

# 气动人工肌肉驱动的上肢康复外骨骼机器人设计与控制\*

秦岩丁<sup>1,2</sup> 范迦得<sup>1,2</sup> 张浩琦<sup>1,2</sup> 田孟强<sup>3</sup> 韩建达<sup>1,2</sup>

(1. 南开大学人工智能学院 天津 300350; 2. 南开大学深圳研究院 深圳 518083;  
3. 天津市人民医院关节与运动医学科 天津 300121)

**摘要：**面向上肢康复与辅助运动，研制了一款基于气动人工肌肉(PAM)驱动的上肢康复外骨骼机器人。与纯刚性驱动不同，该外骨骼机器人使用 PAM 与刚性连杆，同时实现了柔顺驱动与高精度运动，有助于降低在康复过程中对用户造成二次伤害的概率。在结构设计上，该外骨骼采用直驱和绳驱相结合的方式，实现了肩肘关节运动的三个自由度。该外骨骼结构紧凑，可以满足可穿戴的要求。完成了该外骨骼的运动学建模，并基于 PAM 的三元素模型和拉格朗日方法完成了动力学建模。针对 PAM 的迟滞非线性，将直接逆模型法与自适应投影算法相结合，实现了无须离线建模与求逆的自适应迟滞补偿。最后，通过迟滞补偿实验与抗干扰实验完成了原理性验证。实验表明，研制的外骨骼兼具柔顺性和高运动精度，可以满足上肢康复与辅助运动的需求。

**关键词：**气动人工肌肉；上肢外骨骼；康复机器人；迟滞补偿

**中图分类号：** TG156

## Design and Control of a Pneumatic Artificial Muscle Actuated Exoskeleton Robot for Upper Limb Rehabilitation

QIN Yanding<sup>1,2</sup> FAN Jiade<sup>1,2</sup> ZHANG Haoqi<sup>1,2</sup> TIAN Mengqiang<sup>3</sup> HAN Jianda<sup>1,2</sup>

(1. College of Artificial Intelligence, Nankai University, Tianjin 300350;

2. Shenzhen Research Institute of Nankai University, Shenzhen 518083

3. Department of Joint and Sport Medicine, Tianjin Union Medical Center, Tianjin 300121)

**Abstract:** A pneumatic artificial muscle (PAM) actuated exoskeleton is developed for upper limb rehabilitation and augmentation. Different from rigid actuation, the developed exoskeleton combines PAM and rigid link to achieve both flexible actuation and high-precision movement. This helps to reduce the risk of unwanted injury to users during the rehabilitation process. In structural design, a combination of direct driven and cable driven is adopted to provide 3 degrees-of-freedom actuation for the shoulder and elbow joints. The compact structure helps to facilitate its wearability. This research presents the kinematics modeling of the exoskeleton, and dynamic modeling is then finished using the three-element model of PAM and Lagrange method. For the hysteresis nonlinearity of PAM, the combination of direct inverse modeling and adaptive projection algorithm is adopted to achieve adaptive hysteresis compensation without offline modeling and inversion. Finally, the feasibility of the exoskeleton and the proposed controller is verified via hysteresis compensation and anti-interference experiments. Experimental results show that the developed exoskeleton features both flexible actuation and high motion accuracy, satisfying the needs of upper limb rehabilitation and augmentation.

**Key words:** pneumatic artificial muscle; upper limb exoskeleton; rehabilitation robot; hysteresis compensation.

\* 天津市自然科学基金(21JCZDJC00090)和国家自然科学基金(U1913208)资助项目。  
收到初稿，2023-10-11

## 0 前言

肩袖损伤是常见的引起肩关节功能障碍的老年性疾病,在 50~70 岁的老年群体中的发病率很高,其临床表现包括肩关节疼痛、活动范围减小和肩周肌群力量减退等<sup>[1]</sup>。肩袖肌群在保证肩关节动态稳定和主动运动方面起着非常重要的作用,患侧肩关节将直接影响患者肩部甚至上肢的运动能力<sup>[2]</sup>。传统的康复方案基本依赖于医师的一对一治疗,高成本和低效率使得上肢康复机器人受到了更多的关注,上肢康复机器人可以使专业的康复医师摆脱高重复性长周期的体力工作,对患者建立个性化的康复方案,有效改善上肢本体感觉与运动功能<sup>[3]</sup>,具有医师所不具备的优势。

上肢康复机器人主要分为末端牵引式机器人系统和外骨骼机器人,例如麻省理工学院 HOGAN 等<sup>[4]</sup>研制的二自由度平面机器人系统、东南大学宋爱国等<sup>[5]</sup>研制的三自由度末端牵引式机器人系统。末端牵引式机器人系统结构简单,但无法对人体上肢的各个关节进行单独有效的训练。上肢外骨骼机器人弥补了这一缺点并且与人体上肢解剖结构具有更好的相容性。因此,外骨骼式上肢康复机器人受到了广泛关注。

需要注意的是,外骨骼式上肢康复机器人的驱动方式会直接影响整体系统的机械结构和控制方案的设计,当前主流的驱动方式包括电机驱动、液压驱动和气压驱动。电机驱动有着结构简单、易于实现自动化控制的优点,是一种最为广泛使用的驱动方式。洛桑联邦理工大学 ELVIRA 等<sup>[6]</sup>开发了一款命名为 ALE<sub>x</sub> 的六自由度上肢康复外骨骼。上海理工大学申慧敏等<sup>[7]</sup>开发了一款肩部自对准的康复外骨骼。清华大学程杨等<sup>[8]</sup>开发了一款五自由度上肢康复外骨骼机器人并进行了控制方法研究。但是电机驱动方式容易受到外界负载的影响,且运动平衡性能差、体积大,在人机交互过程中存在着一定的局限性<sup>[9]</sup>。

液压驱动装置有着结构简单、载荷较大、工作平稳、易于实现过载保护的优点。洛克希德·马丁公司开发了一款名为 HULC 的髋关节助力外骨骼系统<sup>[10]</sup>。爱达荷大学 JULIUS 等<sup>[11]</sup>开发了一款名为 BONES 的并联气缸驱动上肢康复外骨骼。浙江大学陈正等<sup>[12]</sup>为负重场景设计了下肢外骨骼。然而,液压驱动方式效率偏低,传动系统的工作性能和效率受温度的影响较大且存在液体泄露风险,对使用者

不够友好。

气动人工肌肉(Pneumatic artificial muscle, PAM)是一种新型驱动器,具有清洁安全、功率密度大、柔顺性好等特点<sup>[13]</sup>。相较于由传统的电机、液压缸、气缸等驱动的刚性机器人,基于 PAM 的柔顺外骨骼越来越受到国内外学者的关注。浙江大学唐智川等<sup>[14]</sup>利用一对相互拮抗作用的 PAM 开发了一款肘关节动力辅助外骨骼,华中科技大学<sup>[15-17]</sup>对基于 PAM 驱动的二自由度手腕康复机器人、四自由度手臂康复机器人以及九自由度上肢康复机器人进行了较为系统的研究,武汉理工大学艾青松等<sup>[18]</sup>利用四根平行的 PAM 设计了一款你三自由度的踝关节康复系统,HUSSAIN 等<sup>[19]</sup>利用 PAM 设计了一款用于步态训练的康复装置。

然而,在内部摩擦力等因素的影响下,PAM 的驱动气压(或电压)与其自身的收缩量之间存在复杂多变的迟滞非线性<sup>[20]</sup>,使得针对 PAM 的建模与控制成为了 PAM 驱动外骨骼机器人研究的一个难点。PAM 的建模方法主要有理论模型和现象模型等,其中,理论模型通过分析 PAM 的几何关系和材料特性的方式建立,该建模方式往往存在大量的模型参数,给控制器设计带来困难。现象模型模型参数相对较少,往往利用微分方程来描述其动力学特性。最常用的现象模型之一是 REYNOLDS 等<sup>[21]</sup>提出的三元素模型,其将 PAM 看作由阻尼单元、弹簧单元和收缩力单元并联而成的结构,并通过输入输出关系去获得模型的参数。

