

气动肌肉肘关节 MPI 迟滞模型与补偿控制

王斌锐 芦 韩 靳明涛 谢胜龙

(中国计量大学机电工程学院, 杭州 310018)

摘要: 针对气动肌肉驱动的四连杆肘关节输入气压与输出角度间的迟滞进行分析。建立肘关节迟滞的 Prandtl-Ishlinskii (PI) 模型, 采用 Levenberg-Marquardt 方法辨识模型参数; 选择改进 Play 算子合适的包络函数, 设计一种可描述非对称迟滞现象的改进 PI (Modified PI, MPI) 模型, 相较于传统 PI 模型 (Classical PI, CPI), MPI 模型对非对称迟滞曲线拟合度更高。基于 MPI 模型, 设计前馈积分逆补偿器, 并与 PID 组成积分逆补偿控制器 (MPI-I-I-PID); 完成了 MPI-I-I-PID、PID 与基于 CPI 模型的积分逆补偿 PID 控制器 (CPI-I-I-PID) 的位置控制仿真。仿真结果表明, MPI-I-I-PID 可以减小跟踪误差, 提高跟踪精度。在不同负载下进行了控制实验, 实验结果表明, 随着负载增加, 补偿效果减弱, 为此在补偿器中加入分段 PID, MPI-I-I-pPID 可减小抖动幅度, 降低肘关节跟踪误差, 提高位置控制精度和稳定性, 验证了迟滞补偿器的有效性。

关键词: 气动肌肉; CPI 模型; MPI 模型; 迟滞补偿控制

中图分类号: TP242 文献标识码: A 文章编号: 1000-1298(2019)06-0412-07

Hysteresis Model Based on Modified PI Model and Compensation Control for Elbow Joint Driven by Pneumatic Muscles

WANG Binrui LU Han JIN Mingtao XIE Shenglong

(College of Mechanical and Electrical Engineering, China Jiliang University, Hangzhou 310018, China)

Abstract: Aiming to analyze the hysteresis characteristics between the air pressure and angle of four-bar elbow joint driven by pneumatic muscles. The Prandtl-Ishlinskii (PI) model of the hysteresis characteristics of elbow joint was established, the required parameters of the model were identified by Levenberg-Marquardt method. The appropriate envelope fuction for the improved Play operator was selected, and the modified Prandtl-Ishlinskii (MPI) was designed to describe the asymmetric hysteresis, compared with the classical Prandtl-Ishlinskii (CPI) model, the results of the simulation showed that the MPI model had higher fitting degree for the asymmetric hysteresis curves. Based on the MPI model, a feed-forward integral inverse compensator was designed, an integral inverse compensation controller (MPI-I-I-PID) was formed with PID. The simulation of position control of MPI-I-I-PID, PID and CPI-I-I-PID controller was completed. The results of the simulation and root-mean-square error showed that MPI-I-I-PID can reduce the tracking error and improve the tracking accuracy. Equal amplitude sinusoidal signals experiment on PID, CPI-I-I-PID and MPI-I-I-PID controller under different loads was completed, according to the compensation effect influenced by the load which was exposed in the experiment, and piecewise PID control was added in the compensator. The results of experiment and root-mean-square error showed that MPI-I-I-PID can reduce the dither amplitude and tracking error of elbow joint, improve the accuracy and stability of elbow joint position control, which proved the effectiveness of the proposed hysteresis compensator.

Key words: pneumatic muscle; CPI model; MPI model; hysteresis compensation control

0 引言

传统的农业采摘机器人手臂是一个多关节系

统,其机械结构和驱动装置具有高质量、高刚度、功率质量比低等特点,但在柔顺性和安全性方面有所欠缺。随着机器人技术的不断发展和完善,新型机

机器人手臂具有精度高、响应快、承载能力大等特点^[1],同时具有良好的柔顺性,以获得更好的安全性和自我恢复能力^[2]。

气动肌肉 (Pneumatic muscle, PM) 作为一种与人体肌肉的生物特性相似的新型驱动器^[3],具有结构简单、质量轻、输出力/自重比大、柔性大等优点^[4-5],且具有和人体肌肉相似的柔顺性,因而广泛用于医疗辅助康复^[6]、仿生^[7]和农业机器人^[8]等领域。采用气动肌肉作为驱动装置,模仿人体手臂关节结构设计的机械手臂,具有质量轻、柔顺性好、结构简单紧凑、强度大、不易损坏操作对象、与人类交互性良好的特点^[9]。但由于气动肌肉编织网之间、编织网与橡胶管之间的摩擦、橡胶管的伸缩变形导致的迟滞现象^[10],气动肌肉呈现出强非线性,为提高气动肌肉的控制精度,国内外学者进行了大量研究。

