

DOI: 10.13382/j.jemi.B2307109

呼吸机检测仪校准装置气体流量校准系统的设计^{*}

陈鑫宇¹ 黄震威¹ 梅 杰² 王俊贤¹ 邹剑秋³ 谢代梁¹

(1. 中国计量大学计量测试工程学院 杭州 310018; 2. 浙江省计量科学研究院 杭州 310018;
3. 开化县检验检测研究院 开化 324300)

摘 要:目前,我国尚未公开呼吸机检测仪的国家校准规范,导致呼吸机检测仪各参数的计量溯源难以展开。一些自编的校准方法在气体流量校准上存在流量校准点受柱塞大小影响的问题,进而限制了流量校准范围。为解决这一问题,本文提出了基于标准表法和柱塞法分别对静态流量和潮气量进行校准的方法,并集成了两套管路、设计了校准系统。介绍了呼吸机检测仪流量测量的基本原理,根据该原理提出了校准方法并实际搭建了装置,对装置进行了测试。测试结果表明本系统静态流量测量范围为5~200 SLPM,扩展不确定度 $U_r(Q_v)=0.602\%$ ($k=2$);潮气量测量范围为0~2 000 mL,扩展不确定度 $U_r(V)=0.174\%$ ($k=2$),相对误差满足技术指标。本系统可实现对呼吸机检测仪流量参数的校准。该校准系统的设计为呼吸机检测仪校准装置的研发奠定了基础,并为呼吸机检测仪校准规范的建立提供了一定的借鉴意义。

关键词: 计量学;呼吸机检测仪;气体流量;标准表法;柱塞法

中图分类号: TH785 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460.4030

Design of gas flow calibration system for ventilator tester calibration device

Chen Xinyu¹ Huang Zhenwei¹ Mei Jie² Wang Junxian¹ Zou Jianqiu³ Xie Dailiang¹

(1. School of Metrology and Testing Engineering, China University of Metrology, Hangzhou 310018, China;
2. Zhejiang Academy of Metrology, Hangzhou 310018, China; 3. Kaihua County Institute of
Inspection and Testing, Kaihua 324300, China)

Abstract: At present, China has not yet publicized the national calibration specification of respiratory tester, which makes it difficult to carry out the metrological traceability of various parameters of respiratory tester. Some self-compiled calibration methods for gas flow calibration have the problem that the flow calibration point is affected by the size of the plunger, which in turn limits the flow calibration range. To solve this problem, this paper proposes a calibration method based on the standard meter method and plunger method for static flow and tidal volume, respectively, and integrates two sets of pipelines and designs a calibration system. The basic principle of flow measurement of the ventilator detector is introduced, the calibration method is proposed based on this principle and the device is actually built and tested, and the test results show that the static flow measurement range of this system is 5~200 SLPM, with the extended uncertainty $U_r(Q_v)=0.602\%$ ($k=2$); the tidal volume measurement range is 0~2 000 mL, with the extended uncertainty $U_r(V)=0.174\%$ ($k=2$), and the relative error meets the technical specifications, and this system can realize the calibration of respiratory tester calibration of flow parameters. The design of this calibration system lays the foundation for the research and development of the calibration device of respiratory tester and provides certain reference significance for the establishment of the calibration specification of respiratory tester.

Keywords: metrology; ventilator tester; gas flow; standard meter method; plunger method

0 引 言

呼吸机检测仪是一种用于校准医用呼吸机各通气参数的医学计量设备^[1]。在新冠疫情的影响下,呼吸机的使用量迅速攀升,与此同时在医院日常质量控制和各级计量院或计量机构中,呼吸机检测仪的使用频率也明显提高^[2]。呼吸检测仪输出的量值准确性会直接影响医用呼吸机的使用效果^[3]。随着呼吸机检测仪质量管理的进步,为了满足 ISO/IEC 17025 中所有实验室检测都要溯源至国际单位制(SI)的要求,在国内建立一个完整的呼吸机溯源系统是必要的^[4]。目前,我国呼吸机检测仪的技术指标需满足 JJF1234-2018《呼吸机校准规范》中的相关规定。在规范中指出:呼吸机检测仪静态流量范围为 0.5~180 L/min,最大允许误差为±3%;潮气量范围为 0~2 000 mL,最大允许误差为±3%或±10 mL。2014 年,中国计量科学研究院公开了呼吸机测试校准装置的专利^[5],利用 3 组气体流量控制器对流量进行校准。2015 年中国测试技术研究院通过并实施了内部自编校准规范《呼吸机检测仪校准规范》,静态流量范围为 0~14 L/s,最大允许误差为±2%;潮气量范围为 0~1 200 mL,最大允许误差为±20 mL。2020 年安徽省计量院也以内部自编校准规范的形式编制了《呼吸机检测仪校准规范》,静态流量范围为 0.5~180 L/min,最大允许误差为±3%;潮气量范围为 0~1 200 mL,最大允许误差为±3%。尽管如此,现行呼吸机检测仪气体流量校准均采用容积法^[6],该方法存在流量校准范围受柱塞大小限制、流量调节复杂等问题。且目前国内研发的呼吸机检测仪校准装置的技术指标与《呼吸机校准规范》中对呼吸机检测仪的技术指标相差无几,不能很好的满足呼吸机检测仪的校准。因此,改善呼吸机检测仪校准装置的气体流量校准方法的研究对建立完整的溯源系统是有推进作用的。