事实上,单纯通过建模的方法很难解决 PAM 精准定位和轨迹跟踪问题,需要高效的控制策略来提高跟踪精度。PID 控制、bang-bang 控制等的传统控制方法易于调参,但无法对系统的非线性动态进行补偿,更多高级控制和智能控制方法不断涌现。例如,张道辉等<sup>[22]</sup>提出了一种主动建模的方法,采用卡尔曼滤波估计三元素模型的误差,瞿少成等<sup>[23]</sup>提出了一种带有扰动补偿器的离散滑模趋近律。此外,将逆迟滞模型串联到系统的前馈通道上以抵消系统的迟滞非线性的方法也是一类非常有效的补偿策略<sup>[24-26]</sup>。由于 Prandtl-Ishlinskii (PI)模型对迟滞非线性系统具有较高的模型精度且静态 PI 模型存在解析的逆解,其非常适合于迟滞补偿。如果进一步使用在线辨识,则更能适应负载与边界条件等发生动态变化的场合,例如秦岩丁等人<sup>[27]</sup>采用卡尔曼滤波器实时更新逆迟滞模型参数,在高频轨迹跟踪中获得了较高的跟踪精度。

针对上肢康复与辅助运动,本文研制了一款基

于 PAM 驱动的外骨骼机器人,采用绳驱和直驱结合的方式,可完成肩关节内收/外展、肩关节前屈/后伸、肘关节前屈/后伸三个自由度。为了适应不同用户的上肢尺寸,在肩关节和肘关节处设计了尺寸调整机构。设计的外骨骼结构紧凑,满足可穿戴的要求并实现了较大的工作空间。针对 PAM 存在的复杂迟滞非线性,本文采用直接逆模型法作为前馈控制,并使用自适应投影(Adaptive projection, AP)算法动态更新 PI 模型的权重。实验结果表明,系统兼具柔顺性和高运动精度,可以满足上肢康复与辅助运动的需求。

## 1 样机设计与建模

### 1.1 结构设计

上肢康复外骨骼机器人的运动结构必须与人体上肢相适应。如图 1 所示,人体上肢骨骼结构可以简化为串联开链构形,因此, PAM 驱动的外骨骼同样被设计成串联开链结构,其主要由背部框架和手臂结构组成。由于机器人的左臂和右臂结构相同,因此,本文仅以左臂为例展开研究。背部框架包括用于支撑患者腰部的髋关节护具和用于支撑患者背部的背部支撑板。左臂结构主要包括肩关节外展模块、肩关节屈伸模块、肘关节屈伸模块,可以实现肩关节内收/外展、肩关节前屈/后伸、肘关节前屈/后伸这三个自由度,能够满足上肢的康复需求。此外,左臂结构中还包括肩关节和肘关节尺寸调整模块,通过尺寸的调节可以适应不同用户的上肢尺寸,上肢康复外骨骼穿戴效果示意图如图 1 所示。

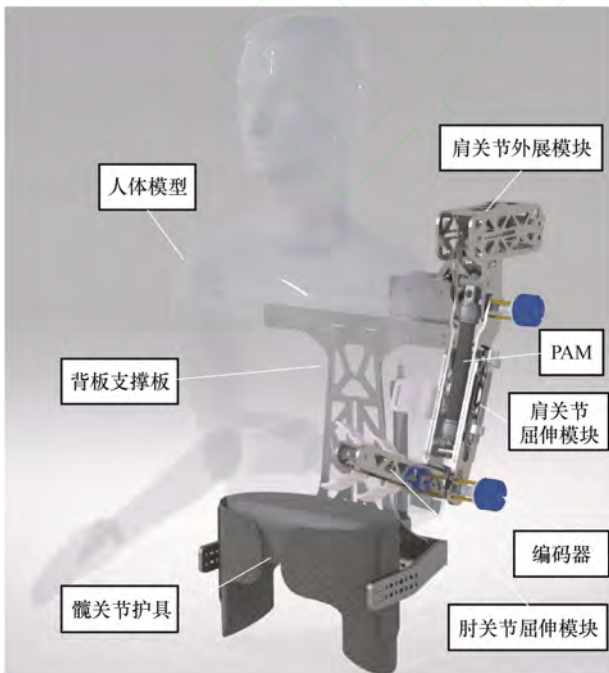
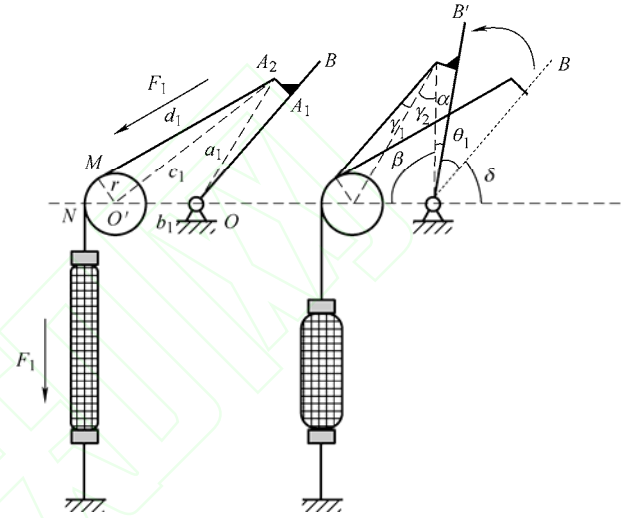


图 1 上肢康复外骨骼穿戴效果示意图

PAM 与人的肌肉类似,可以直接输出拉力。为了节省空间并保证输出足够的关节扭矩,驱动肩关节外展运动的 PAM 被布置在了背部框架上,采用绳驱将力传递至肩关节。该机构的运动简图如图 2 所示,其中 PAM 被简化成了一个移动副,绳索一端连接 PAM 上端,一端绕过滑轮  $O'$  终止于  $A_1$  点。由于 PAM 只能产生拉力而不能产生推力,一般情况下会使用额外的 PAM 或弹簧来模拟拮抗式驱动。本文利用上肢自身的重力来实现肩关节的内收运动,从而简化了外骨骼的结构复杂度。





动的范围为 $[0^\circ, 47.7^\circ)$ , PAM 的长度  $L_{p1}$  与肩关节外展角度  $\theta_1$  的关系如图 3 所示。

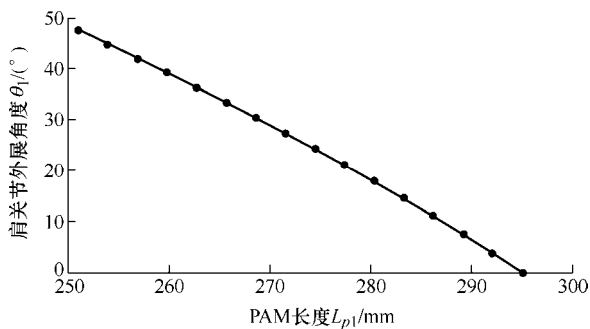


图3 PAM 长度  $L_{p1}$  与肩关节外展角度  $\theta_1$  的关系

肩关节屈伸模块和肘关节屈伸模块的运动原理相同, 其运动简图如图 4 所示: PAM 依然被简化成一个移动副, 两端安装在外骨骼上形成两个转动副, 当 PAM 收缩时, 模拟肌肉的作用, 带动肩关节和肘关节完成前屈动作。此处, 同肩关节外展模块一样, 没有采用拮抗式驱动方式, 利用人体自身上臂和前臂的重量来实现肩关节的后伸运动以及肘关节的后伸运动, 以此简化外骨骼的复杂度。

