

气动肌肉力-位移迟滞特性实验与建模

孟德远¹ 李顺利¹ 杨 林² 李艾民¹ 唐超权¹

(1. 中国矿业大学机电工程学院, 徐州 221116; 2. 重庆大学机械工程学院, 重庆 400044)

摘要: 搭建了气动肌肉收缩力测试实验台,通过分析不同压力、行程、收缩速率及频率下气动肌肉收缩力与位移的关系曲线,得出气动肌肉的力-位移迟滞现象具有非对称性、非局部记忆性、大压力弱相关性和准率不相关性。针对常见 Prandtl-Ishlinskii (PI) 类模型难以准确描述气动肌肉力-位移迟滞曲线的问题,对通用 PI 迟滞模型的 dead-zone 算子进行方向上的修正,建立气动肌肉修正 PI + Dead-zone 迟滞模型,利用最小二乘法进行参数辨识,并与经典 PI 模型、经典 Bouc-Wen (BW) 模型、PI + Polynomial 模型、Wang-Wen 模型、BW + Polynomial 模型进行精度对比分析。结果表明,PI 类模型性能显著优于 BW 类模型,且修正 PI + Dead-zone 模型精度最高,各行程下绝对平均误差差不超过 1 N、均方差不超过 1.5 N,能无差别处理气动肌肉力-位移迟滞曲线非对称性问题。小行程工况下,气动肌肉经典 PI 模型也具有一定的描述其力-位移迟滞现象的能力,且其模型参数相对较少。

关键词: 气动肌肉; 力-位移迟滞; 非对称; Prandtl-Ishlinskii 模型

中图分类号: TP242

文献标识码: A

文章编号: 1000-1298(2021)04-0402-09

OSID:



Experimental Investigation and Modeling of Force - Displacement Hysteresis of Pneumatic Muscles

MENG Deyuan¹ LI Shunli¹ YANG Lin² LI Aimin¹ TANG Chaoquan¹

(1. School of Mechatronic Engineering, China University of Mining and Technology, Xuzhou 221116, China

2. College of Mechanical Engineering, Chongqing University, Chongqing 400044, China)

Abstract: An experiment setup for the contraction force measurements of pneumatic muscles was developed for sake of the pneumatic muscle's dynamic characteristics. The pneumatic muscle force - displacement hysteresis characteristics were found to be asymmetry, with nonlocal memory, weak correlation of high internal pressure, and quasi rate-independent by investigating the influence of the internal pressure, stroke, contraction velocity, contraction frequency on the pneumatic muscle's force - displacement. Aiming at the problem that the existing Prandtl-Ishlinskii (PI) model cannot predict force - displacement hysteresis much well, a modified PI + Dead-zone hysteresis model was developed by incorporating a modified dead-zone operator with the classical PI model. The model's parameters were further estimated by the least square method and the model precision was compared with the classical PI model, the classical Bouc-Wen (BW) model, PI + Polynomial model, Wang-Wen model and BW + Polynomial model. Comparative experiment results showed that the PI type models performed much better than BW model, and the modified PI + Dead-zone model can predict force - displacement hysteresis best with the absolute mean error less than 1 N and the mean variance less than 1.5 N under each contraction condition. Furthermore, the classical PI model which possessed fewer model parameters can also estimate the force - displacement hysteresis accurately during a short contraction. Above experimental results provided a valid reference for nonlinear control of the PAM actuated servo system.

Key words: pneumatic muscle; force - displacement hysteresis; asymmetry; Prandtl-Ishlinskii model

收稿日期: 2020-06-17 修回日期: 2020-08-19

基金项目: 国家自然科学基金项目(51505474)和中国博士后科学基金特别项目(2016T90520)

作者简介: 孟德远(1982—),男,副教授,博士,主要从事气动电子技术和气动伺服控制研究,E-mail: tinydreams@126.com

0 引言

气动肌肉(PAM)是一种仿人体肌肉提供收缩力的气动执行元件。常见的 McKibben 型气动肌肉由橡胶管气囊、纤维编织网及两端固定装配件组成。由于编织网的纤维不可伸展,当气动肌肉充入压缩空气、气囊膨胀时,编织网纤维间的角度变化使气动肌肉缩短,从而产生轴向收缩力。气动肌肉具有功率-质量比大、柔顺性好、清洁、安装使用方便等优点,在仿生机器人^[1-4]和农业机器人^[5]领域具有广泛的应用前景,特别是在有清洁和大驱动力要求的农业采摘及处理场合。由于内部摩擦、橡胶管弹性变形等原因,气动肌肉具有非常复杂的输出特性,且收缩力与位移之间存在明显的迟滞现象^[6-8],精确控制气动肌肉的收缩量或长度十分困难。近年来,科研人员建立了许多气动肌肉力学模型,并用于控制器设计,显著改善了控制性能,但对气动肌肉的迟滞特性研究不够深入,导致难以进一步提高气动肌肉的控制精度,严重制约了该类执行器在上述领域的大规模应用。

物理系统的迟滞现象一直是研究热点,国内外学者提出了许多迟滞模型,其中以 Prandtl - Ishlinskii 模型^[9-14](简称 PI 模型)、Maxwell - slip 模型^[15](简称 MS 模型)为代表的积分类模型和以 Bouc - Wen 模型^[16-19](简称 BW 模型)为代表的微分模型最常用。针对气动肌肉的迟滞特性,MINH 等^[15]忽略气动肌肉力-位移迟滞现象的非对称性,采用 MS 模型对其进行描述,并通过分析迟滞曲线变化趋势得到模型参数计算方法;LIN 等^[20]采用 PI 模型描述气动肌肉的位移-压力迟滞现象,并利用遗传算法进行模型参数辨识;王斌锐等^[21]通过对 PI 模型的 play 算子进行修正来描述非对称迟滞现象,提出一种气动肌肉压力-位移迟滞的 PI + Polynomial 模型;XIE 等^[22]为更精确描述气动肌肉的位移-压力非对称迟滞现象,将 PI 模型与死区算子模型串联建立一种 PI + Dead - zone 模型,并利用最小二乘法进行模型参数辨识;王琦琰等^[23]建立气动肌肉力-位移迟滞的改进 BW 模型,该模型的参数比积分类模型少,能描述具有非对称极点的迟滞曲线;ASCHEMANM 等^[24]建立气动肌肉力-位移迟滞的 PI 模型、MS 模型和 J - Song 模型(一种通用 BW 模型),并进行各模型参数辨识,通过实验对比发现,3 种模型精度相差不大。需要指出的是,PI 类模型具有的率不相关性与气动肌肉力-位移迟滞现象的特性相吻合,且其迟滞算子形状与气动肌肉的力-位移迟滞曲线相接近,因此,采用 PI 类迟滞模型来描