根据迟滞回线的描述方法,迟滞模型可分为微分型迟滞模型和积分型迟滞模型两类^[11]。Prandtl - Ishlinskii (PI) 模型^[12]属于积分型迟滞模型。传统 PI (Classical Prandtl - Ishlinskii, CPI) 模型是由 Preisach 发展而来,该模型由有限个 Play 算子或 Stop 算子加权叠加构成^[13],具有结构简单、精度高、便于求逆、能用较少的参数描述迟滞特性曲线,且不存在误差累加等优点,被广泛应用于迟滞非线性系统建模中,但只能用于描述对称的迟滞曲线^[14]。LIN 等^[15]采用依赖于气压的迟滞建模方法推导了气动肌肉的迟滞模型,并与基于广义 Bouc_Wen 和 PI 模型的建模方法进行对比,认为 PI 模型和广义 Bouc_Wen 模型较 Maxwell 模型更真实反映了气动肌肉的迟滞特性;SEBASTIAN^[16]采用广义 Play 算子建立了气动肌肉的迟滞模型,并与 Maxwell 模型、Bouc_Wen 模型进行了对比,发现采用广义 Play 算子对气动肌肉的迟滞拟合效果最优。

对于带有迟滞特性的非线性系统,常用建立逆模型的控制策略,并在系统前面串联逆补偿器来抵

消迟滞的影响,即逆模型控制^[17]。MINH 等^[18]采用基于前馈迟滞模型补偿控制的级联控制策略控制单根气动肌肉位置,内、外部回路分别用于控制气动肌肉气压和动力学的非线性,使得气动肌肉对负载的改变具有良好的鲁棒性。由于迟滞模型精度依赖于系统的迟滞特性,且对参数敏感,也有学者提出了一些其他控制策略^[19]。

本文在 CPI 模型的基础上,研究改进阈值和包络函数,设计一种可描述非对称迟滞现象的改进 PI (Modified Prandtl - Ishlinskii, MPI) 模型,采用 MPI 模型对气动肌肉驱动的肘关节输入气压与输出角之间的非对称迟滞现象进行建模,基于该模型设计前馈积分逆补偿器,搭建积分逆补偿 PID 控制器,对补偿器的迟滞补偿作用进行验证。

1 气动肌肉肘关节迟滞特性分析

图 1 中的四连杆肘关节,以气动肌肉为驱动器,可将气动肌肉的线性位移转换为下臂转动。本文对肘关节转动角与气动肌肉内部气压的迟滞特性进行测试。在空载和 6、12 kg 负载下,对气动肌肉施加变幅值的驱动信号,得到迟滞曲线如图 2 所示。