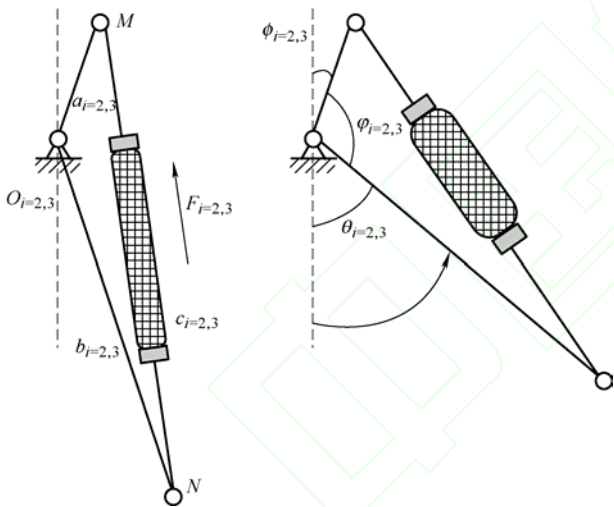


图4 肩肘关节屈伸模块运动简图

肩关节和肘关节做前屈运动, 相较于初始位置旋转了角度  $\theta_i$  ( $i=2, 3$ ), 有

$$\theta_i + \varphi_i + \phi_i = 180^\circ \quad i = 2, 3 \quad (4)$$

根据余弦定理可得

$$\varphi_i = \frac{a_i^2 + b_i^2 - c_i^2}{2a_i b_i} \quad i = 2, 3 \quad (5)$$

式中,  $c_i$  ( $i=2, 3$ ) 为 PAM 两端的转动副间的距离。

对于肩关节屈伸模块, 由三角形的几何约束可知,  $\psi_2$  的最大理论变化范围为  $[0^\circ, 180^\circ - \Phi_2)$ , 其中  $0^\circ$  对应于  $O_2N$  完全竖直,  $180^\circ - \Phi_2$  对应于  $O_2N$  完

全内收, 完全内收的位置是转动关节的奇异点。考虑肩关节前屈的实际转动范围, 设计尺寸  $a_2=40$  mm,  $b_2=231$  mm,  $\Phi_2=20^\circ$ 。PAM 的型号选取为 DMSP-20-150N (FESTO), 经测量, 其长度  $L_{p2}$  的变化范围为 215~245 mm。将参数代入式中可以得到肩关节前屈/后伸运动的范围为  $[0^\circ, 78.6^\circ)$ 。PAM 的长度  $L_{p2}$  与关节旋转角度  $\theta_2$  的关系如图 5 所示。

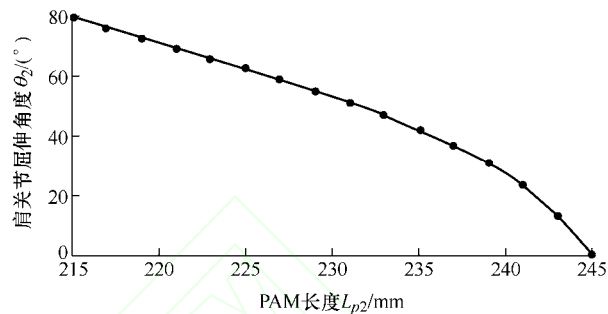


图5 PAM 长度  $L_{p2}$  与肩关节前屈角度  $\theta_2$  的关系

肘关节前屈运动与肩关节前屈运动的原理相同,  $\psi_3$  的最大理论变化范围为  $[0^\circ, 180^\circ - \Phi_3)$ , 设计尺寸  $a_3=22$  mm,  $b_3=241$  mm,  $\Phi_3=15^\circ$ 。PAM 的型号选取为 DMSP-10-200N (FESTO), 经测量, 其长度  $L_{p3}$  的变化范围为 234~262 mm。将参数代入式中可以得到肘关节前屈的范围为  $[0^\circ, 105.6^\circ)$ 。PAM 的长度  $L_{p3}$  与肘关节旋转角度  $\theta_3$  的关系如图 6 所示。

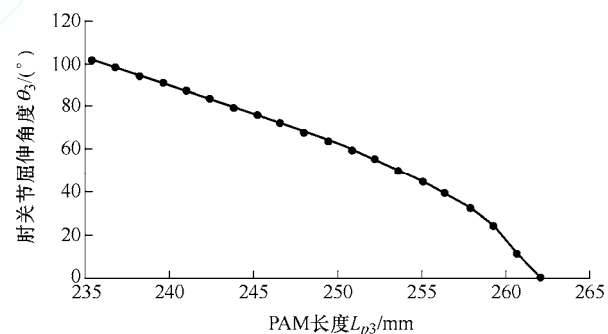


图6 PAM 长度  $L_{p3}$  与肘关节前屈角度  $\theta_3$  的关系

至此, 已得到三个关节的转角范围。事实上, 在康复过程中, 人体的肩关节往往可以被简化为一个球形关节。考虑到上肢康复外骨骼机器人需要适应用户的上肢尺寸, 设计肩关节外展模块和肩关节屈伸模块的旋转中心轴在空间中交于一点, 令其与人体的肩关节中心重合。根据《中国成年人人体尺寸》(GB/T 10000-2023), 统计 18~70 岁成年男性, 90% 的人体胸厚范围为 175~242 mm, 上臂长范围为 293~347 mm。故设计肩关节尺寸调整模块, 通过滚珠丝杠机构实现旋转中心轴交点的位置沿垂直

于人体后背的方向移动, 调整方式简单方便, 尺寸调整范围为 175~250 mm。考虑人体的上臂长度存在差异, 设计肘关节尺寸调整模块实现肩关节屈伸模块的旋转中心轴和肘关节屈伸模块的旋转中心轴的距离可调, 尺寸调整范围为 290~350 mm。

## 1.2 运动学建模

如图 7 所示, 当用户穿戴外骨骼并调整好尺寸后, 肩关节内收/外展关节的旋转中心与  $z_1$  轴重合, 肩关节前屈/后伸关节的旋转中心与  $z_3$  轴重合, 肘关节前屈/后伸的旋转中心与  $z_4$  轴重合。为了建立外骨骼正运动学模型, 需要计算从基坐标系到末端坐标系  $\{T\}$  的坐标变换, PAM 驱动的上肢康复外骨骼运动学结构图如图 7 所示。我们将包含线段  $OB$ ,  $BC$ ,  $CD$ ,  $DE$  的部分定义为连杆 1, 包含线段  $EF$  的部分定义为连杆 2, 包含线段  $FG$  的部分定义为连杆 3。分别将驱动连杆 1、连杆 2 与连杆 3 的三根 PAM 编号为 PAM1、PAM2 与 PAM3。依据原理样机的设计尺寸, 该机器人的改进 Denavit-Hartenberg (D-H) 参数表如表 1 所示, 包含了 3 个主动旋转的自由度与连杆 1 和连杆 2 的尺寸调整模块。基于 D-H 参数得到了相邻坐标系之间的齐次变换矩阵为

$${}^{i-1}_i T = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\sin \theta_i & 0 & L_i \\ \sin \theta_i \cos \alpha_i & \cos \theta_i \cos \alpha_i & -\sin \alpha_i & 0 \\ \sin \theta_i \sin \alpha_i & \cos \theta_i \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6)$$

