

一种基于伺服阀的调压系统仿真分析方法

黄钰,郭钟华,孙中圣,李小宁

(南京理工大学,江苏 南京 210094)

摘要:针对临床供氧需求,提出一种基于气动伺服控制技术的氧气系统仿真分析方法。根据呼吸机工作原理选取气动伺服阀作为执行元件,通过特性测试试验得到其稳态、动态特性参数。基于此设计总体方案,对氧气调压系统内各个模块进行建模分析,并搭建 Simulink 控制仿真平台。仿真结果表明:该方法对于研究氧气调压系统有一定的工程应用参考价值。

关键词:气动伺服控制;流量伺服阀;特性测试;无创呼吸机

中图分类号:TP391.9 **文献标志码:**B **文章编号:**1671-5276(2023)02-0101-04

A Simulation Analysis Method of Pressure Regulating System Based on Servo Valve

HUANG Yu, GUO Zhonghua, SUN Zhongsheng, LI Xiaoning

(Nanjing University of Science and Technology, Nanjing 210094, China)

Abstract: To meet the demand of clinical oxygen supply, an oxygen system simulation analysis method based on pneumatic servo control technology was proposed. According to the working principle of the ventilator, the pneumatic servo valve was selected as the actuator to conduct the characteristic test, obtaining its steady-state and dynamic characteristic parameters. Based on the overall plan of the proposed design, modeling and analysis of various modules in the oxygen pressure regulating system were carried out, and a Simulink control simulation platform was built. The simulation results show that the method has certain engineering application reference value for the research of oxygen pressure regulating system.

Keywords: pneumatic servo control; flow servo valve; characteristic test; non-invasive ventilator

0 引言

作为临床抢救和治疗呼吸衰竭病人的重要工具之一,无创呼吸机通过面罩为患者提供氧气。定压型通气模式受压力控制,通常被用于治疗具有一定自主呼吸能力的患者,其中持续气道正压通气(continuous positive airway pressure, CPAP)模式中保持呼气末正压(positive end expiratory pressure, PEEP)恒定,能有效改善肺的顺应性,增加功能残气量。

定压型通气模式工作原理如图1所示,当阀开放保持压力在预设的CPAP水平,此时患者佩戴氧气面罩吸气时,压力触发按需流量呼出活瓣关闭,通过感知管降低隔膜上腔的压力,隔膜上移,氧气由吸入活瓣进入;呼气时,关闭吸入活瓣,隔膜上腔压力增加,隔膜下移,废气从呼出活瓣排出,并通过PEEP阀控制面罩内压力值,从而满足患者的供氧需求^[1]。

在实际应用中发现,这种呼吸模式增加了患者的呼吸功,在吸气压力较大的情况下能满足供氧需求,但是当吸气压力较小时,按需阀不能及时打开提供足够的氧气量,这就对呼吸机提出了更高的要求。本文选用流量伺服阀作为执行元件,其内部具有电反馈的闭环控制,通过电磁力驱动阀芯控制开口大小,可形成一个精确的气动定位系统,从而控制流量输出,在原理上可实现氧气调压的目的。

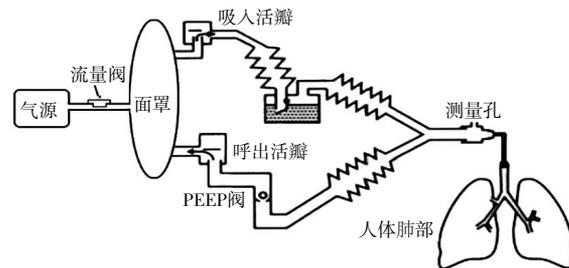


图1 定压型通气模式工作原理图

1 伺服阀稳态性能研究

为了建立完整而准确的氧气调压系统模型,并进行仿真,需要得到伺服阀的结构和特性参数。采用工控机、数据采集卡以及激光位移传感器测得阀芯位移 x 随输入电压 u 线性关系如式(1)所示,其中相关系数为0.9959。

$$x = -0.235u + 1.171 \quad (1)$$

采用ALICAT高精度流量计对伺服阀稳态流量特性进行试验测试,阀的上游供气表压为0.5MPa,下游为大气压力,得到如图2所示的伺服阀空载质量流量特性曲线。伺服阀的中位电压值约为5V,死区电压范围约为(5±0.4)V。