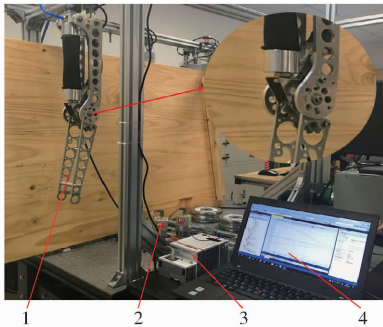


图 1 肘关节测试平台

Fig. 1 Elbow joint test platform

1. 四连杆肘关节 2. SMC 比例阀 3. Beckhoff 控制器 4. 计算机

由图 2 可知,肘关节转动角与气动肌肉内部气压之间存在迟滞关系,且迟滞环都非对称。随着负载的增加,肘关节迟滞环形状发生变化,肘关节

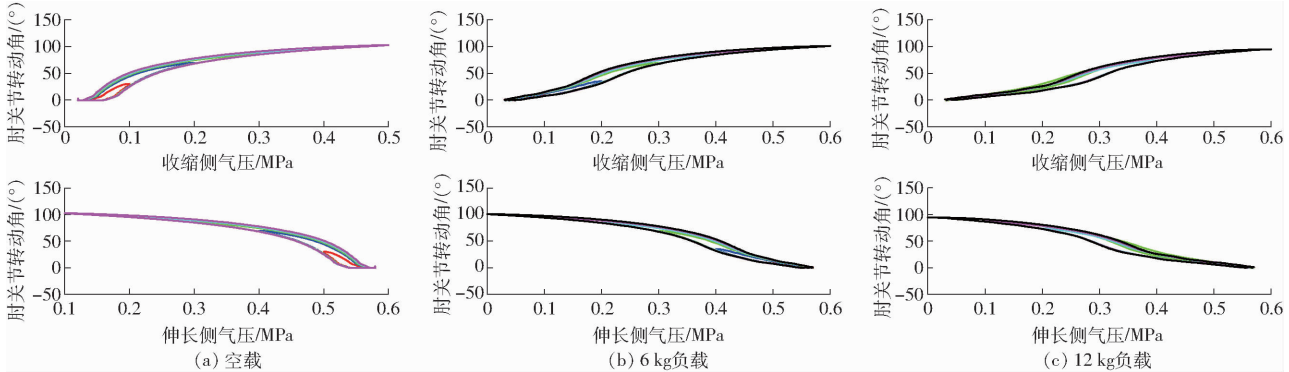


图 2 不同负载下迟滞曲线

Fig. 2 Hysteresis curves of different loads

启动位置(即0°位置)附近的迟滞环会逐渐减小。为了更好地控制肘关节,需要建立精确的迟滞模型。

2 肘关节迟滞建模

2.1 CPI模型和MPI模型

CPI模型由不同权值和阈值的 Play 算子加权叠加构成^[20],用来描述系统的迟滞特性,如图3所示。

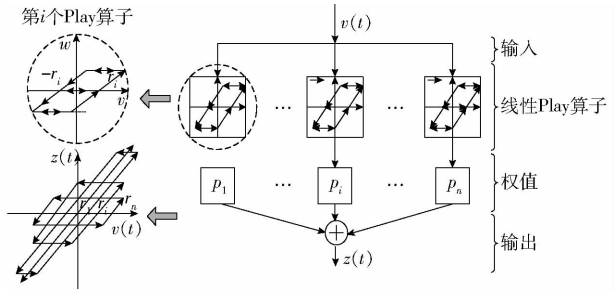


图3 CPI模型结构
Fig.3 Structure of CPI model

基于 Play 算子的 CPI 模型可表示为

$$z(t) = p_0 v(t) + \sum_{i=1}^n p(r_i) F_{ri} v(t) \tag{1}$$

式中 $z(t)$ ——模型输出
 p_0 ——系数,需要进行参数辨识得到
 $v(t)$ ——模型输入
 F_{ri} ——Play 算子输出
 r_i ——第 i 个算子阈值
 $p(r_i)$ ——CPI 模型的权值函数

在改进 Play 算子^[20]的基础上建立 MPI 模型。
改进 Play 算子的输入与输出关系如图4所示。

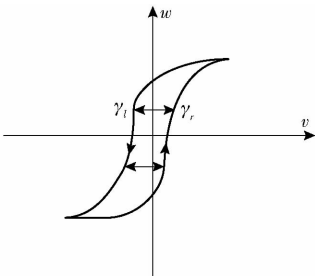


图4 改进 Play 算子的输入输出关系
Fig.4 Input and output relationship of modified Play operator

由图4可知,改进 Play 算子的输出 $w(t)$ 会沿着曲线 γ_r 或 γ_l 增加或减少,而不是直线。曲线 γ_r 和 γ_l 又被称为包络函数。因此改进的 Play 算子可通过选择合适的包络函数,描述更多种类的迟滞特性曲线。

MPI 模型可表示为

$$z(t) = \prod [v](t) = H(v(t)) + \sum_{i=1}^n p(r_i) F_{lri}^{\gamma} v(t) \tag{2}$$

其中 $H(v(t)) = \sum_{k=0}^M p_k v(t)^k$
式中 $H(v(t))$ ——关于输入的多项式函数
 p_k ——多项式系数
 F_{lri}^{γ} ——改进 Play 算子输出

2.2 迟滞建模与参数辨识

对于式(1)CPI模型,权值表达式为

$$p(r_i) = \rho e^{-\tau r_i} \tag{3}$$

对于式(2)MPI模型,包络函数、阈值及多项式表达式为

$$\begin{cases} \gamma_l = a_0 \tanh(a_1 v + a_2) + a_3 \\ \gamma_r = b_0 \tanh(b_1 v + b_2) + b_3 \end{cases} \tag{4}$$

$$r_i = \alpha i \tag{5}$$

$$H(v(t)) = \sum_{k=0}^M p_k v(t)^k = p_0 + p_1 v(t) \tag{6}$$

其中权值表达式同式(3),由式(3)~(6)可知,模型中需辨识的参数有 $\rho, \tau, a_0, a_1, a_2, a_3, b_0, b_1, b_2, b_3, \alpha, p_0, p_1$ 等。由于 Levenberg - Marquardt 方法辨识速度快,且适用于多种场合,故本文基于该方法来进行参数辨识。辨识得到的参数如表1、2所示。

表1 CPI模型参数辨识结果

参数	p_0	ρ	τ
辨识值	-8.223	12.407	6.529

表2 MPI模型参数辨识结果

参数	a_0	a_1	a_2	a_3	b_0
辨识值	7.313	0.381	-0.085	-2.050	1.790
参数	b_1	b_2	b_3	p_0	p_1
辨识值	0.816	-1.588	-0.696	17.371	2.092
参数	α	ρ	γ		
辨识值	0.250	0.777	-0.819		

