

呼吸机检测仪校准参数方法研究

阮志龙, 章泽峰, 骆娜琴, 李晓杭, 俞泽, 方佳丽, 张丽娜

绍兴市质量技术监督检测院, 浙江 绍兴

收稿日期: 2026年2月28日; 录用日期: 2026年4月17日; 发布日期: 2026年6月15日

摘要

文章研究了一种呼吸机检测仪动态参数校准方法及装置。通过传感器及数字采集器获取人体一次呼吸过程温度、湿度、压力和流量的曲线波形图, 分别建立呼吸流量模型、呼吸温度模型、呼吸湿度模型和呼吸压力模型, 并根据相应的数学模型, 利用主动活塞精确模拟人体的呼吸动态参数, 进而校准呼吸机检测仪, 有效提高了临床呼吸机校准结果的可信度。

关键词

呼吸机检测仪, 校准, 仿生算法, 动态参数

Research on Calibration Parameter Method of Ventilator Tester

Zhilong Ruan, Zefeng Zhang, Naqin Luo, Xiaohang Li, Ze Yu, Jiali Fang, Lina Zhang

Shaoxing Testing Institute of Quality and Technical Supervision, Shaoxing Zhejiang

Received: February 28, 2026; accepted: April 17, 2026; published: June 15, 2026

Abstract

This article presents a dynamic parameter calibration method and device for a ventilator tester. Temperature, humidity, pressure, and flow waveforms during a single human respiratory cycle are acquired using sensors and a digital acquisition system. Corresponding mathematical models, including respiratory flow, temperature, humidity, and pressure models, are established. Based on these models, an active piston mechanism is adopted to accurately simulate the dynamic respiratory parameters of the human body, thereby calibrating the ventilator tester. The proposed method effectively improves the reliability and accuracy of clinical ventilator calibration results.

Keywords

Ventilator Tester, Calibration, Bionic Algorithm, Dynamic Parameter

Copyright © 2026 by author(s) and Hans Publishers Inc.
 This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).
<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



1. 引言

呼吸机已成为临床最常用的急救和生命支持设备,其在临床上的应用,有效降低了呼吸衰竭死亡率。作为集成了多参数监测功能的高科技医学急救设备,呼吸机通过体外供氧,可有效提升危重患者血氧浓度,是临床抢救治疗的重要手段[1]。在医疗设备质控领域,呼吸机一直是重点关注对象:它不仅是临床上故障风险较高的设备,同时存在使用难度大、操作人员培训工作量大的特点,因此加强呼吸机应用的质量管理,对提升设备使用安全性与运行效率、提高临床救治成功率、降低医疗风险都具有重要意义。此外,呼吸机参数是否准确,直接影响临床治疗效果,甚至关乎患者的生命安全,因此必须定期使用专业呼吸机检测仪完成参数校准[2]。

2024年9月18日,JJF 2148-2024《呼吸机测试仪校准规范》¹正式发布,但呼吸机检测仪的期间核查标准仍是空白,使得该检测仪质量控制缺乏支撑手段。更值得关注的是,国内目前尚未建成可对呼吸机检测仪进行全参数、高性能校准的标准装置,因此完善我国呼吸机检测仪的量值溯源体系,对提高临床呼吸机校准结果的可信度、保障患者生命安全具有重要意义[3]。呼吸机检测仪的关键测量参数包括人体呼出气体潮气量、吸入气体潮气量、呼吸频率、氧浓度含量、呼气末正压、呼吸流量、呼吸气道峰压等,均为快速变化的脉冲型气体物理动态状态参数。为了判断呼吸机检测仪能否准确测量上述参数,本文研究了仿生式呼吸机检测仪校准动态算法,并对流量、潮气量两个参数进行了试验。

2. 呼吸机检测仪基本原理

呼吸机检测仪是一种具备多参数监测功能的设备,主要用于监测呼吸机流量、潮气量、呼气末正压、气道峰压、氧浓度以及呼吸频率等关键参数。目前市面上使用最广泛的呼吸机检测仪为美国FLUKE公司生产的VT型检测仪。本文以FLUKE VT900A为例开展研究,该检测仪原理图如图1所示[4]。