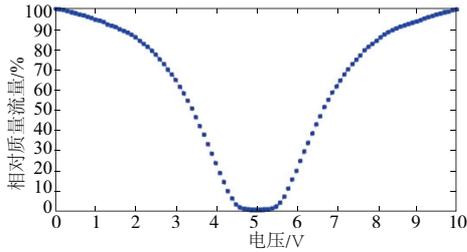


图2 表压 0.5 MPa 下伺服阀空载质量流量特性曲线

根据 Sanville 四分之一椭圆定律,质量流量关系式如式(2)所示^[2],如图3所示保持阀口上游绝对压力和温度一定,当下游绝对压力与上游绝对压力之比小于或等于临界压力比时,为壅塞流态,且质量流量 q_m^* (kg/s)保持不变。

$$q_m = \begin{cases} C\rho_0 p_1 \sqrt{\frac{T_0}{T_1}}, & \frac{p_2}{p_1} \leq b \\ C\rho_0 p_1 \sqrt{\frac{T_0}{T_1}} \sqrt{1 - \left(\frac{p_2 - b}{1 - b}\right)^2}, & b < \frac{p_2}{p_1} \leq 1 \end{cases} \quad (2)$$

式中: C 为声速流导, $L \cdot s^{-1} \cdot MPa^{-1}$; $\rho_0 = 1.185 \text{ kg/m}^3$ 为标准状况下空气密度; p_1 为阀口上游绝对压力,Pa; p_2 为阀口下游绝对压力,Pa; $T_0 = 293.15 \text{ K}$ 为标准状况下的温度; T_1 为阀口上游温度,K; b 为临界压力比。

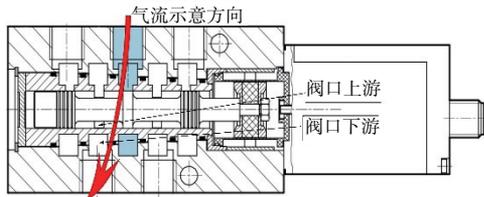


图3 通过伺服阀质量流量示意图

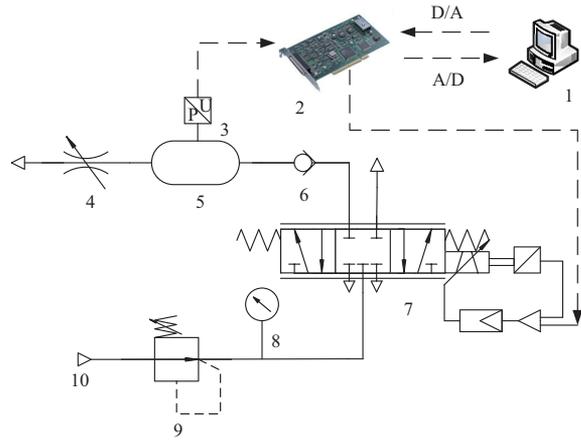
采用东京工业大学的香川教授提出的通过等温容器充放气的方法进行电磁阀的流量特性测试^[3]。假设充气气体为理想气体,则由理想气体状态方程可得等温容器充气质量流量为

$$q_m = \frac{dm}{dt} = \frac{Vdp}{RTdt} \quad (3)$$

式中: p 为等温容器内气体压力,Pa; V 为等温容器容积, m^3 ; m 为等温容器内气体质量; $R = 287.052 \text{ 87 m}^2 / (\text{K} \cdot \text{s}^2)$ 为摩尔气体常数; T 为等温容器内气体温度,K。