呼吸机检测仪校准装置是一台多参数校准装置,主要包括流量、压力、呼吸频率和氧气浓度 4 大模块。其中流量校准分为动态流量校准和静态流量校准^[7-8]。本文对呼吸机检测仪校准装置中流量模块的校准方法进行研究,基于标准表法和柱塞法分别对静态流量和潮气量进行校准,实现对于呼吸机检测仪流量参数的量值溯源。

1 呼吸机检测仪的原理

通过市场调研,目前市面上使用的最广泛的呼吸机检测仪是美国 FLUKE 公司生产的 VT 型和瑞士 Imtmedical 公司生产的 PF-300 型^[9]。针对这两类呼吸机检测仪展开研究,发现这两类检测仪均采用压差流量传感器,利用节流孔板差压的原理测量气路中的气体流量。

差压流量传感器工作原理图如图 1 所示,气流通过节流板,测量经过气流板的前后压力差就可以间接得到气体流量^[10-11]。

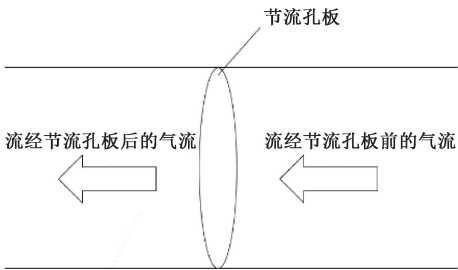


图 1 差压法流量传感器工作原理
Fig. 1 Differential pressure method flow sensor working principle diagram

压力差计算流量公式如下:

$$\Delta P = c_1 \times \mu \times Q + c_2 \times \rho \times Q^2 \tag{1}$$

式中: c_1 、 c_2 为节流器几何参数常量; μ 为气体粘滞系数; Q 为气体流量; ρ 为气体密度。

由式(1)可知节流器的几何参数、气体的密度和气体粘滞系数都会对呼吸机检测仪的流量值产生影响。其中气体的类型、温湿度和大气压力等都会影响气体的密度和气体粘滞系数。所以流量校准过程中呼吸机检测仪中环境修正模式、气体类型的设置都会对流量的校准结果产生较大的影响。本呼吸机检测仪校准方法在 ATP (即当前环境温度和大气压力下的流量值) 校准模式下开展。

2 呼吸机检测仪流量校准方法

参考呼吸机校准规范提出流量的相关技术指标如表 1^[12]所示,装置实物图如图 2 所示。

表 1 技术指标

Table 1 Technical specifications		
参数	范围	相对误差
静态流量/(L·min ⁻¹)	5~200	±1.5%
潮气量/mL	0~2 000	±1%

2.1 静态流量校准方法

针对静态流量量值溯源问题,基于标准表法原理搭建了一套气体管路,可实现呼吸机检测仪静态流量的校准。此气路主要由风机、电动阀门、绝压变送器、气体质量流量计、两个差压变送器和两只温度变送器组成,校准介质为空气。该气路标准表采用的是热式质量流量计(vögtlin,GSM-D9KA-BN00),测量范围为 0~200 SLPM,精度为 1%;绝压变送器(美仪,MIK-P3000-JDH),测量范围为 60~110 kPa,精度为 0.1%;差压变送器(美仪,MIK-



图2 装置实物图

Fig. 2 Physical diagram of the device

P3051-JDH), 测量范围为 0~20 kPa, 精度为 0.075%; 温度传感器 (美仪, MIK-PX202), 测量范围为 -50 ℃ ~ 200 ℃, A 级精度; 风机 (风帕克 4HB210-AH16), 0.55 kW。