进而可以得到末端的位姿变换矩阵为

$${}^0_5 T = \prod_{i=0}^5 {}^{i-1}_i T \quad (7)$$

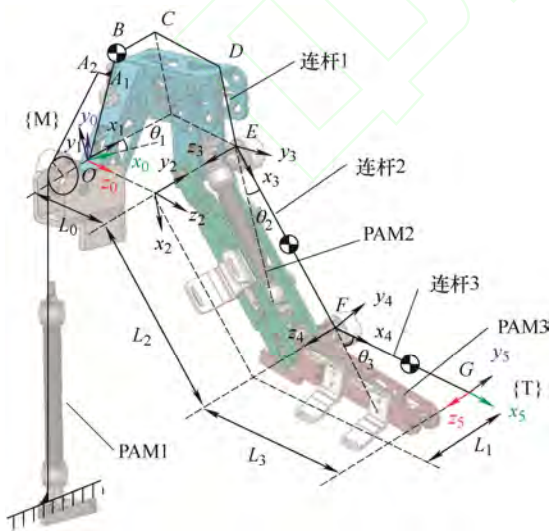


图 7 上肢康复外骨骼运动学建模

末端坐标系  $\{T\}$  的坐标原点  $G$  在基坐标系  $\{O\}$  的坐标为

$$\begin{aligned} x_T &= L_0 c_1 + L_2 c_2 s_1 - L_3 s_1 s_2 s_3 + L_3 s_1 c_2 c_3 \\ y_T &= L_0 s_1 - L_2 c_1 c_2 + L_3 c_1 s_2 s_3 - L_3 c_1 c_2 c_3 \\ z_T &= L_2 s_2 + L_3 c_2 s_3 + L_3 c_3 s_2 + L_1 \end{aligned} \quad (8)$$

式中,  $s_1=\sin\theta_1$ ,  $c_1=\cos\theta_1$ ,  $s_2=\sin\theta_2$ ,  $c_2=\cos\theta_2$ ,  $s_3=\sin\theta_3$ ,  $c_3=\cos\theta_3$ 。逆运动学需用数值方法求解, 从而得到笛卡儿空间向关节空间的映射。

表 1 改进 D-H 参数表

$i$	$\alpha_i$	$a_i$	$d_i$	$\theta_i$
1	$0^\circ$	0	0	$\theta_1$
2	$0^\circ$	0	$L_0$	$-90^\circ$
3	$90^\circ$	0	$-L_1$	$\theta_2$
4	$0^\circ$	$L_2$	0	$\theta_3$
5	$0^\circ$	$L_3$	0	0

## 1.3 实验样机平台

原理样机在三个关节处使用的 PAM 分别选用 Festo 公司的 DMSP-20-200N、DMSP-20-150N 和 DMSP-10-200N 三款 PAM。在研制的原理样机中, PAM 的工作气压范围均限定在 0-0.6 MPa, 相应地, 选用 Festo 公司 VPPM-6L-L-1 型的气压控制阀, 其输出气压范围为 0-0.6 MPa, 输入电压范围为 0~10 V。选用的编码器为 OIH48-2500P8-L6-5V(多摩川)。使用 Speedgoat 公司的 Performance 型实时目标机完成控制程序的编译与执行, 系统的采样周期设置为 1 ms, 样机完整控制系统的示意图如图 8 所示。

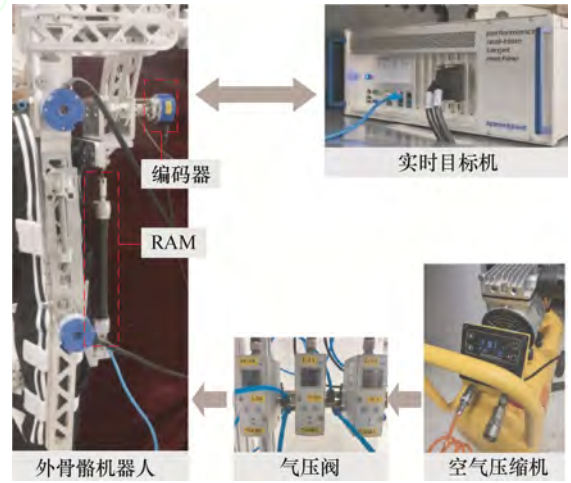


图 8 外骨骼机器人控制系统示意图

## 2 基于拉格朗日法的动力学建模

### 2.1 PAM 三元素模型辨识

在 PAM 的三元素模型中, 将 PAM 等效为一个由阻尼元件、弹簧元件和收缩元件并联而成的系统, 三元素模型的动力学特性一般描述为

$$m\ddot{x} = F_c(p) - F_d(\dot{x}, p) - F_s(x, p) - mg \quad (9)$$

式中,  $m$  和  $g$  分别为负载质量和重力加速度,  $x(t)$  和  $p(t)$  分别为 PAM 的位移和内部的驱动气压,  $F_c$ ,  $F_d$ ,  $F_s$  分别代表 PAM 的收缩力、阻尼力和弹簧力, 都与驱动气压  $p(t)$  相关, 可表示为

$$\begin{aligned} F_c(p) &= f_1 + f_2 p \\ F_d(\dot{x}, p) &= C(p)\dot{x} = (c_1 + c_2 p)\dot{x} \\ F_s(x, p) &= K_1(p)x + K_2(p)x^2 \\ &= (k_{11} + k_{12}p)x + (k_{21} + k_{22}p)x^2 \end{aligned} \quad (10)$$

式中,  $C(t)$ ,  $K_1(t)$ ,  $K_2(t)$  分别代表阻尼系数、一阶弹簧系数和二阶弹簧系数,  $f_1$ ,  $f_2$ ,  $c_1$ ,  $c_2$ ,  $k_{11}$ ,  $k_{12}$ ,  $k_{21}$ ,  $k_{22}$  都为未知的多项式参数。

本文将上肢康复外骨骼使用的三根 PAM 分别放置在水平测试平台上进行三元素模型参数辨识, 如图 9 所示, PAM 一端固定, 一端连接力传感器与位移传感器分别测量 PAM 的负载与收缩长度。

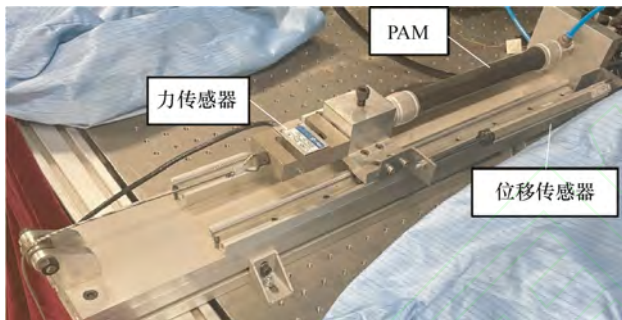


图 9 PAM 水平测试平台

钩子处首先挂载 6 kg 的砝码, 即式中的  $mg$ ,  $m\ddot{x}$  为力传感器的读数, 即 PAM 产生的拉力。给气压控制阀施加如下的 0.5~4 V 正弦控制电压

$$u = 1.75\sin(2\pi ft - 0.5\pi) + 2.25 \quad (11)$$

式中,  $u$  为控制输入,  $f$  为正弦信号的频率, 设置为 0.05 Hz。

使用水平测量平台分别对三根 PAM 进行参数辨识, 模型辨识效果如图 10 所示, 图 10a、10b、

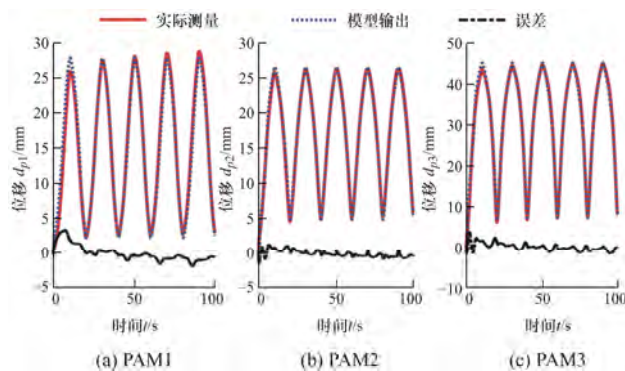


图 10 PAM 三元素测量结果

10c 分别对应于 PAM1、PAM2 和 PAM3, 参数辨识结果如表 2 所示。可以看出, 三元素模型可以很好地表征了 PAM 的运动特性, 三根 PAM 的建模误差均在 4 mm 以内。进一步地, 以 PAM3 为例, 其实测的迟滞曲线以及模型预测的迟滞曲线如图 11 所示。结合图 10 与图 11 的结果可知, 辨识的三元素模型很好地吻合了 PAM 的特性, 可以用于系统的动力学建模。

