

1-2-2019

## Achievements and Developments of Hysteresis and Creep of Pneumatic Artificial Muscles

Shenglong Xie

*Key Laboratory of Mechanism Theory and Equipment Design, Ministry of Education, Tianjin University, Tianjin 300072, China;*

Haitao Liu

*Key Laboratory of Mechanism Theory and Equipment Design, Ministry of Education, Tianjin University, Tianjin 300072, China;*

Jiangping Mei

*Key Laboratory of Mechanism Theory and Equipment Design, Ministry of Education, Tianjin University, Tianjin 300072, China;*

Follow this and additional works at: <https://dc-china-simulation.researchcommons.org/journal>



Part of the [Artificial Intelligence and Robotics Commons](#), [Computer Engineering Commons](#), [Numerical Analysis and Scientific Computing Commons](#), [Operations Research](#), [Systems Engineering and Industrial Engineering Commons](#), and the [Systems Science Commons](#)

---

This Paper is brought to you for free and open access by Journal of System Simulation. It has been accepted for inclusion in Journal of System Simulation by an authorized editor of Journal of System Simulation.

---

# Achievements and Developments of Hysteresis and Creep of Pneumatic Artificial Muscles

## Abstract

**Abstract:** Regarding to the problems of hysteresis and creep, the developments and achievements of the research on pneumatic artificial muscles at home and abroad are systemically reviewed. *The state of the art is summarized in terms of characteristics, reasons causing, modeling and control strategies based on the hysteresis and creep modeling. The problems in recent research are analyzed and the direction for further research is put forward.* The theoretical study on hysteresis and creep of pneumatic artificial muscle is limited. The hysteresis modeling needs to consider the time-varied parameters caused by creep. Neural network modeling needs to solve the problem of multi loop identification. The control strategy based on inverse model compensation faces the problems of model complexity and parameter sensitivity.

## Keywords

pneumatic artificial muscle, hysteresis, creep, inverse model, control

## Recommended Citation

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.

# 气动人工肌肉迟滞-蠕变特性研究现状与进展

谢胜龙, 刘海涛, 梅江平

(天津大学机构理论与装备设计教育部重点实验室, 天津 300072)

**摘要:** 针对气动人工肌肉中存在的迟滞及蠕变现象, 回顾了其研究历史并总结了国内外主要研究机构的研究现状。从气动人工肌肉迟滞及蠕变现象的特点、产生原因、建模以及基于迟滞模型的控制策略等方面, 对现有的研究进展与成果进行了综述。分析了目前气动人工肌肉中存在的问题并提出了进一步研究的思路。从目前的发展趋势来看, 气动人工肌肉迟滞与蠕变的理论研究还远不充分。迟滞特性建模需要解决因蠕变引起的参数动态变化问题, 神经网络建模需解决多环辨识问题, 而基于逆模型补偿的控制策略则需要解决模型复杂以及参数敏感问题。

**关键词:** 气动人工肌肉; 迟滞; 蠕变; 逆模型; 控制

中图分类号: TH117.3 文献标识码: B 文章编号: 1004-731X (2018) 03-0809-15

DOI: 10.16182/j.issn1004731x.joss.201803006

## Achievements and Developments of Hysteresis and Creep of Pneumatic Artificial Muscles

Xie Shenglong, Liu Haitao, Mei Jiangping

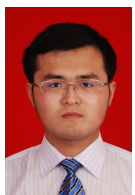
(Key Laboratory of Mechanism Theory and Equipment Design, Ministry of Education, Tianjin University, Tianjin 300072, China)

**Abstract:** Regarding to the problems of hysteresis and creep, the developments and achievements of the research on pneumatic artificial muscles at home and abroad are systemically reviewed. *The state of the art is summarized in terms of characteristics, reasons causing, modeling and control strategies based on the hysteresis and creep modeling. The problems in recent research are analyzed and the direction for further research is put forward.* The theoretical study on hysteresis and creep of pneumatic artificial muscle is limited. The hysteresis modeling needs to consider the time-varied parameters caused by creep. Neural network modeling needs to solve the problem of multi loop identification. The control strategy based on inverse model compensation faces the problems of model complexity and parameter sensitivity.

**Keywords:** pneumatic artificial muscle; hysteresis; creep; inverse model; control

## 引言

近年来, 新兴交叉学科的涌现, 使得机器人的研究及应用领域得到迅速拓展。末端执行器是机器人的核心部件之一, 它是直接接触目标物的部件。



收稿日期: 2016-04-13 修回日期: 2016-05-29;  
基金项目: 国家自然科学基金(51405331);  
作者简介: 谢胜龙(1988-), 男, 皖安庆, 博士生, 研究方向为机器人控制及其自动化生产线; 刘海涛(通讯作者 1981-), 男, 黑龙江牡丹江, 博士, 副教授, 洪堡学者, 研究方向为机构学与机器人学。

目前, 机器人末端执行器的驱动方式可分为刚性驱动(如何服电机等)和柔性驱动(如绳索、气动人工肌肉等)。对于柔软易损伤、形状复杂、结构差异大的目标物, 若采用刚性驱动方式势必存在损伤操作对象的风险, 故在末端执行器的设计中应注重考虑其柔顺性。由于气动人工肌肉(Pneumatic Artificial Muscle, PAM)不但具有气压传动的低成本、清洁、安装简便等特点, 还具有结构简单、重量轻、输出力/自重比大、柔性大等优点<sup>[1]</sup>, 同时具有和人类肌

<http://www.china-simulation.com>

• 809 •

肉相似的柔顺性,因而广泛应用于医疗辅助康复和仿生机器人<sup>[2]</sup>等领域。

然而,由于编织网之间、编织网与橡胶管之间的摩擦、橡胶管的伸缩与变形所导致的迟滞现象(hysteresis)<sup>[3]</sup>,以及橡胶管在充放气过程中产生的周期性松弛和气动人工肌肉内部摩擦产生温升而引起的蠕变<sup>[4]</sup>(creep)使得气动人工肌肉呈现出强非线性与时变性。迟滞与蠕变不仅会降低系统的控制精度,还会产生相位失真,导致闭环系统中的反馈作用减弱,甚至会造成系统的不稳定<sup>[5]</sup>,从而给气动人工肌肉精确的位置控制和力控制带来极大的挑战。为消除迟滞和蠕变的影响,提高气动人工肌肉的控制精度,国内外学者进行了大量研究,提出了诸多迟滞模型和基于迟滞模型的控制方案。

本文通过对现有文献的回顾与分析,分别从气动人工肌肉迟滞和蠕变现象的特点、产生原因、理论建模及基于模型的控制等方面进行阐述,归纳总结其研究现状、存在问题和发展趋势。

## 1 气动人工肌肉的迟滞与蠕变特性

常见的气动人工肌肉有<sup>[6]</sup>: McKibben 型气动人工肌肉(McKibben Muscle)、折叠型气动人工肌肉(Pleated Muscle)、Yarlott 气动人工肌肉(Yarlott Muscle)、ROMAC 气动人工肌肉(ROMAC Muscle)和 Kukolj 气动人工肌肉(Kukolj Muscle)等。尽管这些气动人工肌肉结构形式各不相同,但它们的原理基本类似。其核心均是在可膨胀的薄壁囊外部添加限制其变形的支撑材料,用连接件固定两端。充气时气动人工肌肉收缩,收缩力的大小与其元件的几何尺寸、材料和充气压力有关,且会随收缩率的增大而减小,在最大收缩率时,输出力最小<sup>[7]</sup>。这些气动人工肌肉中应用最为广泛的是本文论述的 McKibben 型气动人工肌肉<sup>[8]</sup>(见图 1)。后文如无特别说明,所指的气动人工肌肉均指 McKibben 型气动人工肌肉。

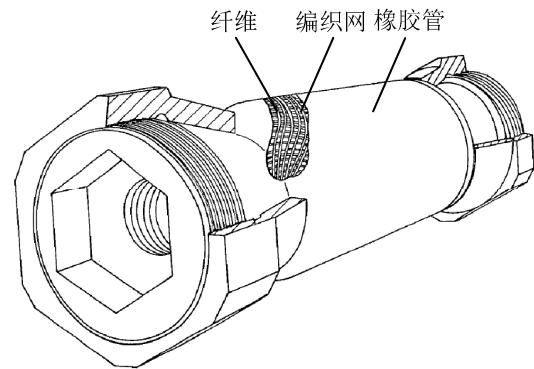


图1 McKibben 型气动人工肌肉结构图

Fig. 1 Structure of McKibben pneumatic artificial muscle

### 1.1 气动人工肌肉迟滞与蠕变的特点

关于迟滞,至今尚未有统一的定义,有关迟滞的详细论述参见专著<sup>[9]</sup>。迟滞可理解为同一个输入量对应的正反行程输出量不一致的现象。对于气动人工肌肉可理解为,在其运动过程中,同一位置(或伸缩率)所对应的气压/力因伸缩状态的不同而不同。气动人工肌肉的迟滞现象具有如下特性:(1) 非对称性(asymmetric),即气动人工肌肉迟滞回线是非对称的,上升曲线与下降曲线之间无对称轴<sup>[10]</sup>;(2) 非局部记忆性(nonlocal memory characteristic),即迟滞特性的输出信号不仅与当前的输入瞬时值有关,还与输入信号的初始状态和历史特征有关<sup>[11]</sup>;(3) 准率不相关性(quasi rate-independent characteristic),即气动人工肌肉伸缩频率对其迟滞回线的影响几乎可以忽略不计<sup>[11]</sup>;(4) 多值映射性(multi-valued mapping),即在相同位移下,可能产生不同的力/气压或者在相同力/气压下,可以有不同的位移<sup>[3]</sup>;(5) 非光滑性(non-smooth),即迟滞回线关于输入的导函数在拐点处不连续<sup>[5]</sup>;(6) 漂移性<sup>[12]</sup>(drift),即气动人工肌肉迟滞回线随时间漂移<sup>[13]</sup>(由气动人工肌肉的蠕变效应引起);(7) 迟滞回线随负载变化而变化<sup>[14]</sup>。