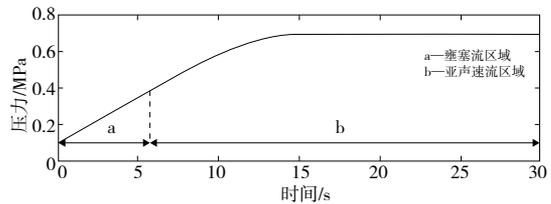
搭建如图4所示实验回路图,采用 SMC 精密减压阀维持阀口上游相对压力 0.6 MPa 不变,给伺服阀输入稳定的电压信号 5.7 V,通过压力传感器记录等温容器充气时的压力变化数据。

由式(3)可知,对压力曲线微分后可得实际充气质量流量变化。由此得到图5所示充气时压力变化曲线(包含壅塞流区域和亚声速流区域)以及滤波后质量流量曲线。

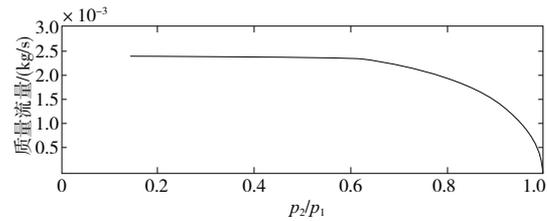


1—研华工控机;2—PCI-1716 数据采集卡;3—压力传感器;4—单向阀;5—等温容器;6—节流阀;7—伺服阀;8—气压表;9—减压阀;10—气源。

图4 伺服阀等温容器充气试验回路



(a) 等温容器充气时压力变化曲线



(b) 滤波后质量流量曲线

图5 等温容器充气时压力及质量流量变化曲线

由式(2)可得,在壅塞流态下,质量流量不再发生变化,可得声速流导

$$C = \frac{q_m^*}{\rho_0 p_1 \sqrt{\frac{T_1}{T_0}}} \quad (4)$$

且在壅塞流态下, C 与 S 存在如下换算关系:

$$S = 50.22C \quad (5)$$

式中 S 为阀口有效节流面积, mm^2 。

按照上述步骤,测得阀控制电压信号分别为 7.5 V 和 10 V 时,等温容器充气压力变化曲线,并计算壅塞流态的质量流量以及声速流导、有效节流面积。由于阀口有效节流面积可以看作关于非死区电压的二次函数,根据试验测得数据求出二次函数各项系数。

亚声速流态下,质量流量满足如下关系式:

$$q_m = C\rho_0 p_1 \sqrt{\frac{T_0}{T_1}} \sqrt{1 - \left(\frac{p_2 - b}{1 - b}\right)^2}, b < \frac{p_2}{p_1} \leq 1 \quad (6)$$

由式(3)和式(6)可得^[4]

$$b = 1 - \frac{\frac{p_2}{p_1} - 1}{\sqrt{1 - \left(\frac{V \frac{dp}{dt}}{C_{p_0} p_1 R \sqrt{T_0 T_1}} \right)^2} - 1} \quad (7)$$

由式(7)可以看出,在给等温容器充气时,温度及容器容积不变,阀口上、下游绝对压力一定,当 S 越小, C 越小, b 越大。伺服阀控制电压处于死区范围时, S 趋向于 0, 则 b 趋向于 1。此时可以采用空载流量测试数据,在下游压力为大气压时,测得的流量为壅塞流态质量流量,求得声速流导,并对对应有效节流面积采用描点法进行二次函数拟合。

综上,由于具有对称性,可得电压信号 0~10V 间阀口有效节流面积 S 随电压变化分段函数,其关系曲线如图 6 所示。

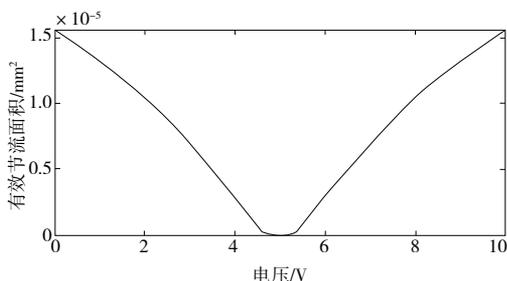
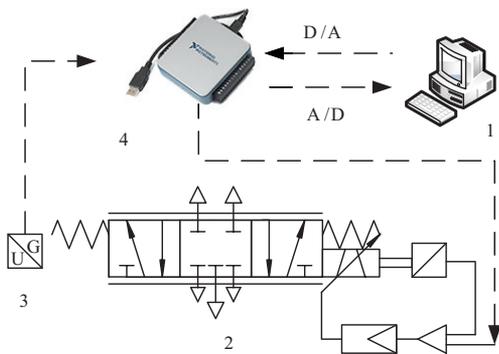