表 2 PAM 三元素辨识参数

参数	PAM1	PAM2	PAM3
$c_1$	11.14	22.95	-44.74
$c_2$	-613.81	-617.03	642.54
$k_{11}$	-463.06	-619.72	-6214.27
$k_{12}$	1138.31	1218.65	33117.54
$k_{21}$	5.56	11.55	243.94
$k_{22}$	4.01	9.39	-773.71
$f_1$	-7042.21	-4173.10	82210.47
$f_2$	4423.76	2412.73	7521.58

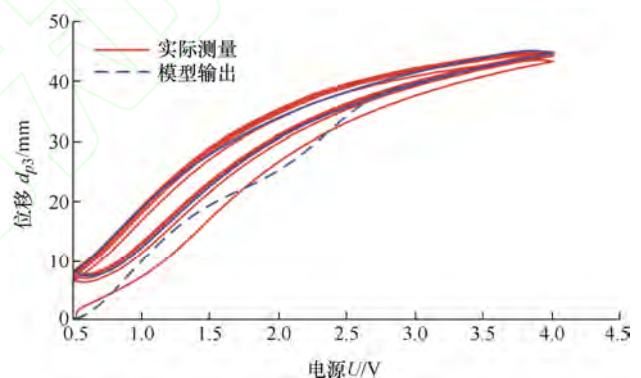


图 11 PAM3 的迟滞特性曲线

## 2.2 动力学建模

针对 PAM 驱动的上肢康复外骨骼机器人的机械结构, 通过以下步骤进行动力学建模: 首先, 利用拉格朗日动力学方程建立关节角和力矩的关系; 然后, 通过几何分析将力矩转化为力, 从而得到外骨骼完整的动力学模型。

基于拉格朗日方法, 可以计算出连杆 1 的动能与势能, 如下所示

$$T_1 = \frac{1}{2} I_1 \dot{\theta}_1^2 \quad P_1 = m_1 g L \sin(\delta + \theta_1) \quad (12)$$

式中,  $m_1$  和  $I_1$  分别是连杆 1 的质量以及转动惯量,  $L$  是  $OB$  两点间的距离, 如图 7 所示。基于所述的几何关系, 推导连杆 2 的质心位置方程为



$$\begin{aligned} x_{c2} &= L_1 \cos \theta_1 + \frac{1}{2} L_2 \sin \theta_1 \cos \theta_2 \\ y_{c2} &= L_1 \sin \theta_1 - \frac{1}{2} L_2 \cos \theta_1 \cos \theta_2 \\ z_{c2} &= L_0 + \frac{1}{2} L_2 \sin \theta_2 \end{aligned} \quad (13)$$

对连杆 2 的质心坐标求导, 可以计算出连杆 2 的动能与势能

$$\begin{aligned} T_2 &= \frac{1}{2} I_2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \frac{1}{2} m_2 (x_{c2}^2 + y_{c2}^2 + z_{c2}^2) \\ P_2 &= -m_2 g y_{c2} \end{aligned} \quad (14)$$

基于所述的几何关系, 同样可以推导连杆 3 的质心位置为

$$\begin{aligned} x_{c3} &= L_1 c_1 + L_2 s_1 c_2 + \frac{1}{2} L_3 c_{23} s_1 \\ y_{c3} &= L_1 s_1 - L_2 c_1 c_2 - \frac{1}{2} L_3 c_{23} c_1 \\ z_{c3} &= L_0 + L_2 s_2 + \frac{1}{2} L_3 s_{23} \end{aligned} \quad (15)$$

对连杆 3 的质心坐标求导, 可以计算出连杆 3 的动能与势能

$$\begin{aligned} T_3 &= \frac{1}{2} I_3 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + \frac{1}{2} m_3 (x_{c3}^2 + y_{c3}^2 + z_{c3}^2) \\ P_3 &= -m_3 g y_{c3} \end{aligned} \quad (16)$$

根据拉格朗日方程  $L=E-U$ , 有

$$L = T_1 + T_2 + T_3 - (P_1 + P_2 + P_3) \quad (17)$$

拉格朗日方程可以表示为

$$\frac{d}{dt} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_i} = \tau_i \quad i=1,2,3 \quad (18)$$

通过对式(18)的整理, 该外骨骼机器人的动力学模型可以推导为

$$\mathbf{M}(q)\ddot{q} + \mathbf{C}(q, \dot{q})\dot{q} + \mathbf{G}(q) = \boldsymbol{\tau} \quad (19)$$

式中,  $\mathbf{M}(q)$  为  $3 \times 3$  阶的惯性矩阵,  $\mathbf{C}(q, \dot{q})$  为  $3 \times 3$  阶科里奥利力和离心力矩阵,  $\mathbf{G}(q)$  为重力矢量,  $q$  为状态矢量,  $\boldsymbol{\tau}$  表示扭矩, 具体表示如下

$$\begin{aligned} \mathbf{M} &= \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} & M_{13} \\ M_{21} & M_{22} & M_{23} \\ M_{31} & M_{32} & M_{33} \end{bmatrix} \quad \mathbf{C} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} \\ C_{21} & C_{22} & C_{23} \\ C_{31} & C_{32} & C_{33} \end{bmatrix} \\ \mathbf{G} &= \begin{bmatrix} G_1 \\ G_2 \\ G_3 \end{bmatrix} \quad \mathbf{q} = \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \\ \theta_3 \end{bmatrix} \quad \boldsymbol{\tau} = \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (20)$$

基于所构建的动力学模型, 可以证明其满足以下两个性质: ① 惯性矩阵  $\mathbf{M}$  满足正定性; ②  $\mathbf{M} - 2\dot{\mathbf{C}}$  是斜对称矩阵。

至此, 已得到外骨骼动力学模型, 接下来需要加入三元素模型对式(20)进行重新排列。如图 2 所示, 随着 PAM 的充气, PAM 的长度从拉伸状态逐渐缩短到收缩状态, 反之亦然。由三元素参数辨识结果可得 PAM 产生的拉力为

$$\begin{aligned} F_i &= F_c(p) - F_d(\dot{x}, p) - F_s(x, p) \\ x &= d_{i0} - d_i \quad i=1,2,3 \end{aligned} \quad (21)$$

将式(10)代入式(21)中,  $F_i$  可化简得

$$F_i = \lambda_i p_i - \mu_i \dot{\theta}_i + \omega_i \quad (22)$$

式中,  $d_{i0}$  表示初始长度,  $d_i$  表示当前长度, 如图 2 所示, 关节力矩和 PAM 拉力的关系有

$$\tau_i = F_i l_i \quad i=1,2,3 \quad (23)$$

式中,  $l_i$  为 PAM 拉力施加在旋转关节处的力臂。对于肩关节内收/外展关节, 由几何关系可得

$$\begin{aligned} l_1 &= a_1 \sin(\gamma_1 + \gamma_2) \\ d_1 &= \sqrt{a_1^2 + b_1^2 - r^2 - 2a_1 b_1 \cos \beta} \\ \beta &= \theta_1 + \alpha + \delta - 180^\circ \end{aligned} \quad (24)$$