蠕变,是指气动人工肌肉的收缩力与收缩率在给定气压下随着时间缓慢增加并最终趋于稳定的现象<sup>[15]</sup>。气动人工肌肉蠕变具有如下性质<sup>[4]</sup>:(1) 蠕变会引起气动人工肌肉收缩力和收缩率缓慢增加,

并最终趋于稳定<sup>[16]</sup>; (2) 蠕变具有记忆性, 在任一时刻它仅取决于橡胶管的拉伸时间<sup>[4]</sup>。

## 1.2 气动人工肌肉迟滞与蠕变产生原因

目前, 学术界比较认可的引起气动人工肌肉迟滞的原因有以下几点<sup>[3,17]</sup>: (1) 编织网之间的干摩擦; (2) 编织网与橡胶管之间在充放气时的摩擦; (3) 气动人工肌肉端部充气时的锥形变形; (4) 橡胶管的黏弹性及其充放气过程中的伸缩变形。其中, 编织网之间的干摩擦是引起气动人工肌肉迟滞最主要的因素<sup>[11]</sup>。需要指出的是, 文献[12]认为气动人工肌肉伸缩过程中其直径的连续变化也是引起其迟滞的主要原因, 并据此给出了气动人工肌肉拉力随直径变化的表达式。

气动人工肌肉的蠕变主要由橡胶材料的马林斯效应<sup>[18]</sup>(Mullins effect)引起。具体包括: (1) 气动人工肌肉内部的橡胶管由于弹性在充放气过程中产生的周期性松弛<sup>[4]</sup>; (2) 气动人工肌肉因内部摩擦产生的温升<sup>[19]</sup>所引起的橡胶管材料粘弹性性质的改变<sup>[17]</sup>。

## 2 迟滞数学模型

文献<sup>[20]</sup>最早发现气动人工肌肉中存在迟滞现象。此后, 为消除迟滞特性对气动人工肌肉控制精度的影响, 许多学者进行了大量探索。这些研究主要分为两个方向: (1) 将迟滞视为扰动或者未建模动态, 采用其它方式补偿, 如极点配置<sup>[21]</sup>、鲁棒控制<sup>[22]</sup>、滑模控制<sup>[23]</sup>、自适应控制<sup>[24]</sup>等; (2) 尝试对迟滞现象进行建模并消除迟滞特性的影响。Chou 与 Hannaford<sup>[25]</sup>认为引起迟滞的主要原因是编织网与橡胶管之间的干摩擦。Tondu 和 Lopez<sup>[26]</sup>在建模时添加了摩擦模型以提高模型精度, 但所建模型仅考虑了编织网之间的干摩擦。Davis 和 Caldwell<sup>[27]</sup>在 Tondu 模型的基础上考虑了编织网之间的接触面积对摩擦力的影响。在上述模型中, 尽管通过引入摩擦模型对原有模型进行了修正, 但所采用的摩擦模型均为静态摩擦模型—库伦摩擦, 因

而都无法准确描述闭环迟滞现象。

近 6 年来, 不少学者将作动器、压电陶瓷和形状记忆合金中的迟滞建模理论引入气动人工肌肉迟滞特性建模中。Van Damme<sup>[28]</sup>通过引入 Preisach 模型来描述折叠型气动人工肌肉<sup>[29]</sup>中的迟滞现象, 但是该模型无法解释其迟滞特性中的非局部记忆现象。Tri Vo Minh 首次采用 Maxwell 模型建立了气动人工肌肉的迟滞模型<sup>[11]</sup>, 并通过前馈补偿控制显著改善了气动人工肌肉的控制精度<sup>[30]</sup>。此后, 学者们纷纷提出了诸多迟滞建模方法对气动人工肌肉的迟滞特性进行了补偿控制研究。这些建模方案主要可以归纳为以下 4 种<sup>[31]</sup>: 积分型迟滞模型、微分型迟滞模型、曲线拟合模型和神经网络模型。

### 2.1 积分型迟滞模型

积分型迟滞模型, 又称为算子型迟滞模型, 根据迟滞回线的逆转特性使用特定数目的迟滞算子拟合迟滞回线<sup>[32]</sup>。常见的积分型迟滞模型主要有: Maxwell 模型、Preisach 模型, 以及基于 Preisach 模型的 Krasnosel'skii-Pokrovskii(K-P) 模型和 Prandtl-Ishlinskii(P-I)模型。

#### (1) Maxwell 模型

Maxwell 模型(也有文献称之为扩展 stop 算子<sup>[33]</sup>)由  $n$  个无质量的、并联的弹性-滑动单元组成, 每个单元特性只考虑线性刚度  $k_i$  和弹簧变形  $\delta_i$ 。每个弹性-滑动单元受到的弹簧力  $f_i$  均可表示为一个双线性迟滞模型, 众多双线性迟滞模型代替了预滑动阶段光滑的摩擦迟滞曲线, 从而解决了非局部记忆特性问题。系统的迟滞力可表示为

$$f_{hys} = \sum_{i=1}^n f_i = \sum_{i=1}^n k_i \delta_i \quad (1)$$

Tri Vo Minh 采用 Maxwell 模型建立了气动人工肌肉的迟滞模型<sup>[11]</sup>, 并成功将其应用到单根气动人工肌肉-质量系统(Single Muscle-mass system)的轨迹跟踪控制中, 验证了所建立的气动人工肌肉迟滞模型的正确性<sup>[30]</sup>。接着 Tri Vo Minh<sup>[34]</sup>又使用 Maxwell 模型拟合双向对拉式(antagonistic)气动人

工肌肉的力/长度迟滞回线, 并采用分段线性化方法 (piecewise-linearization method) 对 Maxwell 模型中的参数进行了辨识, 结果表明单根气动人工肌肉与拮抗式气动人工肌肉的迟滞特性相同, 且所建立的模型成功预测了机构在任意角度和气压差时的输出力矩。葉廷仁<sup>[35]</sup>则使用 Maxwell 模型对下肢助力机器人中的气动人工肌肉迟滞进行了补偿, 也取得了良好的效果。由于 Maxwell 模型构思巧妙, 能够精确的描述预滑动区域、滑动区域, 也能够捕捉最大静摩擦力、粘滑现象和摩擦滞后等, 因此该方法在气动人工肌肉的迟滞特性建模中获得了广泛应用。

## (2) Preisach 模型

Preisach 模型的基本思想是通过并联多个独立的迟滞算子来建立迟滞回线。其所具有的记忆更新性和次环全等性是它能够描述迟滞非线性特性的充要条件。每一个迟滞算子  $\gamma_{\alpha\beta}$  由一个矩形回线表示, 且有

$$\gamma_{\alpha\beta} = \begin{cases} 1 & \text{当 } \mu(t) \geq \alpha \\ -1 & \text{当 } \mu(t) \leq \beta \end{cases} \quad (2)$$

$\alpha$  和  $\beta$  为分别表示迟滞算子输入的上、下开关阈值, 且  $\beta \leq \alpha$ 。

其输入输出关系如下<sup>[36]</sup>:

$$f(t) = \iint_{\alpha \geq \beta} \mu(\alpha, \beta) \gamma_{\alpha\beta}[\mu(t)] d\alpha d\beta \quad (3)$$

式中,  $\mu(t)$  为输入, 且  $\beta \leq \mu(t) \leq \alpha$ ;  $f(t)$  为输出;  $\mu(\alpha, \beta)$  为迟滞单元  $\gamma_{\alpha\beta}$  的权函数;  $f(t)$  为输出, 由 Preisach 分布函数域中所有的带权重的迟滞算子  $\gamma_{\alpha\beta}$  积分而来。