图 6 有效节流面积随电压变化关系曲线

2 伺服阀动态性能研究

除了稳态特性参数外,对于高精度、高速度的气动系统而言,气动伺服阀的动态特性如响应时间和最大动作频率尤为关键。采用激光位移传感器,测量阀芯位移的输出信号作为伺服阀的响应信号,方便且节约测试成本,并由此设计图 7 所示的试验回路。



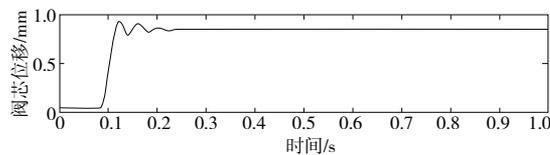
1—上位机;2—伺服阀;3—激光位移传感器;
4—NI USB-6001 数据采集卡。

图 7 伺服阀动态特性试验回路

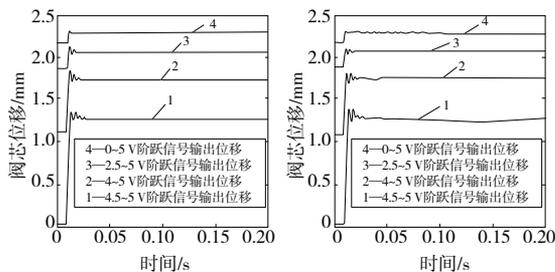
2.1 瞬态响应测试

伺服阀的瞬态响应特性是指外部输入典型激励信号再测得输出响应曲线来分析阀芯位移-时间延迟特性。

阶跃响应测试可作为一种最简单且常用的时域方法来测定系统的动态性能。通过上位机中 LabVIEW 平台输入控制电压信号,采集阀芯位移变化情况,得到如图 8 所示伺服阀的瞬态响应特性曲线。



(a) 阀芯行程 20%~80% 瞬态响应



(b) 上游未供气

(c) 上游供气 (表压 0.5 MPa)

图 8 伺服阀瞬态响应特性

0s 时通电,阀芯受到电磁吸力与弹簧复位力以及摩擦力等相互作用,产生约 8ms 的滞后时间,阀芯行程 20%~80% 的上升时间约为 3ms,达到峰值位置时间约为 4ms,达到稳态区间所用时间约为 23ms。

同时对上游未供气时和供气(表压 0.5 MPa)下伺服阀瞬态响应进行测试,分别在 0s 时输入 0~5V、2.5~5V、4~5V 和 4.5~5V 的阶跃信号,可见随着阀芯位移行程的增大,滞后时间一定,上升时间增加 0~0.8ms,超调增大 0.01~0.07mm,峰值时间增加 0.1~2ms,到达稳态区间的时间增加 0~12ms,在受到气体压力时,阀芯位移稳态时会产生最大 0.03mm 的波动。

2.2 频率响应测试

为了全面、科学地评价伺服阀的性能,需要一些能表征这些性能的参数作为试验研究及产品检验的依据,因此需要对其主要动态性能中的频率响应特性进行探究。本试验采用幅值不变、频率呈线性增加的正弦扫频信号进行测试,对激励信号 $x(t)$ 和响应信号 $y(t)$ 同时进行高频采集,对离散化数据 $x(k)$ 和 $y(k)$ 进行快速傅里叶变换 (FFT) 得到离散频谱 $X(j\omega_k)$ 和 $Y(j\omega_k)$,则被测系统的频率特性为

$$G(j\omega_k) = \frac{Y(j\omega_k)}{X(j\omega_k)} \quad (8)$$

根据图 7 试验回路在 LabVIEW 软件上通过上位机分别给伺服阀输入幅值为 0.5V、1V、2.5V 和 5V 的 1Hz~500Hz 频率在 5s 内线性增加的正弦扫频信号^[5],由 FFT 算法进行处理得到图 8 所示的阀芯位移变化及幅频特性。取一定低频(此处取 5Hz 为基准频率)下的幅值与其余频率下幅值为比值,获得衰减分贝数,以下降 3dB 处为幅频宽,由图 9 的幅频特性曲线可取阀芯 100% 行程处的频宽 95Hz 为伺服阀频宽,与官方所给的参数基本一致。