当  $\theta_1=0^\circ$  时,  $d_1=d_{10}$ , 整理上式, 可得

$$\begin{aligned} \lambda_1 &= f_2 + c_2 \dot{d}_1 - k_{12}(d_{10} - d_1) - k_{22}(d_{10} - d_1)^2 \\ \mu_1 &= -c_1 \frac{\partial d}{\partial \theta_1} \end{aligned} \quad (25)$$

$$\omega_1 = f_1 - k_{11}(d_{10} - d_1) - k_{21}(d_{10} - d_1)^2$$

对于肘关节屈伸模块, 如图 4 所示, 由几何关系可得

$$\begin{aligned} l_i &= \frac{a_i b_i \cos(\theta_i + \phi_i)}{d_i} \\ d_i &= \sqrt{a_i^2 + b_i^2 - 2a_i b_i \cos \varphi_i} \\ \varphi_i &= 180^\circ - \theta_i - \phi_i \quad i=2,3 \end{aligned} \quad (26)$$

当  $\theta_2=0^\circ$  时,  $d_2=d_{20}$ ;  $\theta_3=0^\circ$  时,  $d_3=d_{30}$ , 整理上式, 可得

$$\begin{aligned} \lambda_i &= f_2 + c_2 \dot{d}_i - k_{12}(d_{i0} - d_i) - k_{22}(d_{i0} - d_i)^2 \\ \mu_i &= -c_i \frac{\partial d}{\partial \theta_i} \end{aligned} \quad (27)$$

$$\omega_i = f_1 - k_{11}(d_{i0} - d_i) - k_{21}(d_{i0} - d_i)^2 \quad i=2,3$$

最终, 外骨骼机器人的动力学模型可以表示为

$$\mathbf{M}_f(q)\ddot{q} + \mathbf{C}_f(q, \dot{q})\dot{q} + \mathbf{G}_f(q) = \mathbf{U}_f \quad (28)$$

$$\begin{aligned} \mathbf{M}_f &= \begin{bmatrix} M_{11}/l_1 & M_{12}/l_1 & M_{13}/l_1 \\ M_{21}/l_2 & M_{22}/l_2 & M_{23}/l_2 \\ M_{31}/l_3 & M_{32}/l_3 & M_{33}/l_3 \end{bmatrix} \\ \mathbf{C}_f &= \begin{bmatrix} C_{11}/l_1 + \mu_1 & C_{12}/l_1 & C_{13}/l_1 \\ C_{21}/l_2 & C_{22}/l_2 + \mu_2 & C_{23}/l_2 \\ C_{31}/l_3 & C_{32}/l_3 & C_{33}/l_3 + \mu_3 \end{bmatrix} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \mathbf{G} &= [\mathbf{G}_1 - \omega_1 \quad \mathbf{G}_2 - \omega_2 \quad \mathbf{G}_3 - \omega_3]^T \quad \mathbf{U}_f = \mathbf{B}\mathbf{U} \\ \mathbf{B} &= \text{diag}(\beta_1, \beta_2, \beta_3) \quad \mathbf{U}_f = [p_1 \quad p_2 \quad p_3]^T \end{aligned} \quad (29)$$

### 3 关节迟滞补偿方法

#### 3.1 系统的迟滞非线性

上肢康复外骨骼机器人的非线性来源于两个方面: PAM 自身的迟滞非线性与上肢外骨骼驱动机构引起的非线性, 即 PAM 的收缩量与关节转角之间存在的非线性。这两个因素叠加起来, 会导致整个上肢外骨骼机器人系统的输入与输出之间的迟滞非线性更加复杂。为了研究整个系统输入输出之间的非线性, 以 PAM3 为例, 给气压控制阀施加 0.2~5.1 V 的正弦控制电压, 电压的波形定义如下

$$u = 2.5 \sin(2\pi ft - 0.5\pi) + 2.6 \quad (30)$$

式中,  $u$  为控制输入,  $f$  为正弦信号的频率。

分别设  $f$  为 0.05 Hz、0.1 Hz 与 0.2 Hz, 获得整个系统在不同频率下的迟滞曲线, 如图 12 所示。从图中可以看出, 随着输入信号频率的增加, 迟滞曲线的宽度逐渐增大, 表明系统的迟滞非线性具有时变的特性, 此外, 迟滞曲线也具有明显的非对称性。

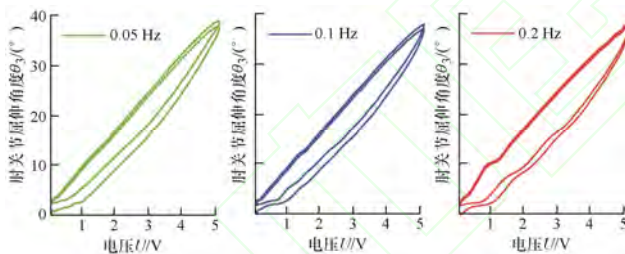


图 12 系统在不同频率下的迟滞曲线

#### 3.2 自适应投影算法

除 PAM 自身材料特性导致的迟滞以外, 机构的复杂动力学使得整个系统呈现高度的非线性、时变性和不确定性, 标称的 PAM 模型和机构的动力学模型很难适应实时变化的外部环境, 并存在一定的模型误差。为了补偿整个系统的迟滞非线性特性, 本文使用逆 PI 模型对其进行补偿, 该模型具有模型精度高, 存在直接逆解的优点。逆 PI 模型虽避免了模型求逆的问题, 但其模型参数仍需离线辨识, 通过离线辨识得到的静态逆 PI 模型由于参数固定, 很难适应复杂的外界环境变化。

为此, 本文提出一种直接逆模型(Direct inverse modeling, DIM)+投影算法(Adaptive projection, AP)

的方法, 首先, 使用逆 PI 模型对系统的迟滞非线性进行补偿, 然后, 使用投影算法实时更新模型参数, 从而获得动态的逆 PI 模型, 可以对外界环境变化做出快速响应, 该控制方法的控制框图如图 13 所示。从图中可以看到, 期望轨迹作为逆 PI 模型的输入, AP 算法通过跟踪误差对模型参数进行实时更新。

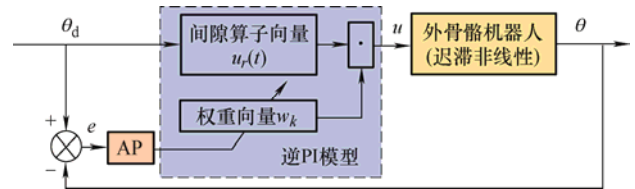


图 13 DIM+AP 算法控制框图

#### 3.3 Prandtl-Ishlinskii 模型与投影算法

本文中所使用的逆 PI 模型为经典的 PI 模型, 由一组间隙算子加权求和获得到, 其中, 间隙算子的描述如下

$$y_R(t) = \max \{x(t) - R, \min[x(t) + R, y_R(t - T)]\} \quad (31)$$

式中,  $x$  与  $y_R$  分别为算子的输入与输出,  $R$  是算子的阈值,  $T$  是系统的采样周期。当  $t=0$  时, 间隙算子可以初始化为

$$y_R(0) = \max \{x(0) - R, \min[x(0) + R, 0]\} \quad (32)$$

在式(31)的基础上, 将多个间隙算子加权求和, 即可获得经典的 PI 模型

$$y(t) = \sum_{i=1}^n W_i \cdot y_{Ri}(t) = \mathbf{W}^T \cdot \mathbf{y}_R(t) \quad (33)$$

式中,  $n$  为模型阶数,  $y$  为模型输出,  $\mathbf{W}=[W_1, \dots, W_n]^T$  与  $\mathbf{y}_R(t)=[y_{R1}(t), \dots, y_{Rn}(t)]^T$  分别为权重矢量与间隙算子矢量。由于 PI 模型的阶数过低会降低控制精度, 阶数过高会增加模型的复杂度, 增加计算时间, 经过反复试错后发现, 当模型精度达到 6 阶以后, 更高的模型阶数对模型精度的影响不大, 故最终选用 6 阶的 PI 模型。