CPI、MPI模型建模结果如图5、6所示。由图5、6可知,CPI模型只能描述对称的迟滞曲线,MPI模型可以描述非对称迟滞曲线,但在迟滞环的拐点处建模误差较大。采用最大误差与肘关节最大转动角的比值来描述建模准确性,CPI与MPI模型误差率分别为22.67%和4.65%。

3 迟滞补偿控制器设计

基于迟滞模型设计补偿器,综合了PID和逆模型思想的积分逆补偿器(Integral inverse compensator, I-I补偿器),可称为基于MPI模型的积分逆补偿PID控制器(MPI-I-I-PID),包括前馈I-I补偿器和PID控制器。MPI-I-I-PID的控制框图如图7所示。

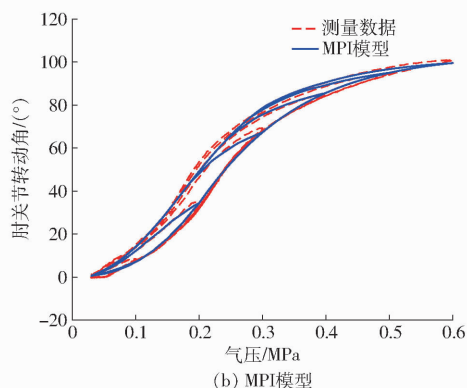
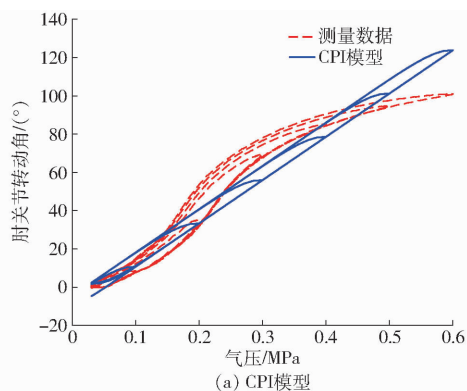


图 5 肘关节迟滞建模结果

Fig. 5 Hysteresis modeling results of elbow joint

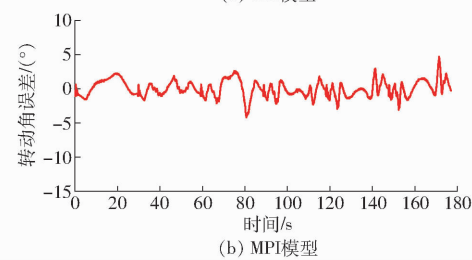
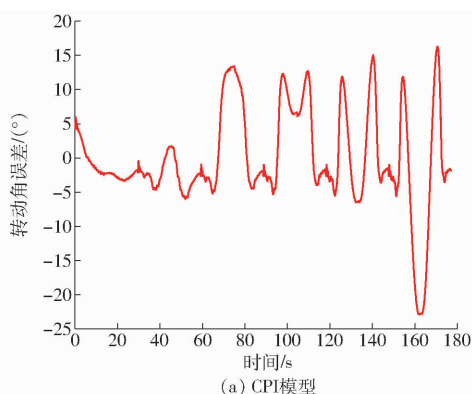


图 6 建模误差

Fig. 6 Modeling error

设计的控制律可表示为

$$\begin{cases} u(t) = u_1(t) + u_2(t) = K \int_0^T e_1(t) dt + \\ K_p \left(e_2(t) + \frac{1}{T_I} \int_0^T e_2(t) dt + \frac{T_D de_2(t)}{dt} \right) \\ e_1 = y_d(t) - y_1(t) \\ e_2 = y_d(t) - y(t) \end{cases} \quad (7)$$

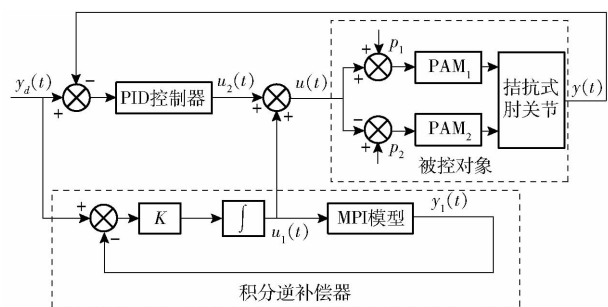


图 7 基于 MPI 模型的积分逆补偿 PID 的控制框图

Fig. 7 Control block diagram of MPI-I-I-PID

式中 $u(t)$ ——控制量 $u_1(t)$ ——补偿量
 $u_2(t)$ ——PID 控制器的输出量
 K ——I-I 补偿器的调节参数
 e_1 ——理想输入信号与预测信号的差值
 K_p ——比例系数
 e_2 ——理想输入信号与实际输出信号的差值
 T_I ——积分时间常数
 T_D ——微分时间常数
 $y_d(t)$ ——理想输入信号
 $y_1(t)$ ——MPI 模型的预测信号
 $y(t)$ ——实际输出信号