Kosaki<sup>[37]</sup>基于 Preisach 迟滞模型, 采用学习矢量量化网络方法 (learning vector quantization, LVQ) 来处理因外部负载变化而引起的气动人工肌肉迟滞特性的变化。结果表明由于迟滞补偿器的引入, 使得气动人工肌肉的控制精度得到显著提高。在此基础上, 为了消除气动人工肌肉因速度变化导致的迟滞变形, Kosaki<sup>[38]</sup>又采用自适应参数辨识的方法对动态 Preisach 模型中的参数进行在线辨识, 并将其应用于气动人工肌肉的轨迹跟踪控制中, 结果表明该方法的控制精度较之前的方法有了显著提高。

Frank Schreiber<sup>[39-40]</sup>基于 Preisach 模型, 采用逆模型前馈补偿与 PID 反馈控制相结合的方法对拮抗式气动人工肌肉的轨迹跟踪控制进行了研究, 显著提高了运动控制精度。

与有着明确物理解释的 Maxwell 摩擦模型不同, Preisach 模型是一种纯数学模型, 并未涉及任何迟滞现象的物理本质, 属于典型的唯象迟滞模型 (phenomenological hysteresis model)。由于存在着双重积分, 使得模型的计算过程极为繁琐; 此外, 权函数的计算中存在对实验数据的二阶求导, 不可避免地造成了测量数据误差的放大, 使得模型对输入输出数据较敏感; 而且其逆模型需要通过数值计算得到<sup>[41]</sup>。基于这些缺点, 学者们在 Preisach 模型的基础上提出了 Prandtl-Ishlinskii 模型和 Krasnosel'skii-Pokrovskii 模型 (统称为类 Preisach 模型<sup>[42]</sup>)。

## (3) Prandtl-Ishlinskii 模型

Prandtl-Ishlinskii 模型, 简称 P-I 模型, 是 Preisach 模型的改进, 该模型由有限个 play 算子或 stop 算子加权叠加构成<sup>[42]</sup>, 单个 play 算子 (也有文献称之为 backlash 算子<sup>[43]</sup>) 可以表示一个简单的迟滞系统。该模型的优点是逆模型可通过解析方法得到, 因而易于实时控制。每一个 play 算子由一个阈值  $r$  确定, 通过对不同阈值的 Play 算子线性叠加即可得到 P-I 模型。第  $j$  个算子表达式如下

$$y_j(k) = \max \left\{ x(k) - r_j, \min \left\{ x(k) + r_j, y_j(k-1) \right\} \right\} \quad (4)$$

初始条件为

$$y_j(0) = \max \left\{ x(0) - r_j, \min \left\{ x(0) + r_j, y_{j0} \right\} \right\} \quad (5)$$

迟滞力为

$$F_{hys}(k) = \sum_{j=1}^n \omega_j y_j(k) \quad (6)$$

式中:  $\omega_j$  为权重;  $x(k)$  为输入;  $y_j(k)$  为输出;  $y_j(0)$  为各个算子初始值;  $n$  表示 play 算子的个数。由于 play 算子的连续性, 只需少数几个算子叠加就可以精确描述一个复杂的迟滞系统。

Kastner<sup>[44]</sup>基于 P-I 模型建立了气动人工肌肉迟滞模型, 并将其逆模型成功应用于多轴机器人手

臂的前馈补偿控制中。文献[45]则采用广义 play 算子<sup>[46]</sup>建立了气动人工肌肉的迟滞模型, 并分别与 Maxwell 模型、Bouc\_Wen 模型进行了对比, 结果发现采用广义 play 算子对气动人工肌肉的迟滞特性拟合得最好。

#### (4) Krasnosel'skii-Pokrovskii 模型

Krasnosel'skii-Pokrovskii 模型, 简称 K-P 模型, 是 Preisach 模型的改进, 通过叠加代替积分, 其优点是模型参数化、动态且便于在线调整。不同于 Preisach 模型中的延迟继电器算子, K-P 模型采用的是具有饱和特性的岭函数, 因而算子的上升和下降边沿是连续函数, 有别于 Preisach 模型中的阶跃函数<sup>[47]</sup>。但目前尚未发现将 K-P 模型应用到气动人工肌肉迟滞特性建模中的文献, 故在此不做展开。本文作者通过前期研究发现, 在相同数目算子的情况下, K-P 模型比 P-I 模型精度差, 利用单纯增加算子数目的方法来提高 K-P 模型精度又会显著增加计算时间, 且 K-P 逆模型难于获得解析表达, 故作者认为这是未见到 K-P 模型应用的主要原因。

## 2.2 微分型迟滞模型

微分型迟滞模型采用非线性微分方程描述迟滞的动力学特性<sup>[31]</sup>。常见的微分型迟滞模型有: Dahl 模型、LuGre 模型、Leuven 模型、Duhem 模型和 Bouc-Wen 模型。

#### (1) LuGre 模型

LuGre 模型<sup>[48]</sup>是 Dahl 模型的扩展, 同时采纳了鬃毛模型的思想, 即在微观下接触表面可以看成是大量的具有随机行为的弹性鬃毛。不同的是, 鬃毛模型描述的是摩擦的随机行为, 而 LuGre 模型是基于鬃毛的平均变形来建模。鬃毛的平均变形用状态变量  $z$  来表示, 建模为

$$\dot{z} = v - \frac{\sigma_0 |v|}{g(v)} z \quad (7)$$

摩擦  $f$  由鬃毛的挠曲产生, 可以描述为

$$f = \sigma_0 z + \sigma_1 \dot{z} + \sigma_2 v \quad (8)$$

式中,  $\sigma_0$  为鬃毛的刚度;  $\sigma_1$  微观阻尼系数, 一般为常数, 称为 LuGre 模型的标准参数化形式;  $\sigma_2$  粘性摩擦系数。

函数  $g(v)$  描述了 Stribeck 效应, 方程形式为

$$g(v) = f_c + (f_s - f_c) e^{-(v/v_s)^2} \quad (9)$$

当  $g(v)=f_c$ ,  $\sigma_1=\sigma_2=0$  时, LuGre 模型可以简化为 Dahl 模型。

LuGre 模型通过采用一个一阶微分方程描述了库伦摩擦、黏性摩擦、预滑动、可变静摩擦力、Stribeck 摩擦和摩擦滞后等诸多摩擦现象, 较之前的静摩擦模型更能模仿真实的摩擦现象<sup>[49]</sup>。

#### (2) Duhem 模型

Duhem 模型是一类基于微分方程的回滞模型, 与算子型的回滞模型相比, 有计算简单的优势。它是通过改变输入的运动方向来改变输出的运动方向的。Duhem 模型的微分表达式如下<sup>[50]</sup>:

$$\frac{dw}{dt} = \alpha \left[ \frac{dv}{dt} (f(v) - w) \right] + \frac{dv}{dt} g(v) \quad (10)$$

式中,  $\alpha$  是常数,  $v$  和  $w$  分别是输出和输出,  $f(v)$  和  $g(v)$  是分段连续函数。这里设  $f(v)$  和  $g(v)$  分别为  $m$  和  $n$  次多项式, 则有:

$$f(v) = f_0 + f_1 v + f_2 v^2 + \dots + f_m v^m = \sum_{i=0}^m f_i v^i \quad (11)$$

$$g(v) = g_0 + g_1 v + g_2 v^2 + \dots + g_n v^n = \sum_{j=0}^n g_j v^j \quad (12)$$

#### (3) Bouc-Wen 模型

经典 Bouc-Wen 模型如下<sup>[51]</sup>:

$$f(x, z) = \alpha k_0 x(t) + (1 - \alpha) k_0 z(t) \quad (13)$$

$$\dot{z} = A \dot{x} - \beta |\dot{x}| z |z|^{n-1} - \gamma \dot{x} |z|^n \quad (14)$$

式中:  $f$  表示回复力, 为输出;  $x$  表示位移, 为输入;  $\dot{x} = dx/dt$  表示速度;  $z$  为辅助变量, 代表非线性行为, 其变化由辅助常微分方程(14)计算得到; 迟滞回线的大小和形状由参数  $A$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$  控制, 曲线的光滑程度由  $n$  决定, 通过适当选取  $A$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$  和  $n$ , 可以得到不同特性的迟滞回线。

金冠霖<sup>[52]</sup>采用 LuGre 摩擦模型建立了气动人工肌肉的迟滞模型, 采用粒子群优化算法辨识了

模型中的动态参数, 并进行了实验验证。虽然 LuGre 模型比较完善且容易实施, 但是有研究显示 LuGre 模型对非局部记忆效应描述得并不充分<sup>[53]</sup>。赵杰<sup>[54]</sup>采用 Duhem 模型来描述气动人工肌肉的迟滞现象, 利用神经网络方法进行了参数辨识; 接着又采用 Bouc-Wen 模型来捕捉气动人工肌肉中的迟滞现象<sup>[55]</sup>。传统的 Bouc-Wen 模型作为一种参数化模型, 模型简单, 且可用较少的参数描述多种类型的迟滞环, 但其对于率相关的迟滞回线或非对称性迟滞回线无能为力。为此 Schindele<sup>[56]</sup>采用广义 Bouc-Wen 模型来描述气动人工肌肉的迟滞回线, 并基于反步法控制策略对单根气动人工肌肉进行了轨迹跟踪控制研究, 使得轨迹跟踪精度得到了显著提高。