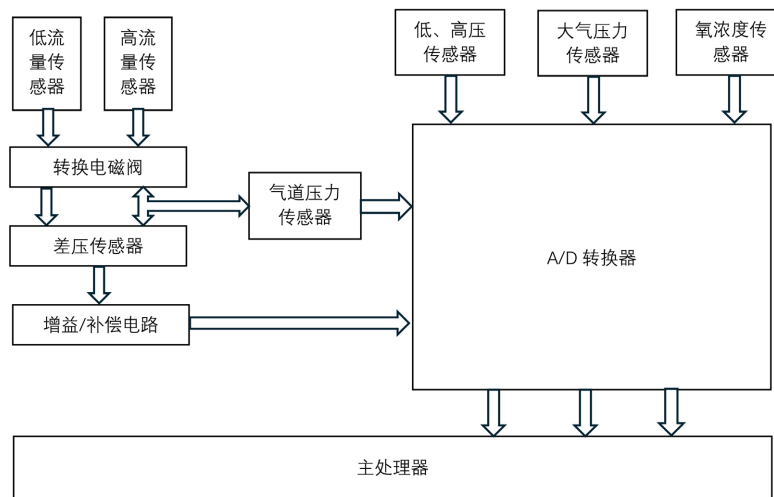


Figure 1. VT900A ventilator detector schematic diagram
 图 1. VT900A 呼吸机检测仪原理图

¹<https://jcg.spc.org.cn/resmea/standard/detail.html?standno=JJF+2148-2024&pageindex=1&rows=10>

该呼吸机检测仪采用压差法流量传感器, 利用节流压差原理测量气路中的气体流量。压差法传感器工作原理如图 2 所示, 传感器气路中设置有节流器(孔板), 通过测量气体流经节流器前后的压力差就可间接得到气体的流量[5]。

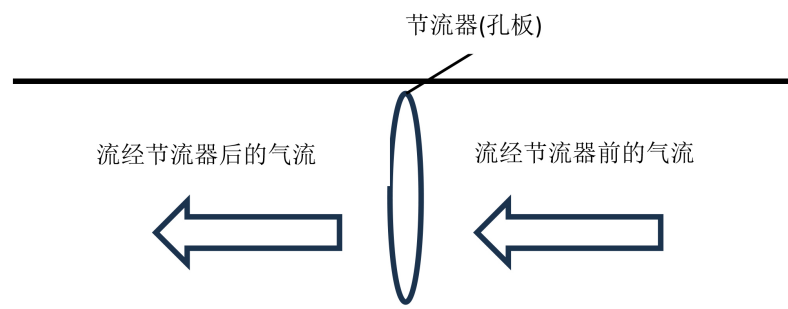


Figure 2. Working principle diagram of differential pressure flow sensor
图 2. 压差法流量传感器工作原理图

气路中流经节流器前后气体压力差为:

$$\Delta p = c_1 \cdot \eta \cdot Q + c_2 \cdot \rho \cdot Q^2 \quad (2-1)$$

式中, c_1 、 c_2 为节流器几何参数常量; η 为气体粘滞系数; Q 为气体流量, L/min; ρ 为气体密度, kg/m³。

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。本文以 VCV 模式为基础来对呼吸机检测仪校准参数开展研究。通常, 呼吸系统的一阶段模型, 如式(2-2)所示。

$$P_{aw} + P_m = R_{rs} V + \frac{V}{C_{rs}} + PEEP \quad (2-2)$$

其中, P_{aw} 为呼吸系统的气道压力, Pa; P_m 为呼吸机检测仪内的压力, Pa; R_{rs} 为气道阻力; C_{rs} 为顺应性; $PEEP$ 为呼气末正压, Pa; V 为呼吸机检测仪内流量, L/min。

根据 JJF 1234-2018《呼吸机校准规范》²规定, 呼吸机检测仪主要技术参数及允许的误差范围见表 1。

Table 1. Main technical parameters of ventilator tester
表 1. 呼吸机检测仪主要技术参数

参数名称	数值范围	最大允许误差
静态流量	(0.5~180) L/min	±3%
潮气量	(0~2000) mL	±3%或±10 mL
呼吸频率	(1~80)次/分	±3%
压力	(0~10) kPa	±0.1 kPa
氧浓度	21%~100%	±2% (体积分数)