控制量 $u(t)$ 可映射为气压信号, p_1 、 p_2 为两侧气动肌肉的初始气压。 $u(t)$ 映射的气压信号与 p_1 、 p_2 相加减, 从而控制肘关节的转动。

4 迟滞补偿控制仿真及实验

4.1 迟滞补偿控制仿真

为验证所设计控制器的有效性, 以 $y_d(t) = 45 \sin(\pi t / 25 - \pi / 2) + 45$ 作为跟踪信号进行了仿真分析, 并将仿真结果与 PID 控制器、基于 CPI 模型的积分逆补偿 PID 控制器 (CPI-I-I-PID) 进行对比, 仿真结果与误差如图 8 所示。

由图 8 可知, MPI-I-I-PID 能改善肘关节的迟滞非线性, 提高跟踪精度; MPI-I-I-PID 的最大跟踪误差小于 PID 和 CPI-I-I-PID; 控制仿真的均方根误差分别为 $1.991 20^\circ$ 、 $1.401 30^\circ$ 、 $1.017 10^\circ$ 。所以 MPI-I-I-PID 控制精度更高。由于 MPI 模型在迟滞环的拐点处建模误差较大, 因此在输入信号的极值处, 跟踪误差较大。

4.2 迟滞补偿控制实验

根据 PID、CPI-I-I-PID 和 MPI-I-I-PID 控制原理框图, 在肘关节实验平台开展实验。给定角度信号为 $y_d(t) = 45(\sin(\pi t / 25 + \pi / 2) + 1)$, 周期 50 s, 幅值 90° 。在空载和 6 kg 负载下的控制结果如图 9 所示, 控制误差如图 10 所示。