由于 Maxwell 模型、P-I 模型和 Bouc-Wen 模型只能描述对称型的迟滞回线, 因此 Aschemann<sup>[57]</sup>采用广义 Bouc-Wen 模型来描述力/长度迟滞回线, 并与准静态 Maxwell 模型和 P-I 模型进行对比, 结果表明采用广义 Bouc-Wen 模型作为迟滞补偿, 有更小的轨迹跟踪误差。林志哲<sup>[32]</sup>则采用广义 Bouc-Wen 模型、P-I 模型和 Maxwell 模型分别建立了气动人工肌肉的气压/位移迟滞模型, 并进行了轨迹跟踪测试。结果表明 P-I 模型和广义 Bouc-Wen 模型较 Maxwell 模型能更真实地捕捉气动人工肌肉中的迟滞特性。

由以上文献回顾可知, 气动人工肌肉微分型迟滞建模的研究远不如积分型迟滞建模研究充分。从笔者前期工作来看, 其原因是: 微分型迟滞模型采用微分方程描述迟滞现象, 参数辨识过程复杂, 往往需要多步辨识, 主要包括<sup>[58]</sup>宏观滑动的参数辨识, 即 Stribeck 曲线参数辨识; 预滑动及速度滞后的参数辨识。为简化参数辨识, 学者们多采用粒子群算法、基因算法等智能优化算法, 但这些算法普遍存在效率低、运算量大、难于在线辨识的缺点。同时, 在辨识过程中, 需求解微分方程, 通常采用四阶 Runge-Kutta 方法求解, 导致计算量增大。这些缺点限制了微分型迟滞模型在气动人工肌肉中

的应用。但从控制角度来看, 一阶微分方程表示的迟滞模型可方便地转化为状态方程形式进行控制率设计。随着现代控制方法在气动人工肌肉控制中的广泛应用, 气动人工肌肉的微分型迟滞模型的研究将更加深入。

### 2.3 曲线拟合模型

由于传统的静态摩擦模型无法完全描述气动人工肌肉中的迟滞现象, 而积分型和微分型迟滞模型存在参数辨识效率低、结构复杂等缺点。因此, 一些学者尝试通过实验测量的方法, 采用初等函数(主要为多项式、幂函数和指数函数)去拟合气动人工肌肉中的迟滞回线。

Jouppila<sup>[59]</sup>通过将气动人工肌肉视为变刚度弹簧和阻尼的并联, 建立了气动人工肌肉的力学模型。其中, 变刚度弹簧包括了气动人工肌肉的静态力和迟滞, 而阻尼则包括了气动人工肌肉中的粘性摩擦, 用于描述其动力学行为。József Sárosi<sup>[60-61]</sup>则采用指数函数与多项式函数混合的 6 参数模型建立了气动人工肌肉的静态力模型, 该模型较好地拟合了不同气压下的气动人工肌肉迟滞特性。Ganguly<sup>[62]</sup>将气动人工肌肉动态力表示为静态力和摩擦力叠加的形式, 再分别对静态力和摩擦力中的系数进行拟合, 并首次在频域内验证了所建模型的有效性。为了能使所建立的模型能描述迟滞随负载的变化, Takashi<sup>[63]</sup>提出了一种基于力学与流体动力学方程的混合实验建模方法, 所建模型成功地描述了不同负载情况下气动人工肌肉的迟滞现象。

与积分型和微分型迟滞模型相比, 曲线拟合模型易于理解, 且参数较少, 辨识效率高。但是, 该方法的迟滞逆模型难于求解, 通常需要结合具体机构的结构特点构造相应力平衡条件<sup>[62,64]</sup>, 因而缺乏普适性。此外, 与前两者一样, 采用曲线拟合的方法同样忽略了气动人工肌肉中的蠕变效应, 因而无法描述迟滞回线随时间所发生的漂移现象。



## 2.4 神经网络模型

由于神经网络在精度、运行速度和容错能力等方面上比常规的算法更具有优势, 因此很多学者开始尝试将神经网络应用到气动人工肌肉的迟滞补偿中<sup>[65]</sup>。邢科新<sup>[66]</sup>提出了一种可快速辨识的 ESN 网络, 非常利于在线控制, 但该方法仅能表示气压与位移之间的关系, 且仅适用于固定负载。为了使神经网络模型能适应外负载的变化, Kyoung<sup>[67]</sup>提出一种自适应递归神经网络通过动态自组织神经网络结构来消除外负载变化对气动人工肌肉性能的影响。Kosaki<sup>[37]</sup>则基于学习矢量量化网络(learning vector quantization, LVQ)来处理因外部负载变化而引起的气动人工肌肉动态特性的变化。结果表明由于引入了神经网络迟滞补偿器, 气动人工肌肉的控制精度得到显著提高。针对迟滞模型输入空间不确定的问题, 崔霞<sup>[14]</sup>利用分组数据处理神经网络探索气动人工肌肉迟滞特性的输入空间, 将自适应模糊小脑模型神经网络引入滑模控制, 基于已确定的输入空间, 在每个采样周期逼近迟滞力不断变化的动态值, 在线实时补偿其迟滞力的影响。鲍春雷<sup>[68]</sup>为补偿气动人工肌肉中迟滞特性对机构关节的轨迹跟踪控制精度的影响, 基于机构的关节模型推导得到气动人工肌肉的迟滞力方程, 而后根据充、放气双重结构设计了无模型自适应 CMAC 神经网络迟滞补偿算法。实验结果表明, 该算法能自适应非线性曲线跟踪控制中的迟滞变化, 有效抑制突发干扰, 提高控制精度。然而, 从理论上来说, 神经网络只能逼近连续的一一映射或多对一映射, 不能辨识迟滞非线性这类具有记忆性的多映射非线性现象<sup>[69]</sup>。虽然其它领域采用转换算子<sup>[70]</sup>与扩张空间<sup>[71]</sup>等方法来尝试解决这一问题, 并已取得了较好的效果, 但在气动人工肌肉中尚未见到相关应用实例。

综上所述, 尽管气动人工肌肉的迟滞现象引起了学者们的广泛关注, 但迟滞建模有参考价值的文献较少, 主要原因有: (1) 气动人工肌肉迟滞建模

理论的深入研究始于近 6 年, 研究时间较短, 相关理论和研究方法尚不成熟; (2) 气动人工肌肉的控制不同于其它(诸如作动器、形状记忆合金等)具有迟滞特性元件的控制。门槛气压效应、柔顺性、闭环带宽低等特性, 使得气动人工肌肉静动态特性建模极为复杂。并且, 作为气动系统中的执行元件, 常需与气路中其它元件结合使用, 复杂的迟滞模型会增加整个系统控制模型的复杂程度, 从而增加控制的负担, 降低控制的精度。

## 3 基于迟滞模型的控制策略

### 3.1 逆模型补偿控制方案

对于带有迟滞特性的非线性系统, 传统的控制策略是建立逆迟滞模型并在系统前面串联逆补偿器来抵消迟滞的影响, 即所谓的逆模型控制<sup>[72]</sup>。它通常包括: (1) 前馈控制, 也称为直接开环逆控制, 即建立迟滞非线性系统的逆模型, 逆模型作为前馈补偿器进行开环控制, 控制通道的迟滞非线性被逆模型部分或完全补偿, 使得补偿后的控制通道几乎等价于一个线性系统。(2) 前馈加反馈控制, 这是一种具有前馈补偿的闭环跟踪控制策略。将逆模型作为闭环控制系统中的前馈控制器, 在生成跟踪误差之前预测得到期望的控制信号。反馈控制器主要有: PID 控制器、自适应控制器、滑模控制器等。(3) 串级控制, 即通过一个控制器的输出来改变另一个控制器的设定值。由于发生在副回路内部的干扰在影响主参数之前, 即可由副控制器予以校正, 且副回路显著地减小了副过程的相位滞后, 故改善了主回路的响应速度<sup>[73]</sup>。

#### 3.1.1 前馈控制

在有些场合下(如医疗机器人的手术操作), 出于安全考虑和操作空间的限制而无法使用反馈控制<sup>[74]</sup>。此时只能使用开环控制, 为了提高控制精度, 需前馈补偿气动人工肌肉的迟滞对控制的影响。前馈控制的框图如图 2 所示<sup>[75]</sup>。