3. 呼吸机检测仪校准系统仿生算法

区别于传统的呼吸机检测仪动态参数校准方法[6], 本文增加了仿生功能, 通过收集人体不同的呼吸

²<https://jjg.spc.org.cn/resmea/standard/detail.html?standno=JJF+1234-2018&pageindex=1&rows=10>

特性波形，建立相应的数学模型，利用主动活塞精确模拟人体的呼吸动态参数，进而校准呼吸机检测仪。仿生的前项步骤是获取仿生对象的关键模型数据，人体呼吸物理量主要有四个：温度、湿度、压力和流量，针对这四个物理向量，设计相应温度传感器、湿度传感器、压力传感器和流量传感器，利用传感器加数字采集器获取人体一次呼吸过程温度、湿度、压力和流量的曲线波形图，并建立相应的数学模型矩阵。

$$Q(t) = A_1 \times \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau_1}} \right) \quad (3-1)$$

$$T(t) = T_0 + (T_1 - T_0) \times e^{k_1 t} \quad (3-2)$$

$$H(t) = H_0 + (H_1 - H_0) \times e^{k_2 t} \quad (3-3)$$

$$P(t) = P_0 + A_2 \times \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau_2}} \right) \quad (3-4)$$

式(3-1)中， $Q(t)$ 表示时间 t 时刻的呼吸流量， A_1 表示呼吸气过程中的流量增加幅度， τ_1 表示呼吸过程的时间常数，人体呼吸的流量符合指数模型曲线。

式(3-2)是人体呼吸温度曲线函数，描述人体呼吸过程中温度变化的函数。由于人体呼吸过程中涉及到气体的吸入和排出，所以呼吸温度曲线函数与呼吸过程中气体的温度变化密切相关。其中， $T(t)$ 表示时间 t 时刻的呼吸温度， T_0 表示初始温度， T_1 表示平衡温度， k_1 表示一个与呼吸速率和气体传热特性相关的常数。这个函数的特点是在初始时刻温度较低，随着时间的推移逐渐上升，最终趋于平衡温度。

式(3-3)中， $H(t)$ 表示时间 t 时刻的呼吸湿度， H_0 表示初始湿度， H_1 表示平衡湿度， k_2 表示一个与呼吸速率和气体传湿特性相关的常数。这个函数的特点是在初始时刻湿度较低，随着时间的推移逐渐上升，最终趋于平衡湿度。这是因为初始时刻呼吸进入的气体湿度较低，随着气体在呼吸道中的传湿过程，湿度逐渐升高，直到达到与人体内部湿度相近的平衡湿度。

式(3-4)中， $P(t)$ 表示时间 t 时刻的呼吸压力， P_0 表示初始呼吸压力， A_2 表示呼吸气过程中的压力增加幅度， τ_2 表示吸气过程的时间常数。

通过式(3-1)、(3-2)、(3-3)、(3-4)，建立数学矩阵模型，发现人体呼吸流量和压力之间存在一定的相关性。一般来说，在吸气阶段，当呼吸肌肉收缩、胸腔扩大时，胸腔内压力降低，使空气进入肺部。而呼吸流量的大小取决于胸腔内压力的变化速度，即呼吸压力的斜率。因此，当吸气压力增大时，呼吸流量也会增大。在呼气阶段，当呼吸肌肉松弛、胸腔收缩时，胸腔内压力增加，使空气从肺部排出。此时呼吸流量的大小同样取决于胸腔内压力的变化速度，即呼吸压力的斜率。因此，当呼气压力增大时，呼吸流量也会增大。由此可知，呼吸流量和呼吸压力之间存在正相关关系，即呼吸压力的增加会导致呼吸流量的增加，反之亦然。

综合呼吸曲线特性，构建呼吸系统气流模型，结合主动活塞式气体流量装置得到电机运动体积输出曲线式(3-5)。

$$V = \int_0^t A \times \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau_1}} \right) \quad (3-5)$$

由于活塞转数 n 等于流量值的微分运算，所以呼吸系统气流模型可转换为驱动活塞运行电机转速和距离的关系式(3-6)。

$$n = \int_0^{t_0} \frac{B \times \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau_1}} \right)}{t_0} \quad (3-6)$$