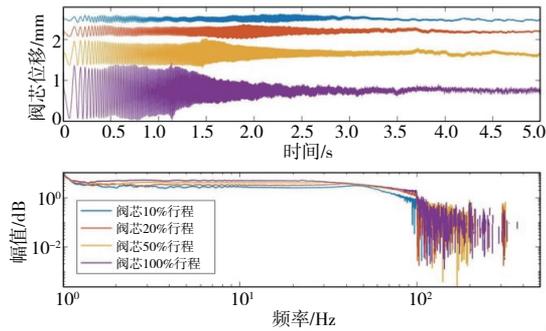


图9 阀芯不同行程下幅频特性

3 系统建模与仿真分析

呼吸面罩氧气调压受众多因素影响,气体流动复杂,其组成的系统是一个典型的非线性系统,为了方便建模仿真和控制研究,作出如下假设:

- 1) 流动的气体介质为理想气体;
- 2) 忽略气体的动能和势能;
- 3) 气体流经阀口为一维等熵流动;
- 4) 忽略因阀密封不良导致的气体泄漏;
- 5) 忽略重力场的影响,且温度场和压力场分布均匀。

由于气体流过伺服阀阀口的过程比较复杂,采用实验建模方法即“黑箱建模法”,根据上述实验测得的数据进行辨识并建立数学模型。用式(2)表示伺服阀压力流量方程,声速流导 C 由图6随电压变化的有效节流面积 S 确定,临界压力比 b 设定为 0.26,通过控制算法得到控制电压从而确定阀口正负开度。

单向进气阀、单向呼气阀以及泄漏口等阀口流动数学模型同样满足式(2), b 设定为 0.528, C 由 S 确定,节流面积 S 满足式(9)

$$S = \frac{\pi r^2 (p_u - p_d)}{100} \quad (9)$$

式中: r 为阀口当量半径; p_u 和 p_d 分别为阀口上游绝对压力和阀口下游绝对压力。

固定容积容器即氧气面罩散热性较好,可以认为完全散热,面罩内温度保持不变,即伺服阀向固定容积容器充、放气以及通过单向吸气阀放气可以看成等温过程。由理想气体状态方程可得其压力微分方程

$$\frac{dp}{dt} = \frac{RT}{V} \cdot \frac{dm}{dt} = \frac{RT}{V} (q_1 - q_2 - q_{in}) \quad (10)$$

式中 $\frac{dm}{dt}$ 表示伺服阀充、放气以及单向吸气阀排气三者合计质量流量。

可变容积容器即人体肺部。由于人是恒温动物,可以靠体内的调节机制来调节自己的体温,使机体保持在稳定的状态,可将单向吸气阀进气、单向呼气阀和泄漏口对可变容积容器排气看成等温过程。由理想气体状态方程可得其压力微分方程

$$\frac{dp}{dt} = \frac{RT}{V} \cdot \frac{dm}{dt} - \frac{P}{V} \cdot \frac{dV}{dt} = \frac{RT}{V} (q_{in} - q_{out} + q_3) - \frac{P}{V} \cdot \frac{dV}{dt} \quad (11)$$

式中 $\frac{dm}{dt}$ 表示单向吸气阀进气、单向呼气阀和泄漏口排气三者合计质量流量。

对式(10)和式(11)积分,可得固定容积容器和可变容积容器内压力,从而确定各阀口上下游绝对压力。根据人体生理学肺部呼吸气体体积变化设定为 0.5~1.5 L 范围内低于 44 次/min 正弦变化,吸气阀理论当量直径设置为 9.5 mm,呼气阀理论当量直径设置为 10 mm,泄漏口理论当量直径设置为 1 mm,系统环境压力为大气压。通过 MATLAB/Simulink 平台搭建如图 10 所示系统总体模型并进行仿真。