述气动肌肉力-位移迟滞现象具有显著优势。由于气动肌肉力-位移迟滞现象的强非对称性,使其非对称信息无法由经典 PI 模型表达,加之存在其迟滞曲线与常用 PI 类迟滞模型方向不匹配的问题,导致建立一种适用于描述气动肌肉非对称力-位移迟滞现象的高精度 PI 类模型十分困难。

本文搭建气动肌肉收缩力测试实验台,通过实验得到气动肌肉力-位移迟滞曲线,分析并验证气动肌肉的力-位移迟滞的非对称性、非局部记忆性、大压力弱相关性和准率不相关性,基于 PI + Dead - zone 模型,并对其进行修正,建立一种高精度气动肌肉通用 PI 迟滞模型,并完成参数辨识,对模型精度进行分析,并与 PI 类模型及 BW 类模型等 5 种模型进行对比。

1 气动肌肉力-位移迟滞特性

通常将运动过程中气动肌肉的收缩力 $F_M(\xi, p)$ 分为静态力 $F_s(\xi, p)$ 和迟滞力 $F_h(\xi, p)$ 两部分,即

$$F_M(\xi, p) = F_s(\xi, p) + F_h(\xi, p) \tag{1}$$

- 其中 $\xi = (l_{\max} - l) / l_{\max} \times 100\%$
- 式中 p ——气动肌肉腔内绝对压力
 ξ ——气动肌肉收缩率
 $l_{\max}$ ——气动肌肉原始长度
 l ——气动肌肉收缩后长度

图 1 展示了气动肌肉静态力与位移关系,将静态力从收缩力中减去,得到如图 2 所示的迟滞力与位移关系曲线,该曲线通常也被称为气动肌肉力-位移迟滞曲线。气动肌肉的力-位移迟滞现象呈现如下特性:

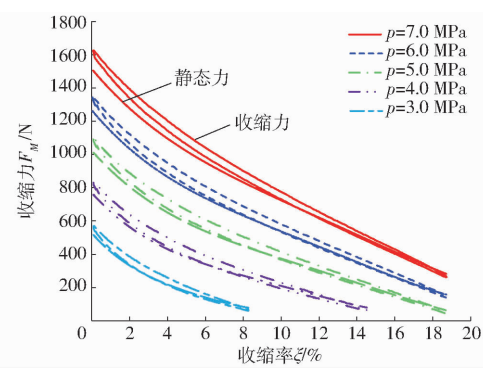


图 1 不同压力的气动肌肉收缩力及其静态力与位移关系曲线

Fig. 1 Contraction force and static force of PAMs under different pressures

(1) 非对称性

气动肌肉的力-位移迟滞曲线是非对称环形曲线,即气动肌肉收缩和恢复原始长度过程中的迟滞力关于中心(位移与迟滞力中点)不对称。

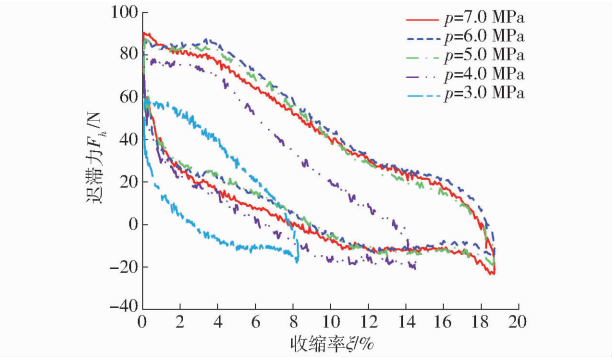


图 2 不同压力的气动肌肉力-位移迟滞曲线

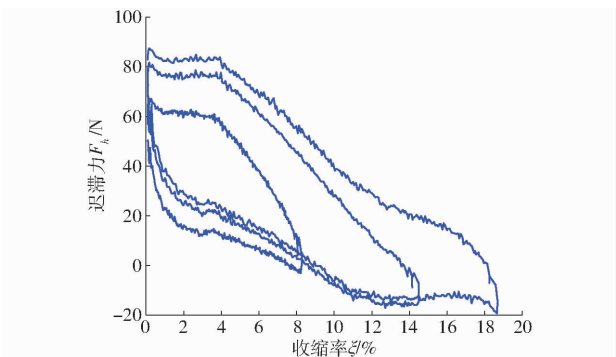


图 3 不同行程的力-位移迟滞曲线 ($p = 0.5 \text{ MPa}$)

Fig. 3 Hysteresis curves of force – displacement under different strokes ($p = 0.5 \text{ MPa}$)

(2)非局部记忆性

如图 3 所示,保持气动肌肉腔内压力恒定、初始长度不变,不同行程下气动肌肉力-位移迟滞曲线的形状与位置存在显著差异。由此可见,气动肌肉的力-位移迟滞现象具有非局部记忆特性,即气动肌肉的迟滞力不仅与其当前长度有关,还受运动轨迹幅值、起始长度的影响。此外,行程越大,气动肌肉力-位移迟滞曲线的非对称性越显著,由此可见,非局部记忆性对气动肌肉力-位移建模及相关控制起着至关重要的作用。因此,对气动肌肉力-位移迟滞现象高精度建模需考虑不同行程的情况。

(3)大压力弱相关性

保持气动肌肉行程不变、起始长度不变,改变其腔内压力,测得气动肌肉的力-位移迟滞曲线如图 4 所示,当气动肌肉腔内压力大于一定值后,各力-位移迟滞曲线基本一致。由此证明气动肌肉在大压力、同行程、同起始长度条件下,其迟滞力受腔内压力影响较小。合理利用此特性可以简化气动肌肉迟滞建模的实验量。实验发现,对于本次实验被测型号气动肌肉,当实际工作中其腔内压力大于 0.5 MPa ,可认为其迟滞力与腔内压力无关。