由图 9 对比可见, MPI-I-I-PID 控制会使抖

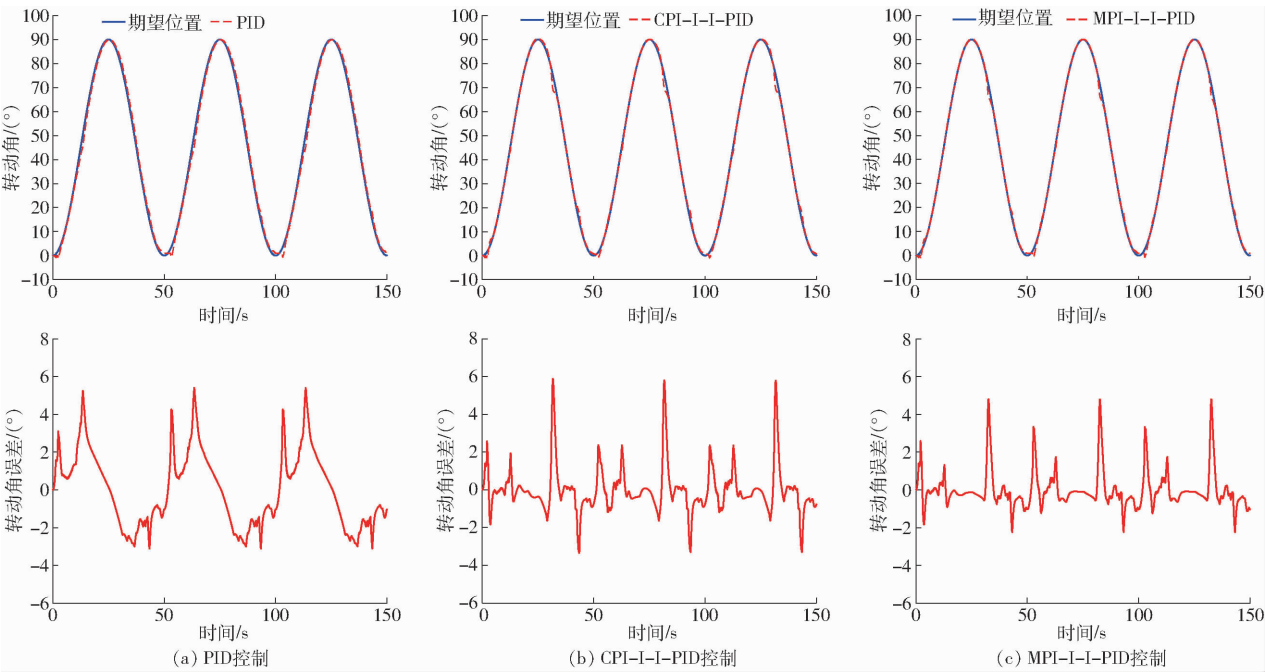


图 8 等幅值正弦信号下的仿真结果

Fig. 8 Simulation results of uniform amplitude sinusoidal signal

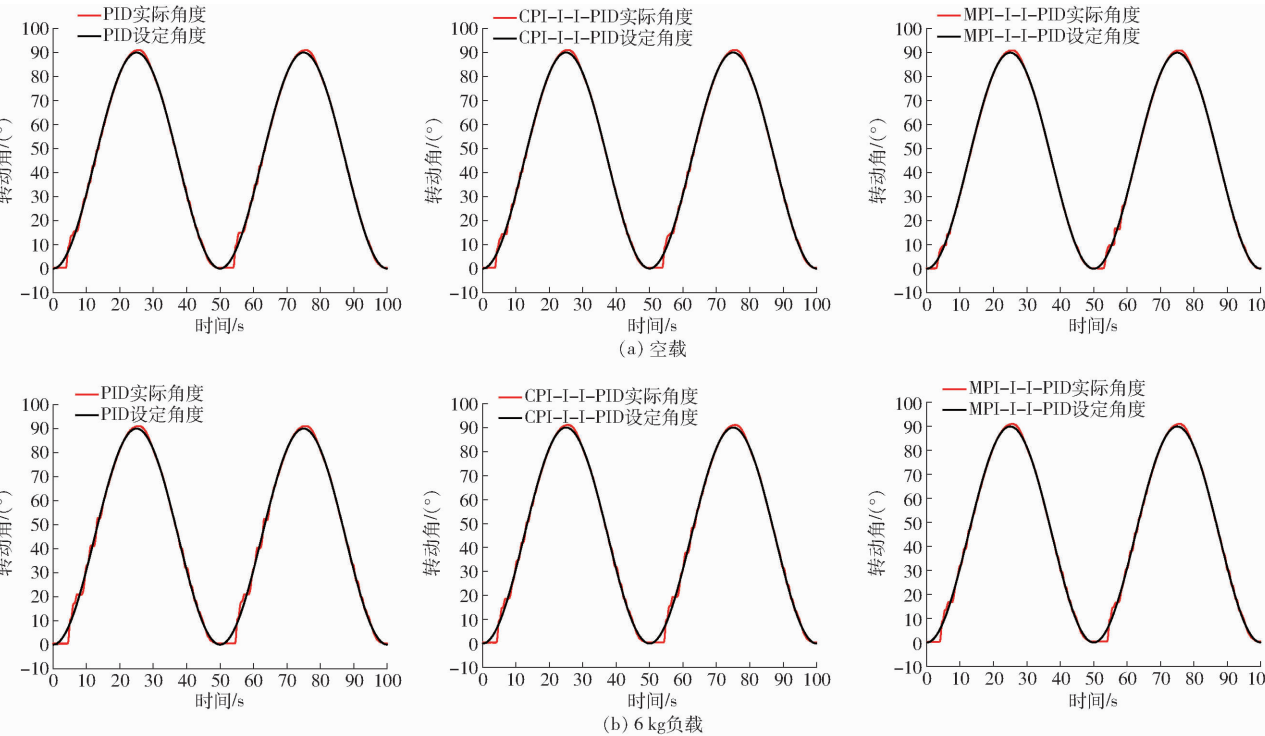


图 9 不同负载下的正弦跟踪曲线

Fig. 9 Sinusoidal tracking curves under different loads

动的幅度减小,稳定性提高。由图 10 可见,MPI-I-I-PID 控制会使误差幅值减小。但随着负载的增加,MPI-I-I-PID 的控制效果在减弱。

启动位置附近出现较大误差,原因如下:①气动肌肉在初始充气时,随着气压的增加,并没有收缩,也无输出力,所以存在死区。②由四连杆肘关节机构分析可知,肘关节启动位置时,气动肌肉拉力相对于转轴的力臂较小,传动效率较低。③初始位置需

要克服较大静摩擦力,负载越大,静摩擦力越大。

针对上述原因,给定角度信号为: $y_d(t) = 15 + 37.5(\sin(\pi t/25 + \pi/2) + 1)$,避开机构的死区,在肘关节的 0° 与 90° 位置使用分段 PID,即采用不同的 PID 参数。在空载和 6 kg 负载下的控制跟踪结果如图 11 所示。

PID、CPI-I-I-PID、MPI-I-I-PID、分段 PID (pPID)和分段 MPI-I-I-PID(MPI-I-I-pPID)