在本课题组前期工作中提出的直接逆模型法框架下进行迟滞补偿<sup>[28-29]</sup>, PI 模型的逆模型结构和 PI 模型一样, 因此, 可以直接从观测数据中辨识出动态的逆 PI 模型, 基于式(31)~(33), 逆 PI 模型的描述如下

$$\begin{cases} u_r(t) = \max \{\theta_d(t) - r, \min[\theta_d + r, u_r(t - T)]\} \\ u(t) = \sum_{i=1}^n w_i \cdot u_{ri}(t) = \mathbf{w}^T \cdot \mathbf{u}_r(t) \end{cases} \quad (34)$$

式中,  $\theta_d$  为模型的输入,  $u(t)$  为模型的输出,  $\mathbf{w}=[w_1, \dots, w_n]^T$  与  $\mathbf{r}=[r_1, \dots, r_n]^T$  分别为逆 PI 模型的



权重矢量与阈值矢量,  $\mathbf{u}_r(t)=[u_{r1}(t), \dots, u_{rm}(t)]^T$  为间隙算子矢量。在本方法中,  $\theta_d$  为期望轨迹,  $\mathbf{u}(t)$  将作为控制信号, 阈值矢量  $\mathbf{r}$  根据各关节的最大旋转角度设置如下

$$r_i = \frac{i-1}{2n} \cdot \theta_{\max} \quad i=1,2,\dots,n \quad (35)$$

为了获得实时变化的逆 PI 模型, 权重矢量使用投影算法实时更新, 更新率为

$$\mathbf{w}(t) = \mathbf{w}(t-T) + \gamma \cdot \frac{\mathbf{u}_r(t-T)}{\|\mathbf{u}_r(t-T)\|_2^2 + \varepsilon} \cdot e(t-T) \quad (36)$$

式中,  $0 < \gamma < 2$  是一个可调增益,  $\varepsilon$  是一个极小的正数, 取值为 0.0001,  $e(t-T) = \theta_d(t-T) - \theta(t-T)$  为上一个采样时刻的跟踪误差。

## 4 实验验证

### 4.1 单关节迟滞补偿实验

对 PAM 驱动的上肢康复外骨骼的三个关节进行单独控制。同时, 为了定量描述控制器的闭环控制效果, 使用均方根误差(RMSE)作为衡量指标, 定义如下

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N [\theta(k) - \theta_d(k)]^2} \quad (37)$$

式中,  $\theta$  是各个关节的旋转角度,  $\theta_d$  是期望轨迹,  $N$  是采样点数。

三个关节同时跟踪 0.05 Hz, 初始幅值  $15^\circ$ , 初始偏移量为  $16^\circ$  的衰减正弦轨迹, 轨迹跟踪结果如图 14 所示, 其中图 14a、14b、14c 分别为肘关节屈伸、肩关节屈伸和肩关节外展的轨迹跟踪结果, 其中, PID 控制器的参数分别设置为: 比例项增益为 0.001, 积分项增益为 0.2, 微分项增益为 0。DIM+AP 算法的增益  $\gamma$  设置为 0.00016。

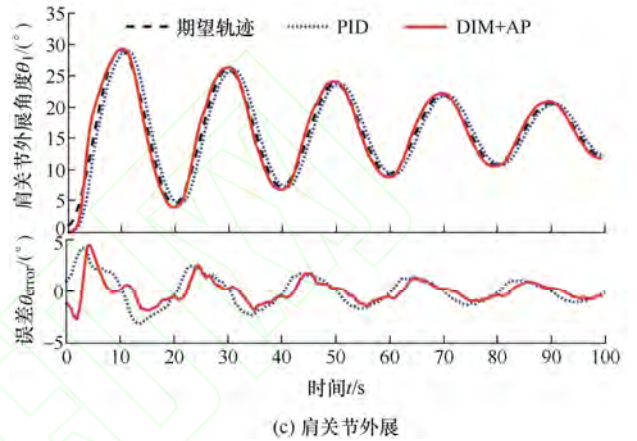
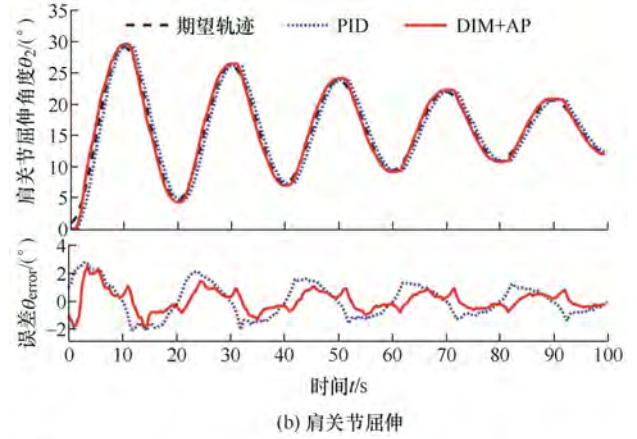
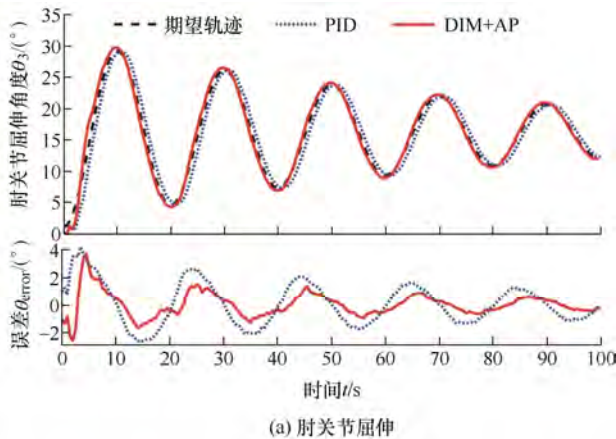


图 14 0.05 Hz 三关节衰减正弦轨迹跟踪结果

从实验结果可以看出, DIM+AP 算法相较于 PID 控制器, 能够快速响应期望轨迹的变化。肩关节外展在使用 DIM+AP 算法和 PID 控制器时的均方根误差分别为  $1.1076^\circ$  和  $1.4834^\circ$ , 肩关节屈伸为  $0.7504^\circ$  和  $1.1826^\circ$ , 肩关节外展为  $0.8678^\circ$  和  $1.4951^\circ$ 。从表 3 的统计数据可以看出, DIM+AP 算法有效降低三个关节的轨迹跟踪误差。

表 3 控制器的均方根误差( $^\circ$ )

	PAM1	PAM2	PAM3
PID	1.4834 $^\circ$	1.1826 $^\circ$	1.4951 $^\circ$
DIM+AP	1.1076 $^\circ$	0.7504 $^\circ$	0.8678 $^\circ$

### 4.2 机器人抗干扰实验

为了验证所提方法的鲁棒性, 让三个关节同时分别跟踪幅值为  $15^\circ$ , 频率为 0.05 Hz 的三角波轨迹, 并在 25 s 左右, 在机器人末端施加干扰, 实验结果如图 15 所示, 其中, 肘关节屈伸、肩关节屈伸和肩关节外展的实验结果分别对应于图 15a、图 15b 和图 15c。可以看到, PID 控制器在受到外部扰动后, 肘关节屈伸发生了较大的超调, 调节时间约 1.5 s, 振荡幅值约为  $3^\circ$ , 相应地, 带动肩关节屈伸和肩关节外展发生了明显震荡。而所提出的 DIM+AP 的方

法在受到外部扰动后,肘关节屈伸能够在 1.2 s 左右消除外界扰动带来的影响,振荡幅值仅为  $1.4^{\circ}$ ,肩关节屈伸和肩关节外展均未产生明显震荡。可见,所提方法相较于 PID 控制器具有更好的鲁棒性。