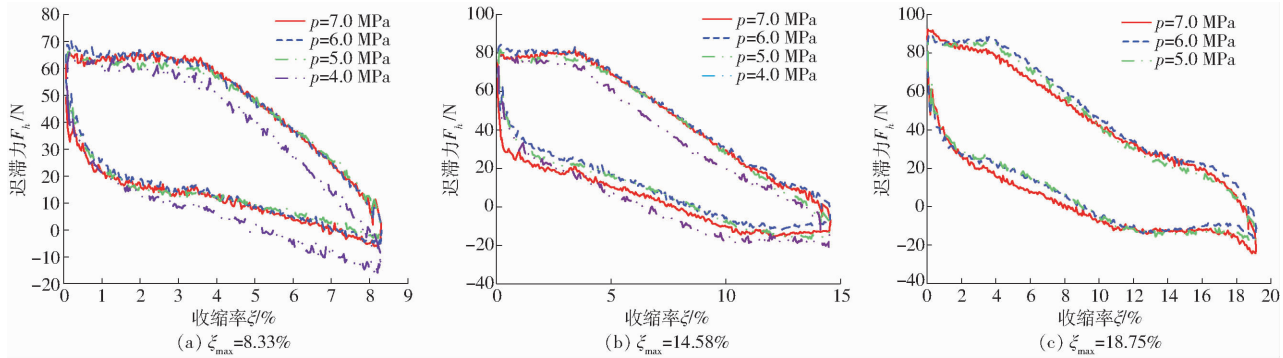


图 4 不同腔内压力的力-位移迟滞曲线

Fig. 4 Hysteresis curves of force – displacement under different pressures

(4)准率不相关性

保持气动肌肉运动行程和压力不变,改变其收缩速度和换向频率,测得气动肌肉力-位移迟滞曲线如图 5 所示,各迟滞曲线的形状及位置基本一致,表明收缩速度和换向频率对气动肌肉迟滞特性影响很小。保持气动肌肉运动行程和压力不变,改变气动肌肉运动轨迹类型,测得气动肌肉力-位移迟滞曲线如图 6 所示,两迟滞曲线也基本一致。由于实验时气动肌肉的换向误差较大,气动肌肉在运动两拐点附近迟滞曲线误差较大,但其迟滞曲线趋势一致。由此可得,气动肌肉力位迟滞现象宏观上具有准率不相关性,即迟滞曲线形状与收缩速率及换向频

率无关。

2 气动肌肉力-位移迟滞模型

以收缩率作横坐标时,气动肌肉力-位移迟滞曲线如图 7 所示,得到的迟滞力随收缩率增大而减小,且迟滞曲线呈逆时针方向。以长度作横坐标时,气动肌肉力-位移迟滞曲线如图 8 所示,得到的迟滞力随肌肉长度增大而增大,且迟滞曲线呈顺时针方向。本文选定以气动肌肉长度作为横坐标绘制力-位移迟滞曲线。

2.1 经典 PI 模型

气动肌肉力-位移迟滞现象的经典 PI 模型^[20]

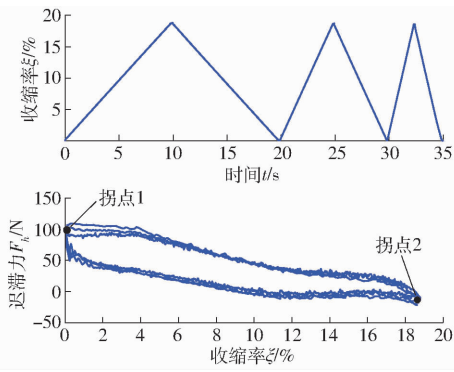


图 5 不同收缩速度和换向频率下气动肌肉力-位移迟滞曲线 ($\xi_{\max} = 18.75\%$, $p = 0.5 \text{ MPa}$)

Fig. 5 Hysteresis curve of force – displacement under different velocity and frequency ($\xi_{\max} = 18.75\%$, $p = 0.5 \text{ MPa}$)

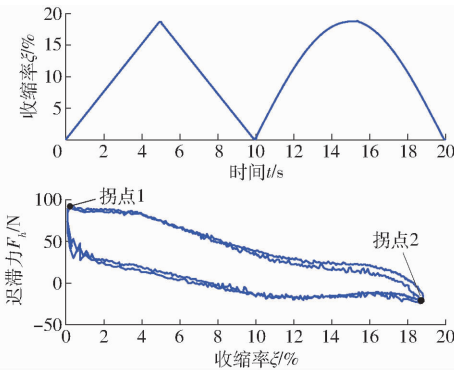


图 6 不同运动轨迹下气动肌肉力-位移迟滞曲线 ($\xi_{\max} = 18.75\%$, $p = 0.5 \text{ MPa}$)

Fig. 6 Hysteresis curve of force – displacement under different tracking trajectory ($\xi_{\max} = 18.75\%$, $p = 0.5 \text{ MPa}$)

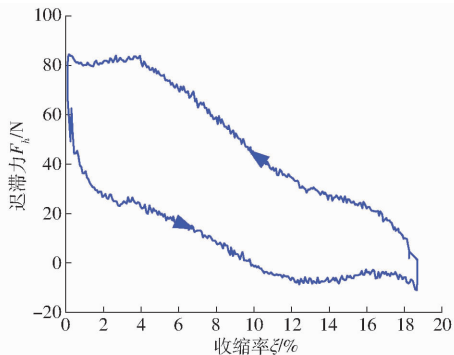


图 7 以收缩率作横坐标时气动肌肉力-位移迟滞曲线 ($\xi_{\max} = 18.75\%$, $p = 0.5 \text{ MPa}$)

Fig. 7 Hysteresis curve of force – displacement depicted by contraction rate

描述为

$$F_{PI}(k) = \sum_{i=1}^n w_i y_i(k) \quad (2)$$

式中 $F_{PI}(k)$ —— k 时刻经典 PI 模型输出

w_i ——第 i 个 stop 算子的权重

$y_i(k)$ ——第 i 个 stop 算子的输出

为使经典 PI 模型与气动肌肉力-位移迟滞曲线的方向相匹配,常用的 play 算子^[20](图 9a)其方向

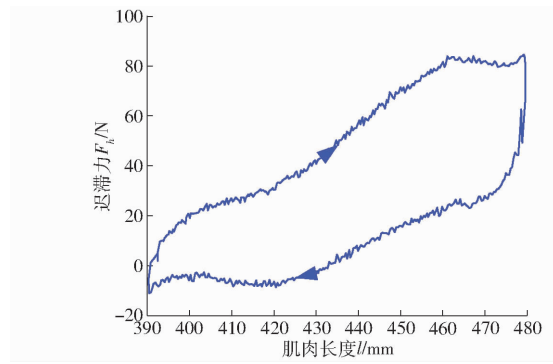


图 8 以长度作横坐标时气动肌肉力-位移迟滞曲线 ($\xi_{\max} = 18.75\%$, $p = 0.5 \text{ MPa}$)