如图3所示, 气体流量校准系统中电动阀门作为执行器、PLC为控制器, 以空气为介质, 气源通过风机吸入并排出。利用电动阀门对流量进行调控, 记录温度和压力来进行补偿, 将采集得到的流量数据送入 PLC。PLC 根据采集到的标准表和呼吸机检测仪的流量数据、温度传感器得到的温度和压力变送器得到的压力, 由式(2)将工况下的流量转化为同一标况下的流量^[13-14]。

$$Q_f = Q_p \frac{p_p T_f}{p_f T_p} \quad (2)$$

式中: Q_f 为自由气体流量; Q_p 为压缩气体流量; p_p 为压缩气体的绝对压力; T_f 为自由气体的热力学温度; p_f 为自由气体的绝对压力; T_p 为压缩气体热力学温度。

现场的数据通过总线送至计算机, 组态软件实现实时监控。利用已知的标准表来确定待校流量对被检表进行校准, 从而测试呼吸机检测仪的流量性能。

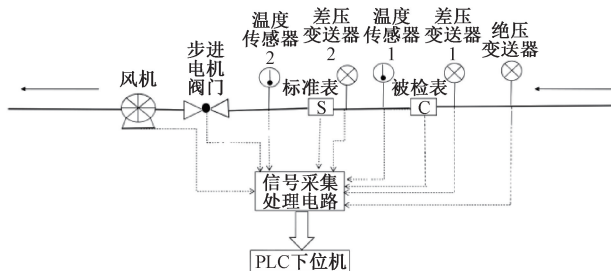


图3 静态流量校准原理

Fig. 3 Flow calibration schematic

2.2 动态流量校准方法

呼吸机检测仪中常见通气方式有容量控制模式 (volume control ventilation, VCV) 和压力控制呼吸模式 (pressure control ventilation, PCV) 两种基本模式^[15]。本

文以 VCV 模式为例来对呼吸机检测仪动态流量进行阐述。

通常, 呼吸系统的一阶线性模型^[16-17], 如式(3)所示:

$$P_{aw} + P_m = R_{rs} \dot{V} + \frac{\dot{V}}{C_{rs}} + PEEP \quad (3)$$

式中: P_{aw} 为呼吸系统的气道压力; P_m 为呼吸机检测仪内的压力; R_{rs} 为气道阻力; C_{rs} 为顺应性; $PEEP$ 为呼吸末正压, 在呼吸过程中始终存在; $\dot{V}$ 为呼吸机检测仪内流量。VCV 的模式原理图如图4所示, 从 A 点开始呼吸机以一定流量值输出气体, 直到 C 点。潮气量可以用流量与时间的积分来计算得出。气道压力达到峰值以后, 此后流量变为 0, 气道的压力迅速下降值 D 点, 在一段时间内维持, 直到 E 点, 从 E 点开始呼气, 在 F 点恢复至初始的状态^[18-20]。

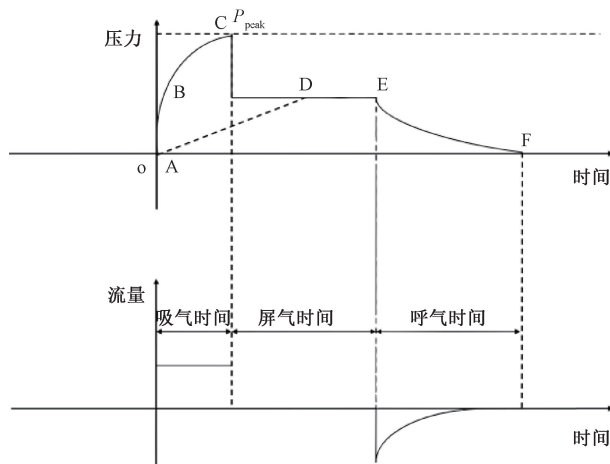


图4 VCV 模式原理

Fig. 4 VCV mode schematic

呼吸机检测仪动态流量的校准中包括潮气量的校准, 潮气量指的是单次吸入或呼出气体的体积。根据 VCV 的原理可知, 若要对潮气量进行校准, 必须要完全模拟人体呼吸的过程。实验可知, 单项通气, 呼吸机检测仪动态界面无法识别。基于 VCV 的原理结构, 本文基于柱塞法提出一种模拟人体呼吸的气体发生器, 用于潮气量的校准。

利用 ANSYS 对气体发生器内部流场变化情况进行仿真分析。通过 SpaceClaim 中建立三维模型如图5所示, 柱塞缸直径 D 为 125 mm; 气缸长度 L 为 250 mm; 出口管径 d 为 22 mm。