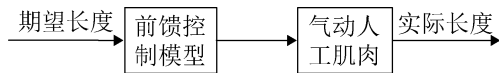


图2 气动人工肌肉前馈控制方案

Fig. 2 Feedforward control scheme of pneumatic artificial muscle

基于逆模型的前馈迟滞补偿控制方法包括以下3个步骤：(1) 迟滞模型的建立及参数辨识；(2) 迟滞逆模型的求取；(3) 开环逆补偿控制的实现。该法尤其适用于低频且忽略迟滞和振动的系统<sup>[31]</sup>。通过以上3个步骤，气动人工肌肉的输出位移就可以跟踪期望位移。李红兵<sup>[76]</sup>采用实验建模的方法建立了气动人工肌肉的数学模型，然后采用一种全新的位置控制模型对一种手术机器人进行了位置控制：外部控制回路由PD控制器和前馈控制组成，内部气压控制由PI控制器组成，并采用干扰观测器消除外部力带来的影响。但是由于所建立的实验模型与实验结果相差较大，使得摩擦对系统控制精度带来的影响较大。在此基础上，Ganguly<sup>[62]</sup>采用多项式并基于最小二乘法以最大程度拟合气动人工肌肉的迟滞特性，减小由于迟滞给系统控制精度所带来的影响，并将外部控制回路变成PID控制器和前馈控制器，使得模型的控制精度得到显著提高。由于不含反馈环节，前馈控制方案结构简单、成本低且易于实现，但是其对闭环主回路的非线性改善有限，扰动抑制和鲁棒性不足。因此，前馈控制无法应用于高精度要求的场合。为提高控制精度，该方法通常需要与反馈控制和串级控制结合使用。

### 3.1.2 前馈加反馈控制

常规的反馈控制难以消除幅度大且频率高的扰动所带来的影响，此时可通过引入前馈控制来提高控制性能，进而构成闭环控制。前馈加反馈控制的框图如图3所示<sup>[31]</sup>。

前馈控制主要用于定位跟踪，反馈控制主要用于补偿建模误差和外部扰动<sup>[77]</sup>。前馈控制具有控制及时的特点，反馈控制则具有控制精确的特点，两者相结合，使得系统具有控制及时且精确的特

点。因此，这类方法对高频信号也能实现很好的跟踪。葉廷仁<sup>[35]</sup>使用 Maxwell 模型对气动人工肌肉进行前馈补偿，并设计两套反馈控制器分别控制气动人工肌肉的力和位置。Kishore<sup>[78]</sup>采用三元素法来模拟气动人工肌肉中的摩擦，并基于此设计了一种模糊前馈控制加反馈控制方案对气动人工肌肉轨迹跟踪控制进行了研究。

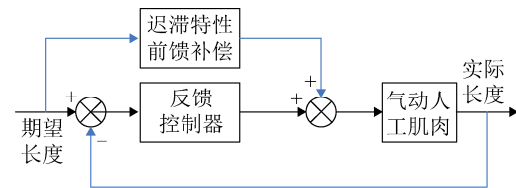


图3 气动人工肌肉前馈加反馈控制方案

Fig. 3 Feedforward/Feedback control scheme of pneumatic artificial muscle

尽管前馈加反馈控制能够很好地提高系统的控制精度，但由于气体具有压缩性大、粘性小、阻尼小等特点，导致系统存在响应滞后及振动、易受外部干扰、参数敏感度大等问题<sup>[79]</sup>，为提高系统的响应速度和精度并尽快消除系统的干扰，学者们在此基础上提出了串级控制策略，通过增加副回路来提高系统抑制扰动的能力。

### 3.1.3 串级控制

由于气动人工肌肉中存在多个因素(如气压、气动人工肌肉的位移等)影响控制变量(期望轨迹)，因此常在前馈+反馈控制的基础上将反馈控制器拆分成主控制器和副控制器。其中主控制器用于控制长度，副控制器用控制非线性的气压，构成所谓的串级控制器以提高系统的鲁棒性和控制精度。串级控制的框图如图4所示<sup>[80]</sup>。

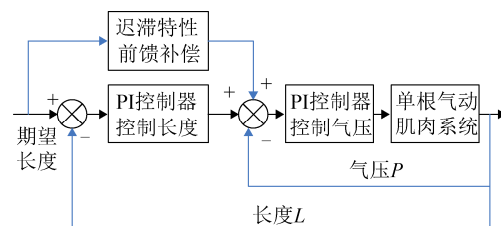


图4 气动人工肌肉串级控制方案

Fig. 4 Cascade control scheme of pneumatic artificial muscle

文献[81]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的位置。内部回路用于控制气动肌肉气压的非线性,外部回路用于控制气动肌肉动力学的非线性,使得气动肌肉对负载的改变具有良好的鲁棒性。Hildebrandt 等<sup>[82]</sup>则设计了一种级联控制方案:内环用于力控制以补偿系统的非线性;外环用于控制位置,且由基于摩擦模型的前馈补偿及基于反馈控制器的观测器组成,这个方案大大减小了稳态状态误差,却在负载阶跃变化时产生了震荡。基于此,Hildebrandt<sup>[83]</sup>又将此方法应用到 4 根气动人工肌肉组成的两轴平面铰接机器人中。接着 Hildebrandt<sup>[84]</sup>又使用一个伺服阀对气动人工肌肉进行了轨迹跟踪控制,内环控制作为力控制器加入到力扰动观测器中以消除气动肌肉未建模的动态力,外环控制作为位置控制器用于线性跟踪控制。

由于串级控制显著提高了系统的响应速度和控制精度,并具有较好的鲁棒性,且控制所需的中间变量气压和位移很容易通过传感器测得。因此,基于气动人工肌肉迟滞模型的串级控制策略逐渐成为气动人工肌肉控制的首选方案。

### 3.2 其它补偿控制方案

尽管逆模型补偿方案简单易懂,但是,该控制策略对模型参数的依赖性较强,同时由于迟滞模型精度依赖于系统的迟滞特性且对参数极其敏感,使得在特定情况下很难分析系统稳定性<sup>[85]</sup>。为此,学者们在气动人工肌肉迟滞模型的基础上提出了一些其它控制方法,如反馈线性化、鲁棒控制、滑模变结构控制等。

Kimura 等<sup>[86-87]</sup>在考虑气动人工肌肉迟滞特性的基础上,采用反馈线性化控制方法对气动人工肌肉系统实施控制,并通过实验验证了该方法的有效性。然而,该方法中迟滞模型采用的是静摩擦模型,未能完全反映气动人工肌肉的迟滞特性。D. W. Repperger<sup>[88-89]</sup>基于气动人工肌肉的三元素模型,在反馈线性化的基础上引入变结构控制器对气动

人工肌肉的轨迹跟踪控制进行了研究。Amato<sup>[90]</sup>基于三元素模型,采用鲁棒控制策略研究了气动人工肌肉组成的机械臂的轨迹跟踪控制。Schindele<sup>[91]</sup>则基于 LuGre 模型研究了气动人工肌肉驱动的线性轴的滑模控制。

反馈线性化方法要求模型精确且全部状态必须可测,当有不确定参数或者未建模动态时,不能确保鲁棒性,但是该方法可以将非线性系统转化为线性系统,进而采用线性系统的控制方法实施控制。变结构控制由于系统惯性、延迟和测量误差等因素,在滑动模态下会产生高频振动,但其具有响应快速、对参数及扰动不灵敏、无需系统在线辨识且物理实现简单的优点。随着理论研究的不断深入,这些方法将逐渐成为气动人工肌肉控制策略应用中的研究热点,从而为气动人工肌肉的控制提供新的思路。

## 4 蠕变建模及其控制

目前,针对气动人工肌肉蠕变特性的研究极为匮乏,主要原因就是引起橡胶材料蠕变的马林斯效应产生机理尚不明确<sup>[18]</sup>。前人在考虑气动人工肌肉的控制策略时,往往忽略蠕变对控制精度的影响,或者将其与扰动和未建模动态归为一类<sup>[39]</sup>,然后放入控制率中以消除其影响<sup>[4]</sup>。仅有极少数文章中提及了蠕变的影响。Van der Smagt<sup>[12]</sup>指出了橡胶管长时间运行及其所带来的温升对控制精度的影响,但并未探究其根本原因,只是使用神经网络算法试图消除这些影响。Lilly<sup>[19]</sup>为了计入蠕变的影响,通过将气动人工肌肉因摩擦带来的温升效应表示为其拉力和气压变化量的函数并引入滑模控制率中。针对 Maxwell 模型因离线辨识而无法捕捉蠕变的不足, Tri Vo Minh 提出了中间平均力<sup>[4]</sup>(centre mean force)的概念来表示和监测迟滞特性的蠕变,从而将时变的迟滞转化为时不变迟滞。但该方法也并未从蠕变的产生机理的角度去深入考虑其对气动人工肌肉迟滞所带来的影响,且存在着很大的局限性。虽然 Tri Vo Minh 声称会对气动人工肌肉的

蠕变特性进行后续研究,但目前尚未见到后续研究报告。Andrikopoulos 则通过气动人工肌肉长时间运行实验专门研究了其热力学特性<sup>[17]</sup>,并尝试建立了考虑温度变化的气动人工肌肉力学模型<sup>[92]</sup>,但该模型的精确性尚待商榷。

值得指出的是,针对作动器中的迟滞与蠕变,有学者开始尝试在迟滞算子中引入蠕变算子<sup>[93-95]</sup>,并取得了较好的效果,这无疑为气动人工肌肉的蠕变建模提供了新的思路。