Fig. 8 Hysteresis curve of force – displacement depicted by contraction length

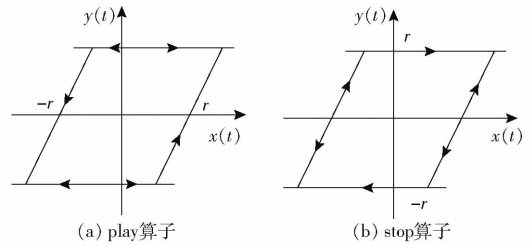


图 9 play 算子与 stop 算子

Fig. 9 The play operator and stop operator

呈由小到大逆时针方向,与图 8 所示迟滞曲线的方向并不一致。选用如图 9b 所示的 stop 算子^[25]作为基本算子,此算子与图 8 所示迟滞曲线的方向均为由小到大顺时针方向,具体描述为

$$y_i(k) = H_{r_i}[x, r_i](k) = \min(r_i, \max(-r_i, x(k) - x(k-1) + y_i(k-1))) \quad (3)$$

式中 r_i ——第 i 个 stop 算子的阈值

$x(k)$ —— k 时刻气动肌肉长度

$H_{r_i}[x, r_i](k)$ ——第 i 个 stop 算子的输出

stop 算子初始条件为

$$y_i(0) = \min(r_i, \max(-r_i, y_{i0})) \quad (4)$$

在参数辨识过程中提前给定阈值为

$$r_i = \frac{i-1}{n} \max |F_h(k)| \quad (i = 1, 2, \dots, n) \quad (5)$$

式中 $F_h(k)$ —— k 时刻气动肌肉迟滞力测量值

实际应用中气动肌肉力-位移迟滞现象经典 PI 的模型描述为

$$F_{PI}(k) = \mathbf{w}^T \mathbf{H}_r[x, \mathbf{y}_0](k) \quad (6)$$

其中

$$\mathbf{w} = (w_1, w_2, \dots, w_n)^T$$

$$\mathbf{H}_r[x, \mathbf{y}_0](k) = (y_1(k), y_2(k), \dots, y_n(k))^T$$

$$\mathbf{y}_0 = (y_{0r1}, y_{0r2}, \dots, y_{0rn})^T$$

式中 $\mathbf{w}$ ——stop 算子权重向量

$\mathbf{H}_r[x, \mathbf{y}_0](k)$ ——stop 算子 k 时刻输出向量

$\mathbf{y}_0$ ——stop 算子初始状态向量

通过 stop 算子加权叠加方式,气动肌肉经典 PI 模型继承了其映射特性,将 k 时刻模型输出迟滞力与模型输入气动肌肉长度对应。式(3)中 stop 算子在某确定时刻的输出与速度、频率等无关,且是由上一时刻递推得到,加权叠加后并未改变这些特性,因此经典 PI 模型具有率不相关性。

2.2 修正 PI + Dead - zone 模型

原 PI + Dead - zone 模型^[9]采用 play 算子与 dead - zone 算子相级联,可用于描述压电材料的非对称迟滞现象。于 2.1 节建立的气动肌肉经典 PI 模型中采用 stop 算子代替 play 算子解决了经典 PI 模型与迟滞曲线方向不匹配的问题,其原因为 stop 算子与迟滞曲线方向一致。由于在 PI + Dead - zone 模型中更换了 PI 模型的基本算子类型,此时若继续使用 dead - zone 算子会造成两类算子权重辨识失败。鉴于 stop 算子与 play 算子为互逆算子,其在方向上也互逆。据此,可从找到 dead - zone 逆模型角度出发,找到能替代 dead - zone 算子的“逆算子”并与 stop 算子相级联,以此建立适用于气动肌肉力-位移迟滞现象的修正 PI + Dead - zone 模型。dead - zone 算子如图 10a 所示,其数学上的逆如图 10b 所示,采用此模型会造成在输入为 0 时,其输出值在纵坐标轴上滑动,此时模型明显会失效。因此,对其进一步做修正,得到图 10c 所示的修正 dead - zone 算子。

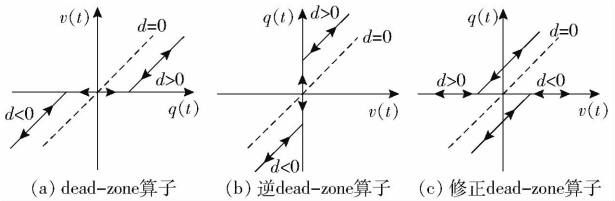


图 10 dead - zone 算子、逆 dead - zone 算子与修正 dead - zone 算子

Fig. 10 The dead - zone operator, inverse dead - zone operator and modified dead - zone operator

气动肌肉修正 PI + Dead - zone 模型描述为

$$F_{PI+Dead-zone}(k) = \mathbf{w}_d^T \mathbf{S}_d [F_{PI}](k) \tag{7}$$

其中
$$F_{PI}(k) = \sum_{i=1}^n w_i y_i(k) = \mathbf{w}^T \mathbf{H}_r [x(k), \mathbf{y}_0]$$

$$\mathbf{S}_d [F_{PI}](k) = (q_1(k), q_2(k), \cdots, q_m(k))^T$$

$$\mathbf{w}_d = (w_{d1}, w_{d2}, \cdots, w_{dm})^T$$

式中 $F_{PI+Dead-zone}(k)$ —— k 时刻修正 PI + Dead - zone 模型输出

$\mathbf{S}_d [F_{PI}](k)$ —— k 时刻修正 dead - zone 算子输出向量

$\mathbf{w}_d$ ——修正 dead - zone 算子权重向量

w_{dj} ——第 j 个修正 dead - zone 算子权重

如图 10c 所示,第 j 个修正 dead - zone 算子 $q_j(t)$ 描述为

$$q_j(t) = \begin{cases} \max(F_{PI}(t) + d_j, 0) & (d_j > 0) \\ F_{PI}(t) & (d_j = 0) \\ \min(F_{PI}(t) + d_j, 0) & (d_j < 0) \end{cases} \tag{8}$$