利用 CFD PrePost 对模型进行网格划分, 为了更符合工况, 采用 Patch 法和 Sweep 法相结合的方式对网格划分, 如图6所示, 总网格数为 1.61×10^5 , 平均单元格质量为 0.894。

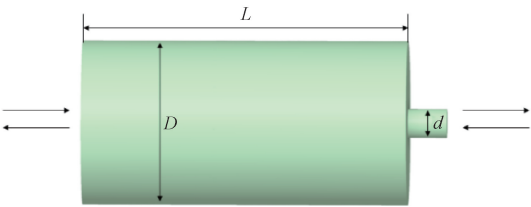


图 5 柱塞三维模型

Fig. 5 Three-dimensional model of the plunger

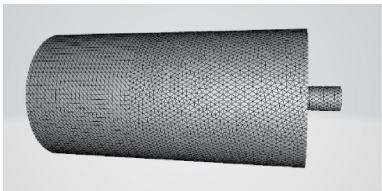


图 6 网格划分图

Fig. 6 Grid division diagram

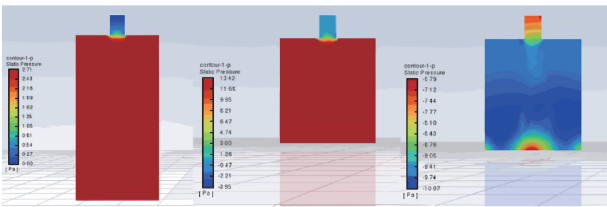
将网格导入 FLUENT 中进行求解,由于柱塞运动过程属于往复运动,故采用动网格技术对缸内流场进行设置。更新方法选择弹簧光滑、层铺与网格重划分相结合的方式,开启 In-cylinder 模型,设置如图 7 所示。仿真时间步长为 0.008 333,时间步数为 3 600。



图 7 In-cylinder 参数设置

Fig. 7 In-cylinder parameter settings

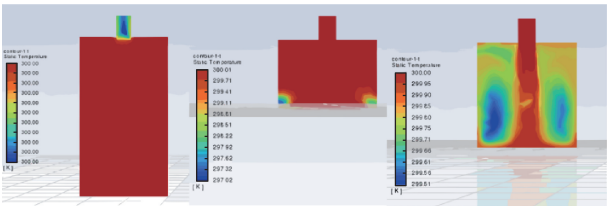
柱塞内部温度及压力云图如图 8、9 所示,从图中可发现,柱塞在运动过程中,压力会随着柱塞的运动呈正弦曲线变化,温度变化量较小,稳定分布在 300 K 附近。记录柱塞运动过程中出口平面的体积流量值,如图 10 所示,对该图进行积分处理得出柱塞运动一个行程时流量总累计值为 6 021 mL,故仿真所得潮气量范围为 0~3 010. 5 mL。



初始状态 推气状态 回推状态

图 8 压力云图

Fig. 8 Pressure cloud diagram



初始状态 推气状态 回推状态

图 9 温度云图

Fig. 9 Temperature cloud diagram

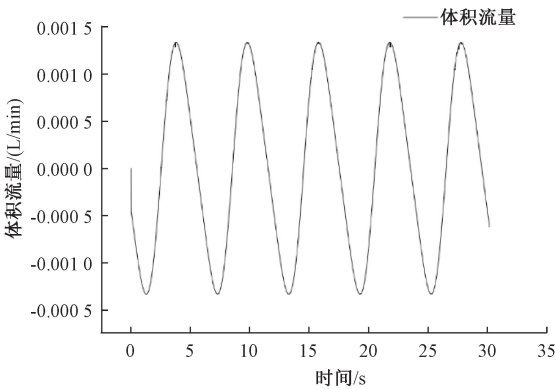


图 10 流量输出图

Fig. 10 Flow output diagram

根据仿真结果定制柱塞缸,潮气量校准原理图如图 11 所示,气体发生器如图 12 所示,主要是由柱塞、活塞杆、伺服电动缸、伺服电机组成,最大可满足 0~3 000 mL 的校准要求。根据技术指标,设计的机械参数如表 2 所示。