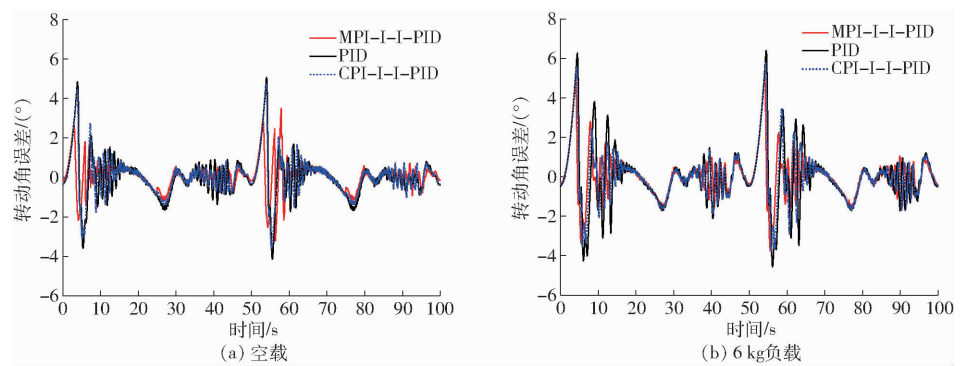


图 10 不同负载下跟踪误差曲线

Fig. 10 Tracking error curves under different loads

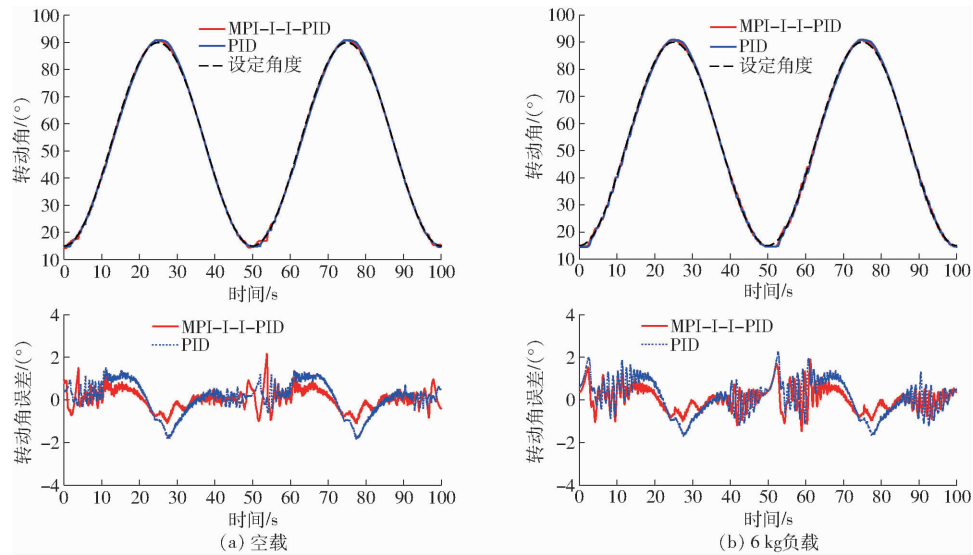


图 11 积分逆补偿分段 PID 正弦跟踪曲线

Fig. 11 Sinusoidal tracking curves of integral inverse compensation piecewise PID

等 5 种控制转动角均方根误差如表 3 所示。

表 3 不同负载下转动角均方根误差

Tab. 3 Root mean square error of different loads

(°)					
负载/ kg	PID	CPI-I-I- I-PID	MPI-I-I- I-PID	pPID	MPI-I-I- I-pPID
0	1.065 2	0.983 8	0.724 3	0.735 2	0.476 3
6	1.505 5	1.276 2	1.106 8	0.829 9	0.549 0

由图 9 ~ 11 及表 3 可知, MPI-I-I-PID 控制能减小误差, 提高控制精度; 但随着负载的增加, 积分逆补偿的控制效果在减弱; 在底端与顶端使用分段 PID 并避开肘关节死区的情况下, 最大误差明显

减小, 与期望轨迹的偏差进一步减小, 控制精度进一步提高。

5 结论

(1) MPI 模型具有较高的建模精度, 能描述肘关节的输入气压与输出角度的迟滞现象。

(2) 基于 MPI 迟滞模型设计的 I-I-PID 控制器使抖动幅度减小, 但随着负载的增加, 积分逆补偿控制效果减弱。

(3) 在使用分段 PID 并避开肘关节死区的情况下, 肘关节跟踪的最大误差明显减小, 受负载影响降低, 控制精度提高。

参 考 文 献

[1] 孙晓英. 基于气动人工肌肉的仿人机器人设计研究[D]. 北京: 北京工业大学, 2015.
SUN Xiaoying. Study on the design of humanoid robot driven with pneumatic artificial muscles[D]. Beijing: Beijing University of Technology, 2015. (in Chinese)

[2] KLUTE G K, HANNAFORD B. Fatigue characteristics of McKibben artificial muscle actuators[C] // IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots & Systems, 1998.