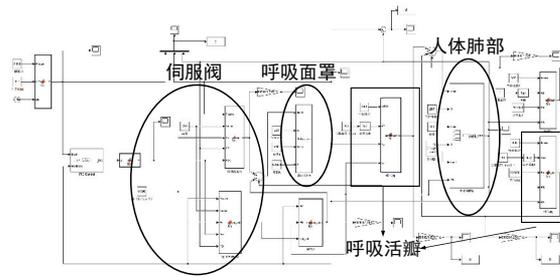


图10 调压供气技术试验仿真模型

根据硬件条件确定仿真步长为 0.001, PID 控制器采用传统经验法整定最优控制参数 ($K_p = 8 \times 10^{-4}$, $K_d = 1 \times 10^{-6}$, $K_i = 1 \times 10^{-6}$),以 0.1 s 内压力上升 2 kPa 为目标值,以固定容积容器 A 的压力为反馈,10 s 内仿真结果如图 11 所示。固定容积容器 A 压力变化波动范围约为 ± 1.5 kPa,可变容积容器 B 压力变化波动范围约为 ± 1.0 kPa,固定容积容器 A 压力和可变容积容器 B 压力差值约为 ± 1.5 kPa,吸气流率峰值约为 175 L/min,呼气流率峰值约为 205 L/min。

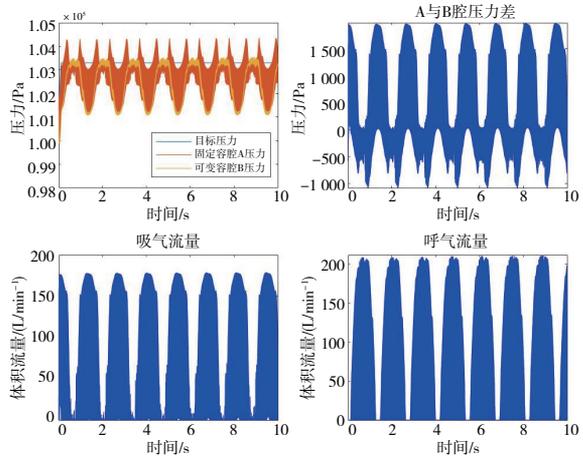


图11 传统 PID 控制仿真结果

4 结语

本文研究了一种基于气动伺服控制技术的氧气调压系统的仿真分析方法,选用气动伺服阀控制输入气体流量

(下转第 126 页)

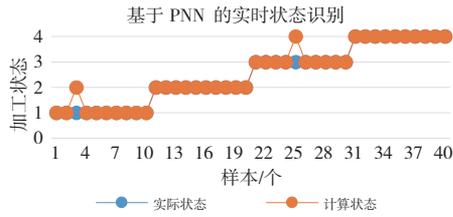


图5 实时状态识别结果



图6 健康评估相似度

由表4可见,基于PNN模型加工状态识别具有较高的正确率,通过识别正确的相似度计算出的有效相似度均值能够正确地判定出当前主轴处于健康状态。结果表明,该方法对机床实时健康评估具有一定的可行性。

表4 有效相似度

状态	正确数	正确率/个	有效相似度均值	健康状态
1	9	90	0.923	健康
2	10	100	0.914	健康
3	9	90	0.916	健康
4	10	100	0.936	健康

5 结语

本文提出了一种基于概率神经网络的机床健康评估方法。实验表明:主轴振动信号能够有效地反映机床的健康状态;该方法能够有效快速地识别机床加工状态与健康状态。通过引入Kafka与Storm大数据技术,验证了该方法对机床实时健康评估的可行性。

(上接第104页)

以达到呼吸面罩供氧调压的目的。对伺服阀进行了一系列特性测试试验,得到相关的特性和结构参数。根据氧气调压的总体设计方案建立数学模型,并在Simulink平台上进行系统建模及传统PID控制仿真。