表 2 柱塞机械参数

Table 2 Mechanical parameters of plunger

参数	值
柱塞直径/mm	125
柱塞行程/mm	250
柱塞体积/mL	3 067. 96
电机每转脉冲数	2 000
丝杆导程/mm	5
传动比	1

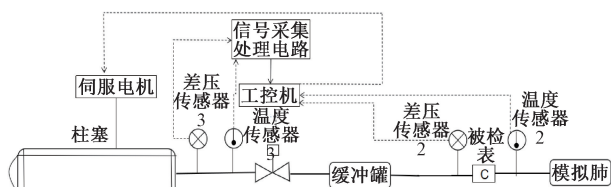


图 11 潮气量校准原理

Fig. 11 Tidal volume calibration schematic

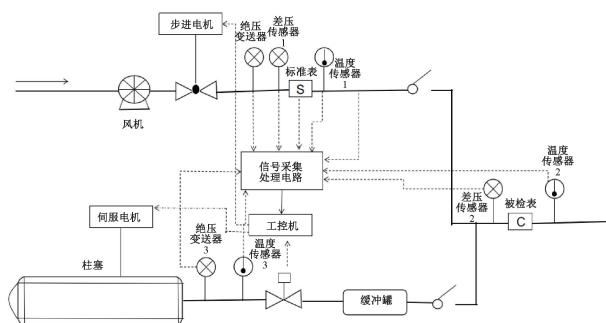


图 13 系统校准原理

Fig. 13 System calibration schematic

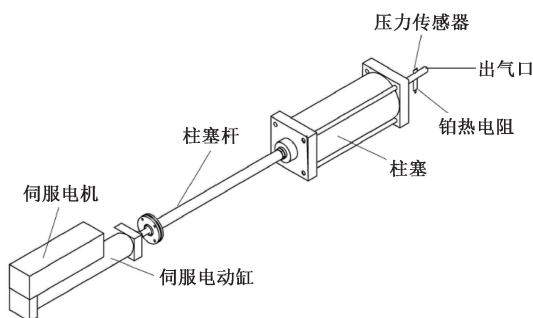


图 12 气体发生器

Fig. 12 Gas generator

气体发生器的数学模型如下：当驱动伺服电机向右运动时，可模拟成人体吸气，气体会从气缸推出，推出的气体总量 V 由式(4)计算得出：

$$V = \frac{\rho \pi d^2 L}{4} \quad (4)$$

式中： L 为活塞杆运行距离； d 为气缸内直径； ρ 为缸体内气体密度。

理想气体状态方程为：

$$\rho = \frac{pn}{TRZ} \quad (5)$$

式中： p 为理想气体的压强； n 为气体物质的量； T 为理想气体热力学温度； R 为普适气体常量； Z 为气体压缩因子。

由式(4)、(5)可推出柱塞距离和气体总量之间的关系，即气体发生器的数学模型：

$$V = \frac{pn\pi d^2 L}{4TRZ} \quad (6)$$

2.3 气路集成

对上述两条气路进行集成，合并于一套校准系统中，整体校准系统原理图如图 13 所示。可通过上位机在线切换两条气路，并将采集数据上传至上位机软件中，实现校准过程自动化和可视化。

2.4 检测程序

校准程序采用 LabVIEW 编写，由数据采集模块、处理模块和数据存储模块组成，采用 modbus 协议与下位机

通信。软件界面图如图 14 所示。软件中定义了变量数值，包含系统设计的温度变送器、压力变送器、阀门等主要部件。软件中能够实时显示各种过程量，并且最后可以将数据保存到 Excel 中，方便用户记录数据，使得该系统具备较高的准确性和较好的自动化功能。校准流程示意图如图 15 所示。检测前确保呼吸机检测仪与校准装置正确连接，按如下步骤开始校准。

- 1) 输入呼吸机检测仪的型号、编号、校准单位、制造商等信息；
- 2) 选择合适的校准点；
- 3) 打开风机，将流量调节至校准点；
- 4) 开始校准；
- 5) 记录下各温度变送器、压力变送器、被检表和标准表的流量值；
- 6) 重复步骤 3)~5)，直到每个校准点完成 3 次数据采集；
- 7) 切换至潮气量校准界面，底部灰色按钮点亮；
- 8) 选择需校准的潮气量值，开启柱塞往复运动；
- 9) 重复步骤 7) 和 8)，直到每个校准点完成 3 次数据采集；
- 7) 进行数据处理，完成校准；
- 8) 报告和原始记录。



