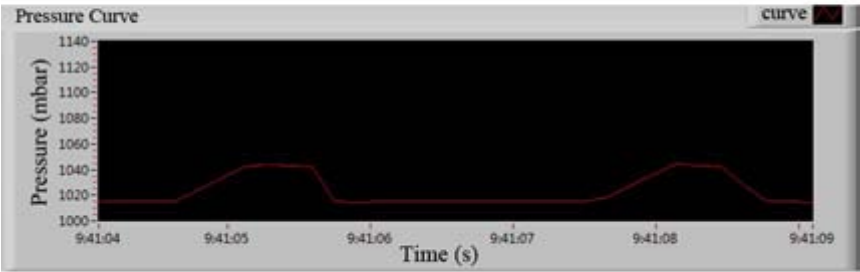
图4 铜丝质量-顺应性曲线图
Fig.4 Curves of copper net and compliance

Positive Pressure Ventilation, IPPV)。设置参数为:呼吸频率 20 次/min, 吸气时间 1 s, 潮气量分别设置为 20、40、60、80、100 mL。用 PC 机上的用户应用程序分别将不同潮气量下得到的压强值进行保存。由公式(5)可得接呼吸机的模拟肺顺应性。

如图 5 所示, 呼吸机供气波形图波形显示吸气时间为 1 s, 呼气时间为 2 s, 一个呼吸周期为 3 s。本实验采集程序所采集到的气体压强波形图显示的吸气时间和一个呼吸周期时间与其基本一致, 说明本实验采集到的压强值基本没有漏采或多采, 本采集系统可行。



a: Waveform of gas pressure supplied by ventilator



b: Waveform of gas pressure in lung simulator

图5 气体压强波形图

Fig.5 Waveforms of gas pressure

如表 1 所示, 接呼吸机的模拟肺顺应性约为接医用针筒的模拟肺顺应性的 2 倍多。排除刚性玻璃瓶漏气的可能, 引起压强明显不同的可能原因为呼吸机的通气管路所造成的。根据公式(7)可以得到接医用针筒时密闭腔室的体积约为 1018 mL(包含了各接口管道体积)。接呼吸机时密闭腔室体积约为

2220 mL。两者相减所得通气管道的体积为 1202 mL。为了验证猜想, 采用 500 mL 的刚性玻璃瓶填充入 150 g 铜丝。分别接上医用针筒与呼吸机。医用针筒的充气体积分别为 20、40、60、80、100 mL, 呼吸机的设置参数不变。所得的压强值同样使用 PC 上的用户应用程序进行保存。

表 1 接呼吸机与接医用针筒 1000 mL 模拟肺顺应性对照表

Tab.1 Compliance of lung simulator of 1000 mL connected with ventilator or medical syringe

Tidal volume (mL)	With ventilator (mL/mbar)	With medical syringe (mL/mbar)
20	2.225	1.007
40	2.205	1.011
60	2.127	1.015
80	2.454	1.016
100	2.499	1.033

如表2所示,接呼吸机的模拟肺顺应性约为接医用针筒的模拟肺顺应性的3倍。根据公式(7)可以得到接医用针筒时密闭腔室的体积约为505 mL。接呼吸机时密闭腔室体积约为1740 mL。两者相减所得通气管道的体积为1235 mL。则采用容积为1 L与500 mL

的玻璃瓶所得到的通气管道体积分别为1202 mL和1235 mL,误差为33 mL,约占通气管道总体积的2.7%。所得的实验数据在实验误差允许范围内。由此可证明压强的明显不同是由于呼吸机的通气管道所造成的。可见本模型系统所得的数据是准确可靠的。

表2 接呼吸机与接医用针筒500 mL模拟肺顺应性对照表
Tab.2 Compliance of lung simulator of 500 mL connected with ventilator or medical syringe

Tidal volume (mL)	With ventilator (mL/mbar)	With medical syringe (mL/mbar)
20	1.727	0.494
40	1.735	0.501
60	1.682	0.503
80	1.704	0.508
100	1.654	0.516