式中 d_j ——第 j 个修正 dead - zone 算子阈值

在参数辨识过程中提前给定 stop 算子阈值及修正 dead - zone 算子阈值,stop 算子阈值选取方式与经典 PI 模型相同,修正 dead - zone 算子阈值选取为

$$-\infty < \cdots < w_{dj-1} < w_{dj} = 0 < w_{dj+1} < \cdots < \infty \tag{9}$$

图 11 展示了修正 PI + Dead - zone 模型结构:经典 PI 模型的输出 F_{PI} 作为修正 dead - zone 算子模型的输入,通过该方式,将 stop 算子与修正 dead - zone 算子相级联,修正 PI + Dead - zone 算子同原 PI + Dead - zone 类似具有非对称性,因此,级联后的修正 PI + Dead - zone 模型可以描述非对称迟滞现象。与经典 PI 模型类似,stop 算子与修正 dead - zone 算子均具有率不相关性,加权叠加后,修正 PI + Dead - zone 模型继承了这一特点。

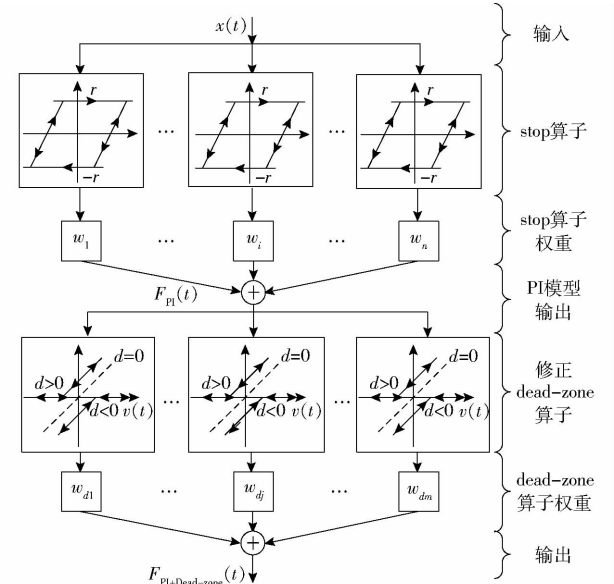


图 11 修正 PI + Dead - zone 模型结构图

Fig. 11 Structure diagram of modified PI + Dead - zone model

3 模型参数辨识及实验验证

3.1 气动肌肉收缩力测试装置

搭建图 12 所示气动肌肉收缩力测试台。被测气动肌肉(Festo DMSP - 20 - 480N - RM - CM 型)一端固定,另一端通过拉压力传感器(DYLY - 103 型)与负载气缸(AirTAC SC100 - 400LB 型)相连。利用精密减压阀(CKD RP1000 - 8 - 07 型)调节气动肌肉内部压力,并采用压力传感器(FestoSPTW - P10R -

G14-VD-M12 型)测量实时压力。通过比例方向阀(Festo MPYE-5-1/8-HF-010-B 型)闭环控制负载气缸的活塞杆伸出长度,从而动态调节气动肌肉的收缩量。气动肌肉伸缩量/长度测量采用拉线式位移传感器(MIRAN MPS-S-100MM-P 型)。比例方向阀控制信号的产生和各传感器信号的读取利用 dSPACE DS1103 完成。

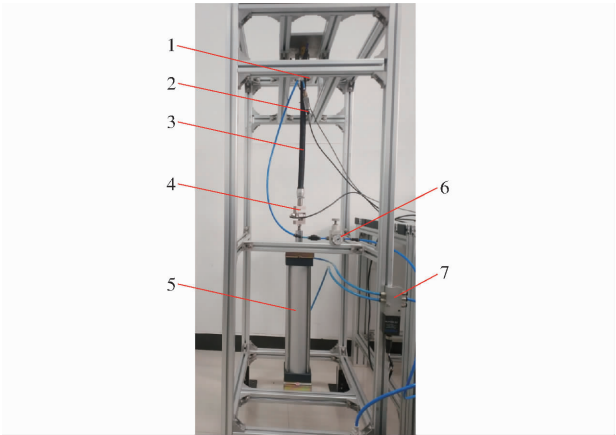


图 12 气动肌肉收缩力测试装置

Fig. 12 Experimental setup for contraction force of PAM
1. 位移传感器 2. 压力传感器 3. 被测气动肌肉 4. 拉压力传感器 5. 气缸 6. 精密减压阀 7. 比例方向阀

动态收缩力是由收缩力测试台通过等压实验测得。测试过程中,调节精密减压阀将气动肌肉内部压力设定在某一值,然后通过闭环控制驱动气缸改变气动肌肉长度,获取气动肌肉收缩力与位移关系曲线。静态力是由等距实验拟合而来,先将气动肌肉两端距离固定于某一值(即收缩后长度固定),对其充气至设定压力,记录此时气动肌肉的静态力和压力,放气后调整气动肌肉两端距离,重复上述过程即可获得静态力与压力的线性关系。进一步将斜率和截距与收缩率的关系通过适当阶次多项式拟合出来,从而得到完整的静态力模型。再将静态力从收缩力中减去,得到迟滞力与位移关系曲线。

3.2 模型参数辨识

保持气动肌肉压力为 0.5 MPa,利用负载气缸使气动肌肉收缩率按幅值为 8.33%、14.58%、18.75% 的三角波变化,获得气动肌肉迟滞力 F_h 及气动肌肉长度 l 的实时数据,PI 类模型利用最小二乘法进行参数辨识(BW 类模型使用遗传算法),选取准则函数 $J(\theta)$ 为

$$J(\theta) = (F_h - F_m(\theta))^T (F_h - F_m(\theta)) \quad (10)$$

式中 $F_m(\theta)$ ——各迟滞模型输出迟滞力
 F_h ——连续时刻气动肌肉迟滞力测量值
 θ ——模型辨识参数

表 1 给出了经典 PI 模型、PI + Polynomial 模

型^[10]、修正 PI + Dead-zone 模型、经典 BW 模型、Wang-Wen 模型^[23]、BW + Polyomial 模型所需辨识参数 θ 。

表 1 模型所需辨识参数

Tab.1 Parameters for identification

模型	辨识参数 θ
经典 PI 模型	$(w_1, w_2, \cdots, w_n)^T$
PI + Polyomial 模型	$(a_1, a_2, a_3, w_1, w_2, \cdots, w_n)^T$
修正 PI + Dead-zone 模型	$(w_1, w_2, \cdots, w_n, w_{d1}, w_{d2}, \cdots, w_{dm})^T$
经典 BW 模型	$(A, \gamma, \beta)^T$
Wang-Wen 模型	$(A, \gamma, \beta, \phi)^T$
BW + Polyomial 模型	$(b_1, b_2, b_3, A, \gamma, \beta)^T$