图 14 上位机软件界面图

Fig. 14 Upper computer software interface

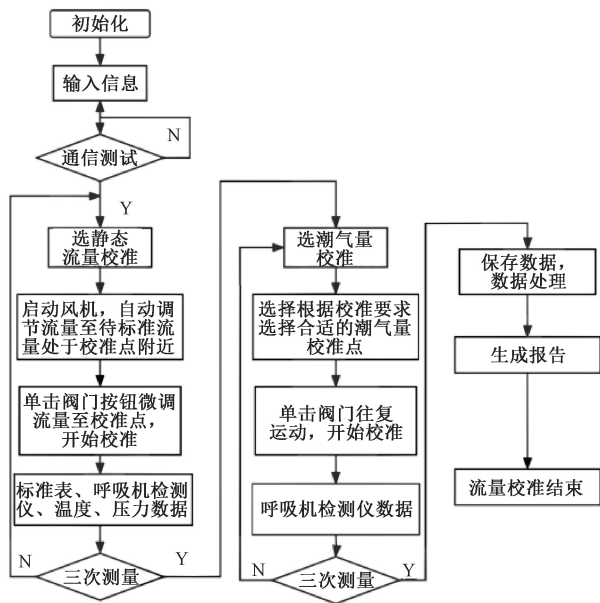


图 15 校准流程示意图

Fig. 15 Schematic diagram of the calibration process

3 实验与结果分析

3.1 计量特性实验

串联一台精度为 0.5%,流量范围为 5~500 L/min 的气体流量校准器对该装置进行校准,实验结果与标准值进行比较分析,如表 3、4 所示。

表 3 静态流量校准结果

Table 3 Static flow calibration results			
校准点/ (L·min ⁻¹)	被检示值/ (L·min ⁻¹)	标准值/ (L·min ⁻¹)	相对误差/%
5	5.02	4.988	0.64
65	65.3	65.121	0.27
110	110.5	111.83	-1.19
155	155.5	157.40	-1.21
200	199.8	200.65	-0.4

表 4 潮气量校准结果

Table 4 Tidal volume calibration results			
校准点/mL	被检示值/mL	标准值/mL	相对误差/%
400	400	398.4	0.40
600	600	596.9	0.52
1 000	1 000	994.5	0.55
1 500	1 500	1 490.1	0.64
2 000	2 000	1 985.3	0.74

由表 3 可以得到,静态流量在校准点 5、65、110、155、200 L/min 时,相对误差分别为 0.64%、0.27%、-1.19%、-1.21%、-0.4%,该装置静态流量的校准数据是非线性的,原因在于气体流量很容易受到温度和压力的影响,管

路内温度和压力稍微变化都会对流量值产生一定的影响。尽管相对误差在 155 L/min 校准点处最大,为 -1.21%,但是依旧满足技术指标要求。由表 4 可以得到,潮气量在校准点 400、600、1 000、1 500、2 000 mL 时,相对误差分别为 0.40%、0.52%、0.55%、0.64%、0.74%,该装置潮气量的校准数据相较于校准点总体偏小,误差随着潮气量校准点的增大而增大是线性的。相对误差在 2 000 mL 校准点处最大,为 14.7 mL,此时的为 0.74%,满足技术指标要求。气缸加工精密,直径稳定,输出的气体量是通过伺服电机工作的距离和气缸直径算得,伺服电机的精度为 0.1 mm 远大于流量计的精度,故潮气量的相对误差整体大大优于静态流量的相对误差。

3.2 不确定度评定

根据式(7),呼吸机检测仪静态流量校准气路,相对不确定度为:

$$Q_v = Q_1 \frac{(p_0 - p_1)}{(p_0 - p_1 - p_2)} \cdot \frac{T_2}{T_1} \cdot \frac{Z_2}{Z_1}$$
 (7)

$$u_r(Q_v) = \{u_r^2 Q_1 + [u_r p_0 C_r p_0]^2 + [u_r p_1 C_r p_1]^2 + [u_r p_2 C_r p_2]^2 + u_r^2 T_1 + u_r^2 T_2 + u_r^2 t + u_r^2 \frac{Z_2}{Z_1}\}^{0.5}$$
 (8)

根据式(9)和(10),呼吸机检测仪潮气量校准气路,相对不确定度为:

$$V = \frac{n \pi d^2 L}{4 R Z} \frac{p_3}{p_2} \frac{T_2}{T_3} (1 + \alpha)$$
 (9)

$$L = \frac{P_L \cdot f}{f_L}$$
 (10)

$$u_r(V) = \{u_r^2 d + [u_r(p_2) C_r(p_2)]^2 + [u_r(p_3) C_r(p_3)]^2 + u_r^2 T_1 + u_r^2 T_2 + u_r^2 P_L + u_r^2 \alpha + u_r^2 E\}^{0.5}$$
 (11)