[3] 葛志尚. 气动人工肌肉驱动的仿人体上臂结构设计及控制研究[D]. 南京: 南京航空航天大学, 2017.
GE Zhishang. Research on structure design and control algorithms of bionic upper arm driven by pneumatic muscle actuator

- [D]. Nanjing: Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, 2017. (in Chinese)
- [4] TSAGARAKIS N G, CALDWELL D G. Development and control of a ‘Soft-Actuated’ exoskeleton for use in physiotherapy and training[J]. *Autonomous Robots*, 2003, 15(1):21–33.
- [5] 隋立明, 张立勋. 气动肌肉与气缸的特性对比研究[J]. *液压与气动*, 2011(11):99–102.
SUI Liming, ZHANG Lixun. Comparison of pneumatic muscle and pneumatic cylinder characteristics[J]. *Chinese Hydraulics & Pneumatics*, 2011(11): 99–102. (in Chinese)
- [6] 彭光正, 王毅枫, 孙海默. 一种气动人工肌肉驱动的七自由度仿人手臂的设计[J]. *液压与气动*, 2007(1):1–3.
PENG Guangzheng, WANG Yifeng, SUN Haimo. Design of a 7-DOF humanoid arm actuated by pneumatic muscle actuators[J]. *Chinese Hydraulics & Pneumatics*, 2007(1):1–3. (in Chinese)
- [7] 张氢, 覃昶, 孙远韬. 气动人工肌肉驱动灵巧手的设计与研究[J]. *液压与气动*, 2018(5):93–97.
ZHANG Qing, TAN Chang, SUN Yuantao. Dexterous hand actuated by pneumatic artificial muscle[J]. *Chinese Hydraulics & Pneumatics*, 2018(5):93–97. (in Chinese)
- [8] 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?file_no=20170149&flag=1&journal_id=jcsam. DOI:10.6041/j.issn.1000-1298.2017.01.049. (in Chinese)
- [9] 刘爽. 气动肌肉机械手臂机构设计与控制方法实现[D]. 杭州: 浙江理工大学, 2010.
LIU Shuang. Mechanism design and control realization of the manipulator actuated by pneumatic muscles[D]. Hangzhou: Zhejiang Sci-Tech University, 2010. (in Chinese)
- [10] VO-MINH T, TJAHJOWIDODO T, RAMON H, et al. A new approach to modeling hysteresis in a pneumatic artificial muscle using the Maxwell-Slip model[J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2011, 16(1):177–186.
- [11] HASSANI V, TJAHJOWIDODO T, DO T N. A survey on hysteresis modeling, identification and control[J]. *Mechanical Systems and Signal Processing* (S0888–3270), 2014, 49(1): 209–233.
- [12] SU C, WANG Q, CHEN X, et al. Adaptive variable structure control of a class of nonlinear systems with unknown Prandtl-Ishlinskii hysteresis[J]. *Transactions on Automatic Control*, 2005, 50(12): 2069–2074.
- [13] STAKVIK J Å. Identification, inversion and implementaion of the preisach hysteresis model in nanopositioning [D]. Trondheim, Norway: Norwegian University of Science and Technology, 2014.
- [14] 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)
- [15] 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: 35–45.
- [16] SEBASTIAN M. Modellierung und simulation der hysteretischen kraft künstlicher, pneumatischer muskeln basierend auf dem Prandtl–Ishlinskii model in Matlab/Simulink[D]. Duisburg, Essen: Universität Duisburg–Essen, 2013.
- [17] 郭咏新, 张臻, 毛剑琴, 等. 超磁致伸缩作动器的率相关 Hammerstein 模型与 H_∞ 鲁棒跟踪控制[J]. *自动化学报*, 2014, 40(2): 197–207.
GUO Yongxin, ZHANG Zhen, MAO Jianqin, et al. Rate-dependent Hammerstein model and H_∞ robust tracking control of giant magnetostrictive actuators[J]. *Acta Automatica Sinica*, 2014, 40(2): 197–207. (in Chinese)
- [18] 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* (S0957–4158), 2010, 20(3): 402–414.
- [19] 冯颖, 胡跃明, 苏春翌. 连续回滞系统的模型参考自适应控制[J]. *控制与决策*, 2006, 21(12): 1402–1406.
FENG Ying, HU Yueming, SU Chunyi. Model reference adaptive control of continuous-time hysteresis systems[J]. *Control and Decision*, 2006, 21(12): 1402–1406. (in Chinese)
- [20] AL JANAIDEH 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.