受到篇幅限制,表 2 仅给出气动肌肉行程为 18.75% 的修正 PI + Dead-zone 模型辨识结果。

表 2 修正 PI + Dead-zone 模型辨识结果

Tab.2 Identification results of modified PI + Dead-zone model

序号	stop 算子 阈值	stop 算子 权重	dead-zone 算子阈值	dead-zone 算子权重
1	0	0	-100	0.653 4
2	2	-1.409 6	-90	3.064 3
3	4	-0.164 2	-80	-4.660 2
4	6	-0.317 5	-70	-3.277 5
5	8	0.142 0	-60	2.841 3
6	10	-0.009 0	-50	-1.786 4
7	12	-0.006 0	-40	-2.589 5
8	14	0.139 1	-30	1.343 8
9	16	-0.045 3	-20	-1.645 1
10	18	0.089 6	-10	-1.636 4
11	20	0.043 4	0	-0.518 0
12	22	0.113 7	10	11.101 8
13	24	-0.447 1	20	0.516 5
14	26	0.025 7	30	-2.198 9
15	28	-0.027 8	40	1.551 8
16	30	-0.019 7	50	0.749 1
17	32	0.014 3	60	-3.879 1
18	34	-0.003 6	70	2.239 7
19	36	-0.100 3	80	-2.934 8
20	38	0.008 5	90	-2.280 3
21	40	-0.006 3	100	0.559 6
22	42	0.019 6		
23	44	-0.000 47		

3.3 模型精度分析

为合理量化模型精确度,引入各迟滞模型与实验数据间绝对平均误差 e_{mea} 及均方差 e_{rms} 作为评价指标。表 3 分别给出了行程为 8.33%、14.58%、18.75% 6 种模型的 e_{mea} 及 e_{rms} 。图 13 分别给出了 3 种行程下经典 PI 模型、PI + Polynomial 模型、修正

表 3 6 种迟滞模型的数字特征

Tab. 3 Indexes of six hysteresis models under stroke

N

行程/%	数字特征	经典 PI 模型	PI + Polynomial 模型	修正 PI + Dead - zone 模型	经典 BW 模型	Wang - Wen 模型	BW + Polynomial 模型
8. 33	绝对平均误差	3. 870 4	3. 594 5	0. 788 9	3. 608 8	3. 533 7	3. 368 1
	均方差	4. 443 8	4. 049 5	1. 365 1	4. 646 6	4. 636 2	3. 884 0
14. 58	绝对平均误差	4. 968 4	4. 731 9	0. 690 4	5. 904 8	5. 744 7	4. 652 7
	均方差	5. 624 2	5. 800 0	1. 425 5	7. 813 2	7. 692 3	5. 740 6
18. 75	绝对平均误差	8. 292 2	8. 069 3	0. 867 3	8. 388 5	8. 482 3	7. 718 4
	均方差	9. 680 0	8. 736 4	1. 252 5	9. 843 6	9. 735 5	8. 541 9