由于蠕变会最终趋于稳定,且通过反馈控制可以很大程度上得到抑制。因此目前学者们通常选取气动人工肌肉运行一段时间后的迟滞回线或通过闭环控制改善和消除蠕变特性的影响。

## 5 问题及展望

纵览相关文献,虽然气动人工肌肉的迟滞与蠕变现象早已被研究人员发现,且国内外学者对其进行了持续跟踪研究。但相关的研究成果并不丰硕,这主要是由于气动人工肌肉中的弹性体——橡胶管的低模量、大形变、高回弹等性质<sup>[96]</sup>使得气动人工肌肉内部的摩擦机理极其复杂,且目前对弹性体摩擦学的理论研究还不够深入<sup>[97]</sup>。从实用的角度看,为了提高气动人工肌肉控制的精确性和实用性,更好地解决实际问题,以下核心问题仍然需要深入研究:

### (1) 迟滞特性建模与参数辨识

已有模型大多是在固定负载和离线条件下测得数据后由曲线拟合得到,并未考虑其蠕变性。而气动肌肉运动过程是动态的,末端负载是变化的。这种静态迟滞性模型用于动态过程控制会导致误差较大、自适应性差。此外,气动人工肌肉的迟滞回线是非对称型的,而现有文献多基于对称型迟滞模型对其迟滞特性进行建模,不可避免会产生一定的建模误差。针对气动人工肌肉因蠕变性导致的迟滞特性参数动态变化,需要继续深入研究气动人工肌肉迟滞与蠕变的产生机理和建模方法。可以在现有迟滞模型的基础上,采用改进的迟滞模型(如

play 算子加单边死区算子、广义 Bouc-Wen 模型等)和参数辨识方法(如非线性卡尔曼滤波方法、自适应协方差矩阵进化策略算法等)以适应气动人工肌肉迟滞特性的非对称性和时变性。

### (2) 神经网络模型

现有气动人工肌肉的神经网络迟滞补偿方案只能补偿单环迟滞,对于具有多映射性和记忆性的迟滞非线性特征难以辨识,故无法真实拟合气动人工肌肉的多环迟滞现象。因此,提出一种既能适应外部负载变化又能快速响应的神经网络模型是一项富有挑战性的工作。针对现有神经网络方法难以辨识多环迟滞的缺点,可尝试采用其它领域中应用较为广泛的转换算子与扩张空间的方法来解决这一问题。通过引入特定的迟滞逆算子描述气动人工肌肉迟滞逆模型的基本特征,并通过输入空间扩张的方法将迟滞逆模型映射到新的扩张输入空间中,从而将多映射的迟滞非线性转换成神经网络的输入与输出之间的一一映射,再利用神经网络对气动人工肌肉的迟滞逆模型进行参数辨识。

### (3) 逆模型控制策略

现有逆模型控制均存在迟滞逆模型解算复杂且参数敏感的问题;在基于迟滞模型的控制策略研究方面,控制器设计需考虑模型的完整性(包括未建模动态、外部扰动等不确定性因素),而现有控制器多基于离线辨识的迟滞模型,难于计及环境变化和外界干扰等不确定因素。故如何将参数在线辨识或高级控制策略同传统逆模型控制策略相结合,使得气动人工肌肉的控制能适应外部环境的变化也是一项富有创新性的工作。借鉴对压电陶瓷、作动器、形状记忆合金中迟滞特性的最新理论研究成果。例如,采用直接逆模型方法,通过直接建立前馈补偿通道中的迟滞逆模型来补偿气动人工肌肉中的迟滞,从而省去计算迟滞模型参数的中间步骤,且易于实现。同时,将自适应控制策略与传统的逆模型控制策略相融合,采用模型参数在线自适应辨识的控制策略也不失为一种应对策略。

## 6 结论

气动人工肌肉因其柔顺性和输出力/自重比大的特点,在康复机器人和仿生机器人中已得到广泛应用。但与之相伴的迟滞与蠕变特性使得气动人工肌肉呈现出强非线性和时变性,从而极大地增加了控制系统的复杂程度及控制难度,引起了国内外学者们的广泛关注。

近些年来,随着气动人工肌肉应用领域的不断拓展及机器人操作任务复杂程度的不断提高,执行器的柔性和精确定位功能需求正变得越来越迫切。机器人的控制也从单纯的位置控制扩展到力位置混合控制。气动人工肌肉因其柔顺性而具有变刚度特性,该特性尤其适用于力位置混合控制。因此,气动人工肌肉的力位置混合控制正逐渐成为新的研究热点。

### 参考文献:

- [1] Tsagarakis N G, Caldwell D G. Development and control of a 'soft-actuated' exoskeleton for use in physiotherapy and training[J]. *Autonomous Robots* (S0929-5593), 2003, 15(1): 21-33.
- [2] 樊继壮, 仇裕龙, 张伟, 等. 仿青蛙游动机器人机构设计[J]. *机器人*, 2015, 37(2): 168-175, 187.  
Fan J Z, Qiu Y L, Zhang W, et al. Mechanical Design of Frog Inspired Swimming Robot[J]. *Robot*, 2015, 37(2): 168-175, 187.
- [3] 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* (S1083-4435), 2011, 16(1): 177-186.
- [4] Minh T V, Kamers B, Ramon H, et al. Modeling and control of a pneumatic artificial muscle manipulator joint—Part I: Modeling of a pneumatic artificial muscle manipulator joint with accounting for creep effect [J]. *Mechatronics* (S0957-4158), 2012, 22(7): 923-933.
- [5] 张新良, 谭永红. 基于输入空间扩张的动态迟滞神经网络模型[J]. *自动化学报*, 2009, 35(3): 319-323.  
Zhang X L, Tan Y H. Neural Network Model for the Dynamic Hysteresis Based on the Expanded Input Space[J]. *Acta Automatica Sinica*, 2009, 35(3): 319-323.
- [6] Daerden F, Lefeber D. Pneumatic artificial muscles: actuators for robotics and automation[J]. *European journal of mechanical and environmental engineering* (S2055-6551), 2002, 47(1): 11-21.
- [7] 陶国良, 谢建蔚, 周洪. 气动人工肌肉的发展趋势与研究现状[J]. *机械工程学报*, 2009, 45(10): 75-83.  
Tao G L, Xie J W, Zhou H. Research Achievements and Development Trends of Pneumatic Artificial Muscles[J]. *Journal of Mechanical Engineering*, 2009, 45(10): 75-83.
- [8] Kriwet A, Lorenz B. Actuating means [P]. US, US6840152. 2005-1-11.
- [9] Mayergoyz I. Mathematical models of hysteresis and their applications[J]. *Journal of Adhesion* (S0021-8464), 2003, 19(2): 79-87.
- [10] Schindele D, Aschemann H. Model-based compensation of hysteresis in the force characteristic of pneumatic muscles[J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics* (S0278-0046), 2012, 61(61): 1-6.
- [11] Minh T V, Tjahjowidodo T, Ramon H, et al. Non-local memory hysteresis in a pneumatic artificial muscle (PAM).[C]//2009 17<sup>th</sup> Mediterranean Conference on Control & Automation (MED 2009), Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2009, 2: 640-645.
- [12] Smagt P V D, Groen F, Schulten K. Analysis and control of a rubberuator arm[J]. *Biological Cybernetics* (S0340-1200), 1996, 75(5): 433-440.
- [13] Andrikopoulos G, Nikolakopoulos G, Arvanitakis I, et al. Piecewise affine modeling and constrained optimal control for a pneumatic artificial muscle[J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics* (S0278-0046), 2014, 61(2): 904-916.
- [14] 崔霞, 施光林, 沈伟. 基于分组数据处理神经网络气动人工肌肉迟滞特性[J]. *上海交通大学学报*, 2012, 46(6): 931-935.  
Cui X, Shi G L, Shen W. Study on Hysteresis Pneumatic Artificial Muscle Based on Group Method of Data Handling Neural Network [J]. *Journal of Shanghai Jiaotong University*, 2012, 46(6): 931-935..
- [15] Hocking E G, Wereley N M. Analysis of nonlinear elastic behavior in miniature pneumatic artificial muscles[J]. *Smart Materials & Structures* (S0964-1726), 2013, 22(1): 1-14.
- [16] Sárosi J, Gyeviki J, Szabó G, et al. Laboratory investigations of fluid muscles. *International Journal of Engineering*[J]. *Annals of Faculty of Engineering Hunedoara* (S1584-2665), 2010, 8(1): 137-142.
- [17] Andrikopoulos G, Nikolakopoulos G, Manesis S. An experimental study on thermodynamic properties of pneumatic artificial muscles[C]//20th Mediterranean Conference on Control & Automation, Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2012, 1: 1334-1340.