其中, B 为呼吸流量和压力的相关系数, t_0 为电机输出取样点时间间隔点, 通过控制 t_0 单位时间内电机的转速参量控制, 即可以获得对应的气流体积。

呼吸气体温度和湿度函数由加热加湿器作为执行机构实施模拟温度和湿度气体状态, 用于呼吸机检测仪的计量校准。电阻丝加热均匀不锈钢盘, 让纯净水加热曲线满足式(3-7)。

$$i(t) = e^{k_3 t} \quad (3-7)$$

$i(t)$ 表示时间 t 时刻的电阻加热丝的电流, k_3 表示一个与呼吸速率和气体传热特性相关的常数, 用实验确认。 k_3 值测试实验: 采用固定体积 2000 mL 气体, 电阻丝加热均匀不锈钢盘到固定温度 37℃。以不同的速度推动活塞产生气流, 在距离出口 10 cm 处采用快速测温仪记录气流的温度, 用气流速度和记录的温度做线性拟合可以得出 k_3 值。

水的吸热量可以由式(3-8)获得。

$$Q(t) = \int_0^{t_0} (e^{k_3 t})^2 \times R \quad (3-8)$$

本文结合式(3-1)~(3-8)相关物理量创建模型实现仿生功能, 通过收集人体不同的呼吸特性波形, 建立相应的数学模型, 利用主动活塞系统精确模拟人体的呼吸动态参数, 进而校准呼吸机检测仪。主动活塞系统, 包括一个定容积量气体输出装置, 输出装置配备驱动电机, 带动活塞杆运动; 活塞杆连接活塞, 活塞沿活塞腔运动; 活塞腔出口连接出气口; 活塞腔出口位置设置有开关阀; 还包括控制装置, 控制装置连接驱动电机和开关阀。主动活塞系统输出带人体体温、湿度和呼吸形态的气体流量, 用于呼吸检测仪的潮气量、压力、温度、湿度等功能的校准。基本操作方式可概述为以下几步: 在显示装置输入所需温度、湿度、气体体积等呼吸类型参数; 控制装置根据温度参数, 控制液体加热器中的液体温度; 控制装置根据湿度参数控制开关阀的通断时间, 间接控制与吸入气体混合的液体体积, 从而控制气体湿度; 控制器根据体积参数, 控制驱动电机的转动方向和转动圈数; 驱动电机带动齿轮转动, 齿轮通过与齿条的啮合, 实现齿条在导轨上的直线运动, 齿条通过活塞杆连接器, 带着活塞杆做直线运动, 活塞杆带着活塞在活塞腔内做直线运动; 通过活塞在活塞腔内压缩或扩张剩余活塞腔内的气体体积, 实现模拟人体呼吸的过程; 最终通过出气口的气体与带指定温度的液体混合后, 实现模拟设定温度和湿度的气体的吸入和呼出。

根据呼吸机检测仪校准系统仿生算法, 本文设计开发了一套动态呼吸模拟校准装置。装置采用容积 2000 mL 的主动活塞腔体, 可输出(50~2000) mL 潮气量。利用活塞往复运动实现呼吸机检测仪 VCV 控制需求, 其设计结构总装图如图 3 所示。装置主要由活塞腔、活塞杆、光栅尺、伺服电机驱动系统、控制柜等部分组成。

4. 实验与结果分析

为了验证系统仿生算法的科学性、规范性、实用性、可行性, 本文依据规范的各项技术要求以及校准条件与校准方法的规定, 对仿生算法中的计量特性、校准条件、校准方法等进行验证。本次试验校准了 2 台不同厂家的呼吸机检测仪, 按照图 4 正确且紧密地连接呼吸机检测仪校准装置与被校准的检测仪, 确保所有连接处密封无泄漏。随后, 将被校准检测仪的出气口与大气相连通。启动呼吸机检测仪后, 保持通气状态静置五分钟, 以确保系统稳定。