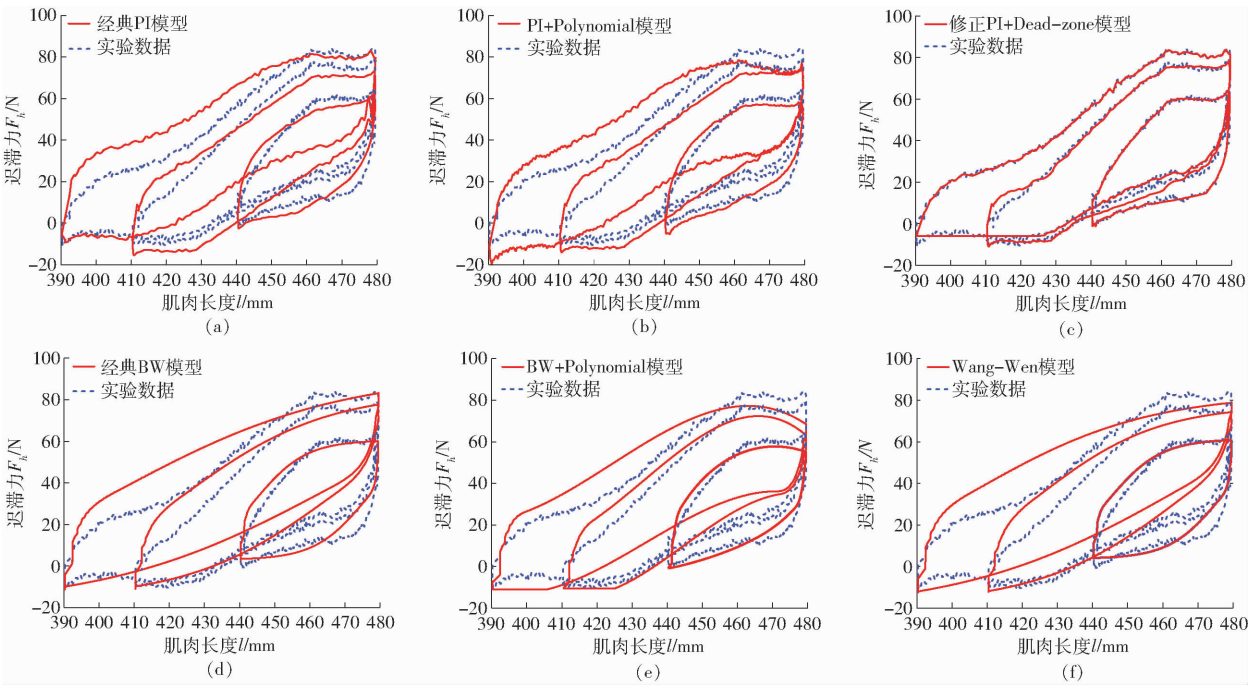


图 13 6 种迟滞模型拟合结果

Fig. 13 Fitted results of six hysteresis models

PI + Dead -zone 模型、经典 BW 模型、Wang - Wen 模型、BW + Polynomial 模型模型的拟合结果。图 13a 表明经典 PI 模型能大致反映气动肌肉迟滞曲线变化趋势,且相比经典 BW 模型,经典 PI 模型的均方差 e_{rms} 比经典 BW 模型提高了 4.4% (行程 8.33%)、28% (行程 14.58%)、1.6% (行程 18.75%),这说明经典 PI 模型更能反映气动肌肉力-位移迟滞曲线趋势。原因可从两方面分析:从宏观上可以看出,气动肌肉力-位移迟滞曲线在形状上呈不规则多边形形状,经典 BW 模型迟滞曲线形状关于曲线中心对称且与其差异较大;从模型构成机理上分析,鉴于气动肌肉力-位移迟滞现象的非局部记忆性,气动肌肉力-位移迟滞曲线形状明显受到气动肌肉长度的影响,而模型迟滞曲线形状控制函数与模型输入气动肌肉长度无关。图 13c 表明修正 PI + Dead - zone 模型能反映气动肌肉力-位移迟滞现象所有的非对称信息,模型拟合效果极好,各行程下绝对平均误差不超过 1 N,均方差不超过 1.5 N,仅就对称性最差的

大行程工况 (行程 18.75%) ,较经典 PI 模型、PI + Polynomial 模型、经典 BW 模型、Wang - Wen 模型、BW + Polynomial 模型,修正 PI + Dead - zone 模型的绝对平均误差 e_{mea} 分别提高了 89.5%、89.25%、89.7%、89.8%、88.7% ,其均方差 e_{rms} 分别提高了 87.0%、85.7%、87.3%、87.1%、85.3% 。从图 13c 直观看出,修正 PI + Dead - zone 模型解决了其他模型大行程下迟滞拟合精度较差的问题,其原因在于经典 PI 模型及经典 BW 模型均为对称迟滞模型,无法描述非对称迟滞现象;Wang - Wen 模型仅能描述迟滞曲线拐点关于迟滞曲线中心不对称的迟滞现象,其描述非对称迟滞现象的能力十分有限;PI + Polynomial 模型与 BW + Polynomial 模型无法找到一个适合阶次的多项式来准确反映各行程下气动肌肉力-位移迟滞现象的非对称信息。在行程不大的情况下,经典 PI 模型也能达到一定的建模精度,绝对平均误差 e_{mea} 为 3.870 4 N (行程 8.33%)、4.968 4 N (行程 14.58%) ,且模型参数相比修正 PI + Dead -

zone 模型参数大大减少。

将来,可进一步将建立的气动肌肉修正 PI + Dead - zone 模型用于气动肌肉伺服系统控制器的设计,尤其是以单关节气动肌肉为驱动的并联平台及相关仿人机器人系统。工程中相关气动肌肉系统常以比例方向阀或高速开关阀控制,其整个系统动态模型相对阶为 3 阶,整个系统具有强非线性,常用基于反步法的控制策略非线性控制器。反步法要求各模型项至少一阶连续可导,而 PI 类迟滞模型在本质上均是泛函概念且不连续,在设计包含气动肌肉力-位移迟滞模型的非线性控制器时导致模型不确定性无界或者虚拟控制输入无法求导,虽然现阶段相关控制理论研究有一定的手段处理此类问题,但就精度最高的修正 PI + Dead - zone 模型,由于其 stop 算子与修正 dead - zone 算子级联特点,其在解决迟滞模型项不可微问题上的复杂度远大于经典 PI 模型。如果在控制器设计中考虑参数自适应,对修正 PI + Dead - zone 模型两类算子权重全部进行在线辨识,其两类算子权重辨识算法很难设计或在牺牲一部分系统控制精度上才能满足参数收敛性要求,由此导致控制器设计难度大大增加;若在参数自适应中仅在线辨识修正 dead - zone 算子权重,又由于修正 PI + Dead - zone 模型级联特点,其控制器设计复杂性也远大于经典 PI 模型。因此,气动肌肉处于小行程

工况,进行迟滞补偿的非线性控制器设计可以选择经典 PI 模型。

4 结论

(1)搭建了气动肌肉收缩力测试平台,通过气动肌肉动态拉伸实验得到气动肌肉力-位移迟滞曲线,通过分析气动肌肉力-位移迟滞曲线,证明气动肌肉力-位移迟滞现象具有非对称性、非局部记忆性、大压力弱相关性及准率不相关性。

(2)PI 类迟滞模型比 BW 类迟滞模型更能反映气动肌肉力-位移迟滞曲线变化趋势,经典 PI 模型的均方差 e_{rms} 较经典 BW 模型提高了 4.4% (行程 8.33%)、28% (行程 14.58%)、1.6% (行程 18.75%)。

(3)气动肌肉修正 PI + Dead - zone 模型精度最高,各行程下绝对平均误差 e_{mea} 不超过 1 N,均方差 e_{rms} 不超过 1.5 N。建立的气动肌肉修正 PI + Dead - zone 模型能极好拟合各行程下的气动肌肉力-位移迟滞曲线,特别对大行程下的非对称迟滞曲线有显著效果。

(4)在小行程工况下,气动肌肉经典 PI 模型也能相对准确描述其力-位移迟滞现象,其绝对平均误差 e_{mea} 为 3.870 4 N (行程 8.33%)、4.968 4 N (行程 14.58%),且具有比修正 PI + Dead - zone 模型的模型参数少的优点。