- [18] Diani J, Fayolle B, Gilormini P. A review on the Mullins effect[J]. *European Polymer Journal* (S0014-3057), 2009, 45(3): 601-612.
- [19] Lilly J H, Yang L. Sliding mode tracking for pneumatic muscle actuators in opposing pair configuration[J]. *IEEE Transactions on Control Systems Technology* (S1063-6536), 2005, 13(4): 550-558.
- [20] Inoue K. Rubbertuators and applications for robots [C]//*Proceedings of the 4th international symposium on Robotics Research*. Cambridge, USA: MIT Press, 1988: 57-63.
- [21] Caldwell D G, Medrano-Cerda G A, Goodwin M J. Braided pneumatic actuator control of a multi-jointed manipulator[C]//*Systems, Man and Cybernetics, 1993. 'Systems Engineering in the Service of Humans', Conference Proceedings., International Conference on*. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 1993: 423-428.
- [22] Amato F, Colacino D, Cosentino C, et al. Robust and optimal tracking control for manipulator arm driven by pneumatic muscle actuators[C]//*Mechatronics (ICM), 2013 IEEE International Conference on*. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2013: 827-834.
- [23] Aschemann H, Schindele D. Sliding-mode control of a high-speed linear axis driven by pneumatic muscle actuators[J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics* (S0278-0046), 2008, 55(11): 3855-3864.
- [24] Lilly J H. Adaptive tracking for pneumatic muscle actuators in bicep and tricep configurations[J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* (S1534-4320), 2003, 11(3): 333-339.
- [25] Chou C P, Hannaford B. Measurement and modeling of McKibben pneumatic artificial muscles[J]. *IEEE Transactions on Robotics & Automation* (S1042-296X), 1996, 12(1): 90-102.
- [26] Tondu B, Lopez P. Modeling and control of McKibben artificial muscle robot actuators[J]. *Control Systems IEEE* (ISSN 1066-033X), 2000, 20(2): 15-38.
- [27] Davis S, Caldwell D G. Braid effects on contractile range and friction modeling in pneumatic muscle actuators[J]. *International Journal of Robotics Research* (S0278-3649), 2006, 25(4): 359-369.
- [28] Van Damme M, Beyl P, Vanderborght B, et al. Modeling hysteresis in pleated pneumatic artificial muscles[C]//*Robotics, Automation and Mechatronics, 2008 IEEE Conference on*. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2008: 471-476.
- [29] Daerden F, Lefeber D. The concept and design of pleated pneumatic artificial muscles[J]. *International Journal of Fluid Power* (S1439-9776), 2001, 2(3): 41-50.
- [30] Minh T V, Tjahjowidodo T, Ramon H, et al. Control of a pneumatic artificial muscle (PAM) with model-based hysteresis compensation[C]//2009 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM 2009). Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2009, 2: 1082-1087.
- [31] 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.
- [32] 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* (S0957-4158), 2015, 28: 35-45.
- [33] Lampaert V, Swevers J. Online identification of hysteresis functions with non-local memory[C]//*Advanced Intelligent Mechatronics, Proceedings. 2001 IEEE/ASME International Conference on*. IEEE, 2001, 2: 833-837.
- [34] Minh T V, Kamers B, Tjahjowidodo T, et al. Modeling torque-angle hysteresis in a pneumatic muscle manipulator[C]//*Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), 2010 IEEE/ASME International Conference on*. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2010: 1122-1127.
- [35] Yeh T J, Wu M J, Lu T J, et al. Control of McKibben pneumatic muscles for a power-assist, lower-limb orthosis [J]. *Mechatronics* (S0957-4158), 2010, 20(6): 686-697.
- [36] Mayergoyz I D. *Mathematical Models of Hysteresis and Their Applications* [M]. 2nd ed. Academic Press, 2003: 472.
- [37] Kosaki T, Sano M. Control of a parallel manipulator driven by pneumatic muscle actuators based on a hysteresis model[J]. *Journal of Environmental and Engineering* (S0733-9372), 2011, 6(2): 316-327.
- [38] Kosaki T, Minesaki A, Sano M. Adaptive hysteresis compensation with a dynamic hysteresis model for control of a pneumatic muscle actuator[J]. *Journal of Environmental and Engineering* (S0733-9372), 2012, 7(1): 53-65.
- [39] Schreiber F, Sklyarenko Y, Schluter K, et al. Tracking control with hysteresis compensation for manipulator segments driven by pneumatic artificial muscles [C]//*Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2011 IEEE International Conference on*. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2011: 2750-2755.
- [40] Schreiber F, Sklyarenko Y, Runge G, et al. Model-based controller design for antagonistic pairs of fluidic muscles in manipulator motion control[C]//*Methods and Models*

- in Automation and Robotics (MMAR), 2012 17th International Conference on. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2012: 499-504.
- [41] 李巍. 压电作动器迟滞非线性建模与补偿控制研究[D]. 华中科技大学, 2013.  
Li W. A Dissertation Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of Doctor of Philosophy in Engineering[D]. Huazhong University of Science & Technology, 2013.
- [42] Stakvik J Å. Identification, Inversion and Implementaion of the Preisach Hysteresis Model in Nanopositioning[D]. Trondheim, Norway: Norwegian University of Science and Technology, 2014.
- [43] Wei Tech Ang, Francisco Alija Garmón, Pradeep K, et al. Modeling of rate-dependent hysteresis in piezoelectric actuators[C]//Control Applications, 2008. CCA 2008. IEEE International Conference on. IEEE, 2008: 978-982.
- [44] Kastner M, Gattringer H, Naderer R. Evaluation of a joint hysteresis model in a robot actuated by pneumatic muscles[C]//9<sup>th</sup> International Conference on Informatics in Control, Automation and Robotics. SciTePress, 2012, 2: 230-235.
- [45] Sebastian Meo. Modellierung und Simulation der hysteretischen Kraft künstlicher, pneumatischer Muskeln basierend auf dem Prandtl-Ishlinskii-Modell in Matlab/Simulink[D]. Bachelor Thesis, Universität Duisburg-Essen, 2013.
- [46] Kuhnen K. Kompensation komplexer gedächtnisbehafteter Nichtlinearitäten in Systemen mit aktiven Materialien [M]. Shaker-Verlag, Aachen, 2008.
- [47] 王湘江, 王兴松. 基于 KP 模型的 GMA 迟滞系统辨识与补偿[J]. 中国机械工程, 2008, 19(10): 1167-1173.  
Wang X J, Wang X S. GMA Hysteresis System Identification and Compensation Based on KP Model[J]. China Mechanical Engineering, 2008, 19(10): 1167-1173.
- [48] C Canudas de Wit, H Olsson, K J Astrom, et al. A new model for control of systems with friction[J]. IEEE Trans. Automatic Control (S0018-9286), 1995, 40(3): 419-425.
- [49] Astrom K J, Canudas-De-Wit C. Revisiting the LuGre friction model[J]. Control Systems IEEE (S1066-033X), 2008, 28(6):101-114.
- [50] Coleman B D, Hodgdon M L. A constitutive relation for rate-independent hysteresis in ferromagnetically soft materials [J]. International Journal of Engineering Science (S0020-7225), 1986, 24(6): 897-919.
- [51] Ikhouane F, Mañosa V, Rodellar J. Dynamic properties of the hysteretic Bouc-Wen model[J]. Systems & control letters (S0167-6911), 2007, 56(3): 197-205.
- [52] 金冠霖. 以嵌入式系統實現人工肌肉氣壓缸之系統識別[D]. 台湾: 國立臺灣師範大學, 2013.  
Jin G L. System Identification of a Pneumatic Artificial Muscle Using an Embedded System[D]. Taiwan: National Taiwan Normal University, 2013.
- [53] Swevers J, Al-Bender F, Ganseman C G, et al. An integrated friction model structure with improved presliding behavior for accurate friction compensation[J]. IEEE Transactions on Automatic Control (S0018-9286), 2000, 45(4): 675-686.
- [54] Zhao J, Zhong J, Fan J. Position control of a pneumatic muscle actuator using RBF neural network tuned PID controller[J]. Mathematical Problems in Engineering (S1024-123X), 2015, 15(1): 1-16.
- [55] Zhong J, Fan J, Zhu Y, et al. One nonlinear PID control to improve the control performance of a manipulator actuated by a pneumatic muscle actuator[J]. Advances in Mechanical Engineering (S1687-8132), 2014, 501(8): 802-824.
- [56] Schindele D, Aschemann H. Model-based compensation of hysteresis in the force characteristic of pneumatic muscles[C]//Advanced Motion Control (AMC), 2012 12<sup>th</sup> IEEE International Workshop on. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2012: 1-6.
- [57] Aschemann 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 (S0278-0046), 2014, 61(7): 3620-3629.
- [58] Lampaert V, Swevers J, Al-Bender F. Comparison of model and non-model based friction compensation techniques in the neighbourhood of pre-sliding friction[C]//American Control Conference, 2004. Proceedings of the 2004. IEEE, 2004, 2: 1121-1126.
- [59] Jouppila V, Gadsden S A, Ellman A. Modeling and identification of a pneumatic muscle actuator system controlled by an On/Off solenoid valve[C]//Workshop Proceedings of the 7th International Fluid Power Conference. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2010: 167-182.
- [60] Sárosi J. New approximation algorithm for the force of fluidic muscles[C]//Applied Computational Intelligence and Informatics (SACI), 2012 7th IEEE International Symposium on. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2012: 229-233.
- [61] Szepe T, Sarosi J. Model based open looped position