综上,呼吸机检测仪静态流量校准气路的不确定度来源如表 5 所示,合成标准不确定度 $u_r(Q_v) = 0.301\%$;扩展不确定度 $U_r(Q_v) = 0.602\%$ ($k=2$)。潮气量校准气路的不确定度来源如表 6 所示,合成标准不确定度 $u_r(V) = 0.087\%$;扩展不确定度 $U_r(V) = 0.174\%$ ($k=2$)。

表 5 静态流量校准气路不确定度分析一览表

Table 5 List of static flow calibration gas circuit uncertainty analysis			
物理参数	含义	$u_r / \%$	C_r
$u_r Q_1$	标准表示值误差	0.295	1
$u_r p_0$	公共处绝对压力	0.058	0.112
$u_r p_1$	标准表处压力	0.043	0.078
$u_r P_2$	被检表处压力	0.043	0.078
$u_r T_1$	标准表处温度	0.045	1
$u_r T_1$	被检表处温度	0.045	1
$u_r t$	计时器	1.92×10^{-4}	1

表6 潮气量校准气路不确定度分析一览表

Table 6 Tidal volume calibration gas circuit uncertainty analysis list

物理参数	含义	$u_r/\%$	C_r
$u_r(d)$	柱塞外径	0.038	1
$u_r(p_2)$	柱塞处温度	0.045	1
$u_r p_3$	被检表处温度	0.045	1
$u_r T_1$	柱塞杆螺距精度	3.46×10^{-5}	1
$u_r T_2$	柱塞处压力	0.058	0.112
$u_r P_L$	被检表处压力	0.058	0.112
$u_r \alpha$	泄露量	0.045	1
$u_r E$	柱塞材质弹性模量	2.12×10^{-5}	1

4 结 论

根据呼吸机检测仪原理设计了两套管路分别对呼吸机检测仪中的静态流量和潮气量进行校准并将其集成为一套系统,很好的解决了在气体流量校准上存在流量校准点受柱塞大小影响的问题。实验结果表明,实际的管路可以较好地对呼吸机检测仪流量参数进行校准,静态流量测量范围为5~200 SLPM,扩展不确定度 $U_r(Q_v) = 0.602\% (k=2)$;潮气量测量范围为0~2 000 mL,扩展不确定度 $U_r(V) = 0.174\% (k=2)$,满足呼吸机检测仪流量校准的技术指标。该校准系统的设计为呼吸机检测仪校准装置的研发奠定了基础,为呼吸机检测仪校准规范的建立提供了一定的借鉴意义。

参考文献

[1] 李奇,何韵,陈上文. 呼吸机质量检测仪校准方法探讨[J]. 计量与测试技术, 2022, 49(4): 63-64.
LI Q, HE Y, CHEN SH W. Discussion on the calibration method of ventilator quality tester [J]. Measurement and Testing Technology, 2022, 49 (4): 63-64.

[2] 王文静,李小红. 医用呼吸机质量控制及效果分析[J]. 安徽医学学报, 2022, 21(3): 16-18.
WANG W J, LI X H. Quality control and effect analysis of medical ventilator [J]. Journal of Anhui Medical College, 2022, 21(3): 16-18.

[3] 柳君明. 呼吸机检测中通气参数的误差及偏差[J]. 医疗装备, 2018, 31(1): 188.
LIU J M. Errors and deviations of ventilation parameters in ventilator testing [J]. Medical Equipment, 2018, 31(1): 188.

[4] ISO/IEC17025: General requirements for the competence of testing and calibration laboratories.

[5] 张璞,刘文丽,万国庆. 呼吸机测试仪校准装置[P]. 北京市:CN104225745B, 2017-01-18.
ZHANG P, LIU W L, WAN G Q. Ventilator tester

calibration device [P]. Beijing: CN104225745b, 2017-01-18.

[6] 高进,于洋,宋兆峰. 一种呼吸机测试仪校准装置[P]. 山东省:CN115337509A, 2022-11-15.
GAO J, YU Y, SONG ZH F. A ventilator tester calibration device [P]. Shandong Province: CN115337509A, 2022-11-15.

[7] ZHANG P, SUN J, WAN G, et al. Development of ventilator tester calibration equipment [C]. 2015 IET International Conference on Biomedical Image and Signal Processing (ICBISP 2015). IET, 2015: 1-4.