仿真所采用的模型是基于真实物理模型的试验测试数据搭建而成,并与实验室试验结果进行了对比,固定容腔内压力波动变化一致,范围误差小于0.1kPa。通过仿真分析对单向呼吸气阀口的理论当量直径进行了修改。仿真结果表明:可以缩小伺服阀阀口最大有效节流面积,伺服阀的频宽对整个系统的动态响应影响较大。该仿真方法对于分析、研究定压型呼吸系统调压供气技术有一定的工程应用价值,可为实际试验提供有效参考。

参考文献:

[1] 刘强. 数控机床发展历程及未来趋势[J]. 中国机械工程, 2021, 32(7): 757-770.

[2] 彭喜元, 彭宇, 刘大同. 数据驱动的故障预测[M]. 哈尔滨: 哈尔滨工业技术出版社, 2016.

[3] OPPENHEIMER C H, LOPARO K A. Physically based diagnosis and prognosis of cracked rotor shafts[C]//AeroSense2002. Proc SPIE 4733, Component and Systems Diagnostics, Prognostics, and Health Management II, Orlando, FL, USA: 2002, 4733: 122-132.

[4] KACPRZYNSKI G J, SARLASHKAR A, ROEMER M J, et al. Predicting remaining life by fusing the physics of failure modeling with diagnostics[J]. JOM, 2004, 56(3): 29-35.

[5] TAMILSELVAN P, WANG P F. Failure diagnosis using deep belief learning based health state classification[J]. Reliability Engineering & System Safety, 2013, 115: 124-135.

[6] WILLIAMSON W R, SPEYER J L, DANG V T, et al. Fault detection and isolation for deep space satellites[J]. Journal of Guidance, Control, and Dynamics, 2009, 32(5): 1570-1584.

[7] 吴波. 健康状态评估方法及应用研究[J]. 计算机测量与控制, 2009, 17(12): 2345-2347, 2362.

[8] SPECHT D F. Probabilistic neural networks[J]. Neural Networks, 1990, 3(1): 109-118.

[9] 杨凌霄, 朱亚丽. 基于概率神经网络的高压断路器故障诊断[J]. 电力系统保护与控制, 2015, 43(10): 62-67.

[10] 季云, 王恒, 朱龙彪, 等. 基于HMM的机械设备运行状态评估与故障预测研究综述[J]. 机械强度, 2017, 39(3): 511-517.

[11] 刘冰洁, 陈炳发, 丁力平. 基于卷积神经网络的微电机装配故障诊断研究[J]. 机械制造与自动化, 2021, 50(3): 171-174, 189.

[12] 于海田, 王华伟, 李强. 航空发动机健康综合评估研究[J]. 机械科学与技术, 2011, 30(6): 996-1000, 1006.

[13] 孙耀宗. 基于隐Markov模型的重型数控机床健康状态评估方法研究[D]. 武汉: 华中科技大学, 2013.

[14] 任培花, 苏铭. 基于Kafka和Storm的车辆号牌实时分析存储系统[J]. 计算机系统应用, 2019, 28(10): 74-79.

收稿日期: 2021-11-02

参考文献:

[1] ROBERTS A. Understanding the principles of non-invasive positive pressure ventilation[J]. Nursing Standard, 2021, 36(8): 61-66.

[2] 李建藩. 气压传动系统动力学[M]. 广州: 华南理工大学出版社, 1991.

[3] KAWASHIMA K, ISHII Y, FUNAKI T, et al. Determination of flow rate characteristics of pneumatic solenoid valves using an isothermal chamber[J]. Journal of Fluids Engineering, 2004, 126(2): 273-279.

[4] 杨丽红. 容器放气过程的数值模拟及热力学模型研究[D]. 上海: 上海交通大学, 2007.

[5] 刁勇, 陆永华, 龚新宇. 气动电磁阀响应特性参数的综合测试系统研究[J]. 机械制造与自动化, 2019, 48(1): 156-159.

收稿日期: 2021-10-26