4 结 论

实验证明在密闭玻璃瓶内放入一定量的铜丝可以营造恒温压缩状态。本实验采用容量为1000 mL的刚性玻璃瓶在填充铜丝质量为300 g时,对瓶子内部进行充气,由于空气压缩所产生的热量基本上可以被填充的铜丝全部吸收,这样就营造了一个等温压缩的环境。根据公式(5)计算,1000 mL刚性玻璃瓶的顺应性约为1.104 mL/mbar。根据其顺应性大小判断,该模拟肺模型可以模拟新生儿肺顺应性。该模型的精度也可以满足呼吸机顺应性及潮气量的参数精度测试。本实验所采用的数据采集系统能够快速精确地采集实验数据,检测呼吸机的质量与性能,以提高呼吸机的检测效率,保证产品质量,具有检测方便、准确度高的优点,适合推广使用。

【参考文献】

[1] 梁洪超, 葛斌, 严荣国. 一种新型模拟肺模型的实验研究[J]. 传感器与微系统, 2010, 29(7): 11-13.
LIANG H C, GE B, YAN R G, et al. Experimental research on a new model of the lung simulator[J]. Transducer and Microsystem Technologies, 2010, 29(7): 11-13.

[2] SHI Y, REN S, CAI M, et al. Pressure dynamic characteristics of pressure controlled ventilation system of a lung simulator [J]. Comput Math Methods Med, 2014, 2014(3): 287.

[3] 王海涛, 阙呈立, 张广, 等. 主动模拟肺的类型和应用研究[J]. 医疗卫生装备, 2014, 35(4): 106-108.
WANG H T, QUE C L, ZHANG G, et al. Application and types of active simulated lungs [J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2014, 35(4): 106-108.

[4] 吕鹏, 陈雅楠, 曹德森, 等. 呼吸机测试仪的研制[J]. 北京生物医学工程, 2006, 25(1): 70-72.
LÜ P, CHEN Y N, CAO D S, et al. The development of a ventilator tester[J]. Beijing Biomedical Engineering, 2006, 25(1): 70-72.

[5] 郑建立, 樊丞成, 王刚, 等. 智能化呼吸机呼吸控制硬件平台的研

究[J]. 中国医学物理学杂志, 2014, 32(4): 5048-5053.
ZHENG J L, FAN C C, WANG G, et al. The research on controlling platform of smart ventilator [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2014, 31(4): 5048-5053.

[6] 彭树良, 李庚, 郝博, 等. 呼吸机潮气量测量原理及指示值误差分析[J]. 中国医疗设备, 2013, 28(3): 124-125.
PENG S L, LI G, HAO B, et al. Tidal volume measurement principle and indicator value error analysis of respirators[J]. China Medical Devices, 2013, 28(3): 124-125.

[7] 吴政. 呼吸机质量控制的新手段—介绍一种简便的潮气量检测方法[J]. 中国医疗器械信息, 1998, 4(6): 9-10.
WU Z. A new method of aspirator's quality control-entroduction of convinient way of testion tidal volume[J]. China Medical Devices Information, 1998, 4(6): 9-10.

[8] KNOBEL C, KETTERER G, MOLLER K. A concept for modelling linear lung compliances using a mechanical artificially ventilated simulator[C]. 2013 ICME International Conference on. IEEE, 2013: 571-574.

[9] WEST J B. The original presentation of Boyle's law [J]. J Appl Physiol, 1999, 87(4): 1543-1545.

[10] DAVENPORT D A. Boyle's law[J]. J Chem Educ, 1979(5): 322.

[11] 王涛, 姚蓓, 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.
WANG T, YAO H, ZHAO T, et al. Temperature measurement of pressured tanks with stuffed materials [J]. Journal of Beijing Institute of Technology, 2011, 31(2): 149-153.

[12] WANG T, PENG G, KAGAWA T. Determination of flow- rate characteristics for pneumatic components using a quasi-isothermal tank with temperature compensation[J]. Meas Sci Technol, 2010, 21(6): 065402.

[13] GIANNELLA-NETO A, BELLIDO C, BARBOSA R B, et al. Design and calibration of unicapillary pneumotachographs [J]. J Appl Physiol, 1998, 84(1): 335-343.

[14] KNORZER A, SCHRANZ C, MOLLER K, et al. Evaluation of a model based optimization algorithm for pressure controlled ventilation[J]. Biomed Tech, 2013, 58(18): 3234-3234.

[15] 张腾, 郭惟. 德尔格Evita 4呼吸机气路分析及应用[J]. 中国医学装备, 2012, 9(11): 32-34.
ZHANG T, GUO W. Pneumatics analysis and maintenance of Drager Evita 4 ventilator[J]. China Medical Equipment, 2012, 9(11): 32-34.