校准流量时, 将待校准检测仪的环境修正模式设置为 STPD20, 气体类型为空气。接下来, 通过调节装置内的阀门, 精确控制流量以达到预设的校准点: 30 L/min、70 L/min、110 L/min, 在每个设定的流量校准点, 待流量稳定后, 分别记录校准装置和被校准检测仪的流量值。为提高准确性, 每个校准点需重复测量三次, 并分别计算校准装置和被校准检测仪流量值的平均值, 作为该校准点的标准值和实际测量结果, 计算流量示值相对误差。

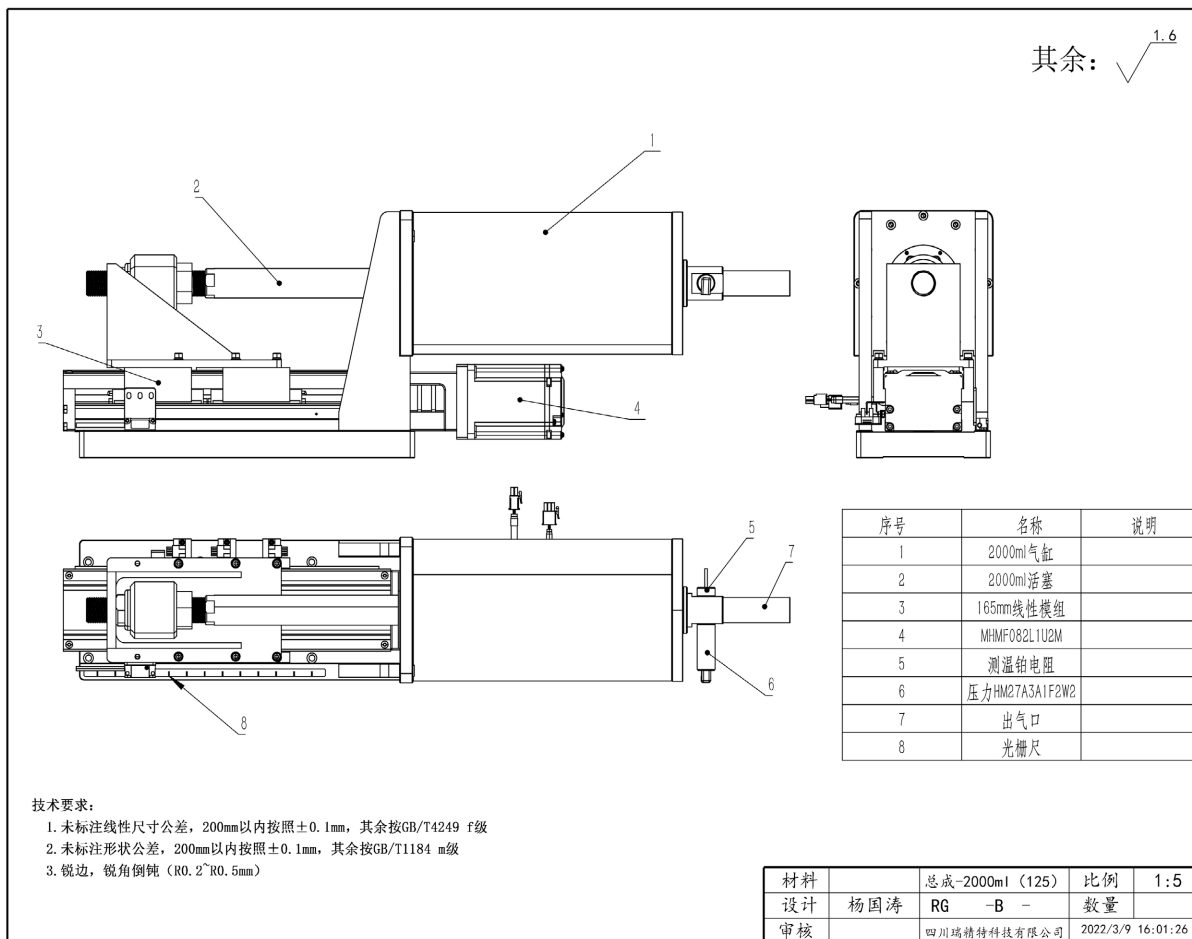


Figure 3. General assembly drawing of dynamic respiratory simulation calibration device