- control of PAM actuator[C]//Intelligent Systems and Informatics (SISY), 2010 8th International Symposium on. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2010: 607-609.
- [62] Ganguly S, Garg A, Pasricha A, et al. Control of pneumatic artificial muscle system through experimental modelling[J]. *Mechatronics (S0957-4158)*, 2012, 22(8): 1135-1147.
- [63] Itto T, Kogiso K. Hybrid modeling of McKibben pneumatic artificial muscle systems[C]//2011 IEEE International Conference on Industrial Technology (ICIT 2011). Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2011: 65-70.
- [64] Li H B, Kawashima K, Tadano K, et al. Achieving haptic perception in forceps' manipulator using pneumatic artificial muscle[J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics (S1083-4435)*, 2013, 18(1): 74-85.
- [65] 李春涛, 谭永红. 基于状态观测器的迟滞非线性系统输出反馈控制[J]. *控制与决策*, 2004, 19(9): 967-972.  
Li C T, Tan Y H. Observer-based adaptive output feedback control of systems preceded by unknown hysteresis[J]. *Control and Decision*, 2004, 19(9): 967-972.
- [66] Xing K, Wang Y, Zhu Q, et al. Modeling and control of McKibben artificial muscle enhanced with echo state networks[J]. *Control Engineering Practice (S0967-0661)*, 2012, 20(5): 477-488.
- [67] Ahn K K, Nguyen H T C. Intelligent switching control of a pneumatic muscle robot arm using learning vector quantization neural network[J]. *Mechatronics (S0957-4158)*, 2007, 17(2): 255-262.
- [68] 鲍春雷, 王斌锐, 金英连, 等. 气动肌肉关节的无模型自适应 CMAC 迟滞补偿控制[J]. *机器人*, 2015, 37(3): 298-303.  
Bao C L, Wang B R, Jin Y L, et al. Model Free Adaptive CMAC Hysteresis Compensation Control of the Pneumatic Muscle Joint[J]. *Robot*, 2015, 37(3): 298-303.
- [69] Wei J D, Sun C T. Constructing hysteretic memory in neural networks[J]. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B: Cybernetics (S1083-4419)*, 2000, 30(4): 601-609.
- [70] Zhao X, Tan Y. Neural network based identification of Preisach-type hysteresis in piezoelectric actuator using hysteretic operator[J]. *Sensors and Actuators A: Physical (S0924-4247)*, 2006, 126(2): 306-311.
- [71] Bernard Y, Mendes E, Bouillault F. Dynamic hysteresis modeling based on Preisach model[J]. *IEEE Transactions on Magnetics (S0018-9464)*, 2002, 38(2): 885-888.
- [72] 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  $H_\infty$  鲁棒跟踪控制[J]. *自动化学报*, 2014, 40(2): 197-207.
- Guo Y X, Zhang Z, Mao J Q, et al. Rate-dependent Hammerstein Model and  $H_\infty$  Robust Tracking Control of Giant Magnetostrictive Actuators[J]. *Acta Automatica Sinica*, 2014, 40(2): 197-207.
- [73] 宾鸿赞. 加工过程数控[M]. 2 版. 武汉: 华中科技大学出版社, 2004.  
Bin H Z. Digital Control of Machining Processes[M]. 2nd. Wuhan: Huazhong University of Science and Technology Press, 2004.
- [74] Do T N, Tjahjowidodo T, Lau M W S, et al. Nonlinear friction modelling and compensation control of hysteresis phenomena for a pair of tendon-sheath actuated surgical robots[J]. *Mechanical Systems and Signal Processing (S0888-3270)*, 2015, 60: 770-784.
- [75] Aiaa. Control of a heavy-lift robotic manipulator with pneumatic artificial muscles[J]. *Actuators (S2076-0825)*, 2014, 3(2): 41-65.
- [76] Li H B, Ganguly S, Nakano S, et al. Development of a light-weight forceps manipulator using pneumatic artificial rubber muscle for sensor-free haptic feedback [C]//1st International Conference on Applied Bionics and Biomechanics. Venice, Italy, 2010.
- [77] 王贞艳, 张臻, 周克敏, 等. 压电作动器的动态迟滞建模与  $H_\infty$  鲁棒控制[J]. *控制理论与应用*, 2014, 31(1): 35-41.  
Wang Z Y, Zhang Z, Zhou K M, et al. Dynamic hysteresis modeling and H-infinity robust control of piezoelectric actuators[J]. *Control Theory & Applications*, 2014, 31(1): 35-41.
- [78] Balasubramanian K, Rattan K S. Feedforward control of a non-linear pneumatic muscle system using fuzzy logic[C]//12th IEEE International Conference on Fuzzy Systems (FUZZ-IEEE 2003). Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2003, 1: 272-277.
- [79] 柏艳红. 气动伺服系统分析与控制[M]. 北京: 冶金工业出版社, 2014.  
Bai Y H. Pneumatic Servo System Analysis and Control[M]. Beijing: Metallurgical Industry Press, 2014.
- [80] Ito A, Kiyoto K, Furuya N. Motion control of parallel manipulator using pneumatic artificial actuators[C]//Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2010 IEEE International Conference on. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2010: 460-465.
- [81] 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.



- [82] Hildebrandt A, Sawodny O, Neumann R, et al. A cascaded tracking control concept for pneumatic muscle actuators[C]//European control conference (ECC) 2003. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2003.
- [83] Hildebrandt A, Sawodny O, Neumann R, et al. Cascaded control concept of a robot with two degrees of freedom driven by four artificial pneumatic muscle actuators [C]//American Control Conference 2005 (ACC). Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2005: 680-685.
- [84] Krichel S V, Sawodny O, Hildebrandt A. Tracking control of a pneumatic muscle actuator using one servovalve[C]//American Control Conference (ACC), 2010. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2010: 4385-4390.
- [85] 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 Y, Hu Y M, Su C Y. Model Reference Adaptive Control of Continuous-time Hysteresis Systems[J]. Control and Decision, 2006, 21(12): 1402-1406.
- [86] Kimura T, Hara S, Fujita T, et al. Control for pneumatic actuator systems using feedback linearization with disturbance rejection[C]//American Control Conference, Proceedings of the 1995. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 1995, 1: 825-829.
- [87] Kimura T, Hara S, Fujita T, et al. Feedback linearization for pneumatic actuator systems with static friction[J]. Control engineering practice (S0967-0661), 1997, 5(10): 1385-1394.
- [88] Repperger D W, Johnson K R, Phillips C A. A VSC position tracking system involving a large scale pneumatic muscle actuator[C]//37th IEEE Conference on Decision and Control. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 1998, 4: 4302-4307.
- [89] Repperger D W, Johnson K R, Philips C A. Nonlinear feedback controller design of a pneumatic muscle actuator system[C]//1999 American Control Conference. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 1999, 3: 1525-1529.
- [90] Amato F, Colacino D, Cosentino C, et al. Robust and optimal tracking control for manipulator arm driven by pneumatic muscle actuators[C]//Mechatronics (ICM), 2013 IEEE International Conference on. IEEE, 2013: 827-834.
- [91] Schindele D, Aschemann H. Sliding mode control applied to a novel linear axis actuated by pneumatic muscles [M]. INTECH Open Access Publisher, 2011.
- [92] Andrikopoulos G, Nikolakopoulos G, Manesis S. Incorporation of thermal expansion in static force modeling of Pneumatic Artificial Muscles[C]//Control and Automation (MED), 2015 23th Mediterranean Conference on. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2015: 414-420.
- [93] Krejci P, Kuhnen K. Inverse control of systems with hysteresis and creep[J]. IEE Proceedings-Control Theory and Applications (S0143-7054), 2001, 148(3): 185-192.
- [94] Hao L, Li Z. Modeling and adaptive inverse control of hysteresis and creep in ionic polymer-metal composite actuators [J]. Smart Materials and Structures (S0964-1726), 2010, 19(2): 025014.
- [95] Krejčí P, Al Janaideh M, Deasy F. Inversion of hysteresis and creep operators[J]. Physica B: Condensed Matter (S0921-4526), 2012, 407(9): 1354-1356.
- [96] 马春红, 白少先, 康盼. 氟橡胶 O 型圈低压气体密封黏滞摩擦特性实验[J]. 摩擦学学报, 2014, 34(2): 160-164.  
Ma C H, Bai S X, Kang P. Experiment of Viscous Friction Characteristics of Fluorous Rubber O-rings at Low Gas Seal Pressure[J]. Tribology, 2014, 34(2): 160-164.
- [97] 郭胤, 王家序, 李峰, 等. 弹性体摩擦的黏滞疲劳理论及实验研究[J]. 摩擦学学报, 2013, 33(5): 443-448.  
Guo Y, Wang J X, Li F, et al. Theory of Adhesion Hysteresis Fatigue of Elastomeric Tribology and Experimental Demonstration[J]. Tribology, 2013, 33(5): 443-448.