[8] 李奇,吴国光,何韵. 一种呼吸机质量检测仪动态校准装置及方法[P]. 广东省:CN115164963A, 2022-10-11.
LI Q, WU G G, HE Y. A dynamic calibration device and method for ventilator quality tester [P]. Guangdong Province: CN115164963A, 2022-10-11.

[9] 吴朝霞,蔡晓兴. 呼吸机质量控制检测方法探讨及结果分析[J]. 中国设备工程, 2022(1): 183-184.
WU CH X, CAI R X. Discussion on quality control testing methods of ventilators and analysis of results[J]. China Equipment Engineering, 2022(1): 183-184.

[10] 邓潇彬,王飞飞,张天逸. 基于Imtmedical 便携式检测仪的呼吸机检测 [J]. 中国医学装备, 2016, 13(7): 26-31.
DENG X B, WANG F F, ZHANG T Y. Ventilator detection based on Imtmedical portable detector [J]. China Medical Equipment, 2016, 13(7): 26-31.

[11] 董双双,黄浩钦,彭衡芾,等. 压力位差式气体层流流量传感器开发[J]. 电子测量与仪器学报, 2021, 35(10): 130-136.
DONG SH SH, HUANG H Q, PENG H F, et al. Development of a pressure differential gas laminar flow sensor [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2021, 35(10): 130-136.

[12] 孙劼,张璞,李姜超. 呼吸机质量检测仪校准中应注意的问题[J]. 计量技术, 2018(7): 51-53.
SUN J, ZHANG P, LI J CH. Problems to be noted in the calibration of ventilator quality detector [J]. Measurement Technology, 2018(7): 51-53.

[13] JJF 1234-2018, Specification for calibration of ventilators [S]. JJF 1234-2018, 呼吸机校准规范[S].

[14] 王欢. 气体流量标准装置计算机测控系统的设计与设 计[J]. 自动化应用, 2022(3): 162-165.
WANG H. Research and design of computerized measurement and control system for gas flow standard device [J]. Automation Application, 2022 (3): 162-165.

- [15] 胡开明, 李跃忠, 刘薇. 标准表法气体流量自动检定系统的设计与实现[J]. 机床与液压, 2019, 47(22): 93-97.
- HU K M, LI Y ZH, LIU W. Design and realization of automatic gas flow calibration system for standard meter method [J]. Machine Tools and Hydraulics, 2019, 47(22): 93-97.
- [16] 刘媛. 呼吸系统中参数追踪的辨识算法研究[D]. 长沙: 湖南大学, 2016.
- LIU Y. Research on recognition algorithm for parameter tracking in respiratory system [D]. Changsha: Hunan University, 2016.
- [17] 易韦韦, 张纪, 王跃科, 等. 基于呼吸机的人工呼吸系统力学建模与仿真[J]. 系统仿真学报, 2009 (15): 4892-4895.
- YI W W, ZHANG Q, WANG Y K, et al. Mechanical modeling and simulation of ventilator-based artificial respiratory system [J]. Journal of System Simulation, 2009 (15): 4892-4895.
- [18] BECHER T, VAN DER STAAY M, SCHÄDLER D, et al. Calculation of mechanical power for pressure-controlled ventilation [J]. Intensive Care Medicine, 2019, 45: 1321-1323.
- [19] KIM K N, KIM D W, JEONG M, et al. Comparison of pressure-controlled ventilation with volume-controlled ventilation during one-lung ventilation: A systematic review and meta-analysis [J]. BMC anesthesiology,

2015, 16(1): 1-11.

- [20] 刘振良. 呼吸机检测与控制算法的研究与应用[D]. 南京: 东南大学, 2015.
- LIU ZH L. Research and application of ventilator detection and control algorithm [D]. Nanjing: Southeast University, 2015.

作者简介



陈鑫宇, 2021 年于中国计量大学现代科技学院获得学士学位, 现为中国计量大学在读研究生, 主要研究方向为流量计量方法及校准装置研究。

E-mail: 121068156@qq.com

Chen Xinyu received his B. Sc. degree from China Jiliang University College of Modern Science and Technology in 2021. Now he is a M. Sc. candidate at China Jiliang University. His main research interests include flow measurement method and standard device.



黄震威 (通信作者), 2019 年于浙江工业大学获得博士学位, 现为中国计量大学高级工程师, 主要研究方向为流量计量方法及标准装置研究。

E-mail: hzhuangzw@126.com

Huang Zhenwei (Corresponding author) received his Ph. D. degree from Zhejiang University of Technology in 2019. Now he is a senior engineer in China Jiliang University. His main research interests include flow measurement method and standard device.