图 3. 动态呼吸模拟校准装置总装图

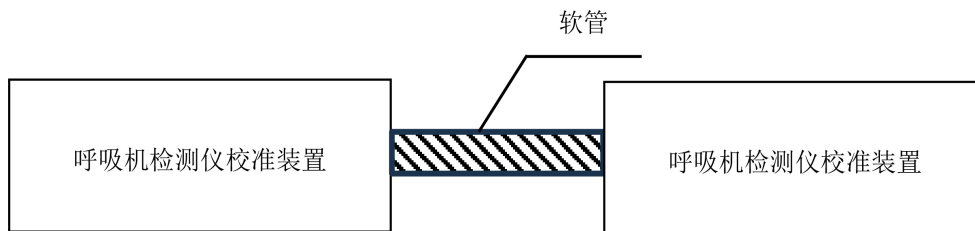


Figure 4. Schematic diagram of connection for ventilator tester calibration system

图 4. 呼吸机检测仪校准系统连接示意图

校准潮气量时, 将待校准检测仪设置为环境修正模式 BTPS, 气体类型为空气, 能更准确地反映人体呼吸条件下的参数。然后, 通过调节校准装置, 使得系统气体管路能够精准地输出预设的潮气量至各个校准点: 400 mL、600 mL、800 mL, 每个校准点进行三次实验, 待系统稳定后, 依次记录下校准装置和被校呼吸机检测仪显示的潮气量值, 分别取校准装置和被校检测仪的平均值作为该校准点的标准值和测量结果, 计算潮气量示值相对误差。

校准结果如表 2 和表 3 所示, 其流量和潮气量的计量特性指标均符合校准规范要求, 校准试验结果充分体现了本文呼吸机检测仪校准系统仿生算法的可靠性和准确性。

Table 2. Calibration results of RG811 ventilator tester**表 2.** RG811 呼吸机检测仪校准结果

校准项目	设定点	校准装置测量平均值	被校检测仪测量平均值	示值相对误差
流量(L/min)	30	29.05	28.83	-0.76%
	70	67.79	68.13	0.50%
	110	106.50	107.82	1.24%
潮气量(mL)	400	400	396	-1.00%
	600	600	603	0.50%
	800	800	802	0.25%

Table 3. Calibration results of VT900A ventilator tester**表 3.** VT900A 呼吸机检测仪校准结果

校准项目	设定点	校准装置测量平均值	被校检测仪测量平均值	示值相对误差
流量(L/min)	30	29.06	29.09	0.10%
	70	67.82	68.13	0.46%
	110	106.60	105.9	-0.66%
潮气量(mL)	400	400	401	0.25%
	600	600	604	0.67%
	800	800	799	-0.13%

5. 结语

综上所述, 本文提出了一种可行的呼吸机检测仪校准系统仿生算法, 通过试验验证了动态呼吸模拟校准装置的校准能力, 可保障呼吸机检测仪的量值准确可靠, 进而确保临床在用呼吸机的使用安全性与治疗有效性, 对提升医疗呼吸机精准性、保障人民生命安全具有重要意义。

基金项目

浙江省市场监督管理局雏鹰计划初级项目《医用呼吸参数计量标准方法研究》, 项目编号: CY2023320。

参考文献

- [1] 夏磊. 呼吸机计量校准工作中所遇问题的探讨[J]. 计量与测试技术, 2025, 51(8): 144-146.
- [2] 王艳芹, 杨忠群, 李雪英, 等. 呼吸机性能参数的质量控制及误差分析[J]. 中国医疗设备, 2020, 35(3): 60-63.
- [3] 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]. 中国计量, 2018(5): 109-111.
- [4] 张秋实, 张庆勇, 乔金新, 等. VT-PLUS HF 与 QA-VTM 呼吸机检测仪的原理介绍[J]. 中国医学装备, 2009, 6(8): 46-48.
- [5] 王义辉, 何金环. 呼吸机流量传感器的原理和应用[J]. 医疗卫生装备, 2010, 31(6): 98-99, 102.
- [6] 张华青, 王丽竹, 徐剑锋, 等. 机械通气人机不同步自动检测算法综述[J]. 中国医疗器械杂志, 2024, 48(1): 44-50.