参 考 文 献

- [1] FAN J Z, ZHANG W, KONG P C, et al. Design and dynamic model of a frog-inspired swimming robot powered by pneumatic muscles[J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 2017, 30(5):1 - 10.
- [2] 韩亚丽,郝大彬,于建铭,等. 新型多模式弹性驱动器的弹跳性能研究[J]. 机械工程学报, 2016, 52(9): 96 - 104.
HAN Yali, HAO Dabin, YU Jianming, et al. Bounce performance study on novel multi-mode elastic actuator[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2016, 52(9): 96 - 104. (in Chinese)
- [3] ZHAO L, CHENG H, WANG T. Sliding mode control for a two-joint coupling nonlinear system based on extended state observer[J]. ISA Transactions, 2018, 73:130 - 140.
- [4] YANG H, XIANG C, HAO L, et al. Research on PSA - MFAC for a novel bionic elbow joint system actuated by pneumatic artificial muscles[J]. Journal of Mechanical Science & Technology, 2017, 31(7):3519 - 3529.
- [5] 谢胜龙,刘海涛,梅江平,等. 基于高速开关阀的气动人工肌肉轨迹跟踪控制仿真[J/OL]. 农业机械学报, 2017, 48(1):368 - 374.
XIE Shenglong, LIU Haitao, MEI Jiangping, et al. Simulation of tracking control of pneumatic artificial muscle based on fast switching valves[J/OL]. Transactions of the Chinese Society for Agricultural Machinery, 2017, 48(1):368 - 374. http://www.j-csam.org/jcsam/ch/reader/view_abstract.aspx?flag=1&file_no=20170149&journal_id=jcsam. DOI: 10.6041/j.issn.1000-1298.2017.01.049. (in Chinese)
- [6] 谢胜龙,刘海涛,梅江平. 气动人工肌肉迟滞-蠕变特性研究现状与进展[J]. 系统仿真学报, 2018, 30(3):809 - 823.
XIE Shenglong, LIU Haitao, MEI Jiangping. Achievements and developments of hysteresis and creep of pneumatic artificial muscles[J]. Journal of System Simulation, 2018, 30(3):809 - 823. (in Chinese)
- [7] 王斌锐,周唯逸,许宏. 智能气动肌肉的静态驱动特性研究[J]. 农业机械学报, 2009, 40(3): 208 - 212.
WANG Binrui, ZHOU Weiye, XU Hong. Actuating characteristics of intelligent pneumatic muscle[J]. Transactions of the Chinese Society for Agricultural Machinery, 2009, 40(3): 208 - 212. (in Chinese)
- [8] MINH T V, TJAHJOWIDODO T, RAMON H, et al. Cascade position control of a single pneumatic artificial muscle-mass system with hysteresis compensation[J]. Mechatronics, 2010, 20(3):402 - 414.
- [9] KUHNEN K. Modeling, identification and compensation of complex hysteretic nonlinearities: a modified Prandtl - Ishlinskii

- approach[J]. *European Journal of Control*, 2003, 9(4):407–418.
- [10] GU G Y, ZHU L M, SU C Y. Modeling and compensation of asymmetric hysteresis nonlinearity for piezoceramic actuators with a modified Prandtl–Ishlinskii model[J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2014, 61(3):1583–1595.
- [11] SU C Y, WANG Q, CHEN X, et al. Adaptive variable structure control of a class of nonlinear systems with unknown Prandtl–Ishlinskii hysteresis[J]. *IEEE Transactions on Automatic Control*, 2015, 50(12):2069–2074.
- [12] AL JANAIDEN M, RAKHEJA S, SU C Y. An analytical generalized Prandtl–Ishlinskii model inversion for hysteresis compensation in micropositioning control[J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2011, 16(4):734–744.
- [13] JIANG H, JI H, QIU J, et al. A modified Prandtl–Ishlinskii model for modeling asymmetric hysteresis of piezoelectric actuators[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2010, 57(5):1200–1210.
- [14] XU Qingsong. Identification and compensation of piezoelectric hysteresis without modeling hysteresis inverse[J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2013, 60(9):3927–3937.
- [15] MINH T V, TJAHJOWIDODO T, RAMON H, et al. Non-local memory hysteresis in a pneumatic artificial muscle (PAM)[C]// *Conference on Control & Automation*, IEEE, 2009.
- [16] 刘永强, 杨绍普, 廖英英. 一种磁流变阻尼器模型参数识别新方法[J]. *机械工程学报*, 2018, 54(6):62–68.
LIU Yongqiang, YANG Shaopu, LIAO Yingying. A new method of parameters identification for magnetorheological damper model[J]. *Journal of Mechanical Engineering*, 2018, 54(6):62–68. (in Chinese)
- [17] 胡凯明, 文立华. PBP 驱动器率相关迟滞特性研究及其线性化控制[J]. *机械工程学报*, 2016, 52(12):205–212.
HU Kaiming, WEN Lihua. Research on rate-dependent hysteresis characteristics of PBP actuators and its linearization control[J]. *Journal of Mechanical Engineering*, 2016, 52(12):205–212. (in Chinese)
- [18] SONG J, KINREGHAN A D. Generalized Bouc–Wen model for highly asymmetric hysteresis[J]. *Journal of Engineering Mechanics*, 2006, 132(6):610–618.
- [19] ISMAIL M, IKHOUANE F, RODELLAR J. The hysteresis Bouc–Wen model, a survey[J]. *Archives of Computational Methods in Engineering*, 2009, 16(2):161–188.
- [20] LIN C J, LIN C R, YU S K, et al. Hysteresis modeling and tracking control for a dual pneumatic artificial muscle system using Prandtl–Ishlinskii model[J]. *Mechatronics*, 2015, 28(6):35–45.
- [21] 王斌锐, 芦韩, 靳明涛, 等. 气动肌肉肘关节 MPI 迟滞模型与补偿控制[J/OL]. *农业机械学报*, 2019, 50(6):412–418.
WANG Binrui, LU Han, JIN Mingtao, et al. Hysteresis model based on modified PI model and compensation control for elbow joint driven by pneumatic muscles[J/OL]. *Transactions of the Chinese Society for Agricultural Machinery*, 2019, 50(6):412–418. http://www.j-csam.org/jcsam/ch/reader/view_abstract.aspx?flag=1&file_no=20190649&journal_id=jcsam. DOI: 10.6041/j.issn.1000-1298.2019.06.049. (in Chinese)
- [22] XIE S L, LIU H T, MEI J P, et al. Modeling and compensation of asymmetric hysteresis for pneumatic artificial muscles with a modified generalized Prandtl–Ishlinskii model[J]. *Mechatronics*, 2018, 52(6):49–57.
- [23] 王琦珑, 王伟, 郝大贤, 等. 编织型气动人工肌肉迟滞现象建模与应用[J]. *机械工程学报*, 2019, 55(21):73–80.
WANG Qilong, WANG Wei, HAO Daxian, et al. Hysteresis modeling and application of McKibben pneumatic artificial muscles[J]. *Journal of Mechanical Engineering*, 2019, 55(21):73–80. (in Chinese)
- [24] ASCHEMANM H, SCHINDELE D. Comparison of model-based approaches to the compensation of hysteresis in the force characteristic of pneumatic muscles[J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2014, 61(7):3620–3629.
- [25] LI Z, ALJANAIDCH O, RAKHEJA S, et al. Compensation of play operator-based Prandtl–Ishlinskii hysteresis model using a stop operator with application to piezoelectric actuators[J]. *International Journal of Advanced Mechatronic Systems*, 2012, 4(1):25–31.