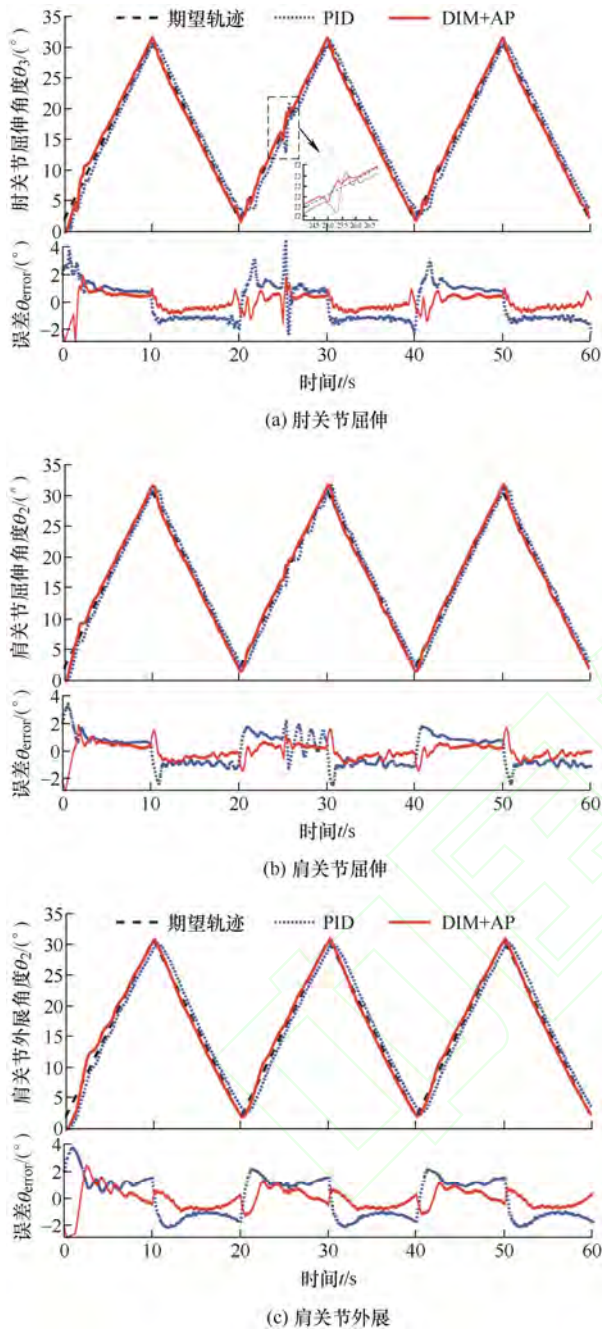


图 15 0.05 Hz 三关节三角波轨迹跟踪结果(25 s 左右在小臂末端施加外部扰动)

## 5 结论

本文开发了一款基于气动人工肌肉(PAM)柔顺驱动的上肢康复外骨骼机器人,并设计了直驱和绳驱相结合的驱动方式,实现了肩关节内收/外展与前屈/后伸,肘关节前屈/后伸三个自由度。紧凑的结构

设计保证了该款外骨骼兼具柔性驱动器的高适应性和刚性结构的运动精度。给出了外骨骼基于改进 D-H 参数的运动学模型,同时建立了基于 PAM 的三元素模型和拉格朗日方法的动力学模型。针对气动人工肌肉本身的迟滞非线性和完整机器人系统的强迟滞非线性,采用了一种将直接逆模型法与自适应投影算法相结合的自适应迟滞补偿方法,无需离线建模与求逆,并在开发的上肢康复外骨骼机器人样机上进行了轨迹跟踪实验,实验结果表明外骨骼可以保证较高的运动精度,能够满足康复需求。未来会对外骨骼进行具体康复任务的规划和实验并基于已有的动力学模型设计能够满足复杂康复需求的控制器。

## 参 考 文 献

- [1] MINAGAWA H, YAMAMOTO N, ABE H, et al. Prevalence of symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears in the general population: From mass-screening in one village[J]. Journal of Orthopaedics, 2013, 10(1): 8-12.
- [2] TANG Z C, YANG H C, ZHANG L K, et al. Effect of shoulder angle variation on sEMG-based elbow joint angle estimation[J]. International Journal of Industrial Ergonomics, 2018, 68: 280-289.
- [3] 李响, 周人龙, 张洪蕊, 等. 上肢机器人对肩袖损伤术后患者的疗效观察[J]. 中国康复, 2022, 37(7): 410-413.
- [4] LI Xiang, ZHOU Renlong, ZHANG Hongrui, et al. Efficacy of upper limb robot in patients after rotator cuff injury[J]. Chinese Journal of Rehabilitation, 2022, 37(7): 410-413.
- [5] FASOLI S E, KREBS H I, STEIN J, et al. Effects of robotic therapy on motor impairment and recovery in chronic stroke[J]. Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation, 2003, 84(4): 477-482.
- [6] XU B G, PENG S, SONG A G, et al. Robot-aided upper-limb rehabilitation based on motor imagery EEG[J]. International Journal of Advanced Robotic Systems, 2011, 8(4): 88-97.
- [7] PIRONDINI, E COSCIA, M MARCHESCHI S, et al. Evaluation of the effects of the arm light exoskeleton on movement execution and muscle activities: a pilot study on healthy subjects[J]. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2016, 13: 9.
- [7] 申慧敏, 葛瑞康, 葛迪, 等. 基于肩部协同运动特征的康复外骨骼设计与人机相容性分析[J]. 机械工程学报, 2022, 58(19): 34-44.
- SHEN Huimin, GE Ruikang, GE Di, et al. Rehabilitation

- exoskeleton design and human-machine compatibility analysis based on shoulder co-movement characteristics[J]. *Journal of Mechanical Engineering*, 2022, 58(19): 34-44.
- [8] 程杨, 潘尚峰. 一种多自由度康复外骨骼机械臂的虚拟分解控制[J]. *机械工程学报*, 2022, 58(09): 21-30.  
CHENG Yang, PAN Shangfeng. Virtual decomposition control of multi-degree-of-freedom rehabilitation exoskeleton robotic arm[J]. *Journal of Mechanical Engineering*, 2022, 58(09): 21-30.
- [9] 宋道志, 王晓光, 王鑫, 等. 多关节外骨骼助力机器人发展现状及关键技术分析[J]. *兵工学报*, 2016, 37(01): 172-185.  
SONG Qiuzhi, WANG Xiaoguang, WANG Xin, et al. Analysis of the development status and key technologies of multi-articular exoskeletons to assist robots[J]. *Acta Armamentarii*, 2016, 37(01): 172-185.
- [10] BOGUE R. Exoskeletons and robotic prosthetics: A review of recent developments[J]. *Industrial Robot-an International Journal*, 2009, 36(5): 421-427.
- [11] KLEIN J, SPENCER S, ALLINGTON J, et al. Optimization of a parallel shoulder mechanism to achieve a high-force, low-mass, robotic-arm exoskeleton[J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2010, 26(4): 710-715.
- [12] CHEN S, CHEN Z, YAO B, et al. adaptive robust cascade force control of 1-dof hydraulic exoskeleton for human performance augmentation[J]. *IEEE-Asme Transactions on Mechatronics*, 2017, 22(2): 589-600.
- [13] VO-MINH T, TIAHJOWIDODO 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.
- [14] TANG Z, ZHANG K, SUN S, et al. An upper-limb power-assist exoskeleton using proportional myoelectric control[J]. *Sensors (Basel)*, 2014, 14(4): 6677-6694.
- [15] XING K X, XU Q, HE J P, et al. a wearable device for repetitive hand therapy[C]//2nd Biennial IEEE RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics. Piscataway, USA: IEEE, 2008: 919-923.
- [16] JIANG X Z, HUANG X H, XIONG C H, et al. position control of a rehabilitation robotic joint based on neuron proportion-integral and feedforward control[J]. *Journal of Computational and Nonlinear Dynamics*, 2012, 7(2): 024502.
- [17] XIONG C H, JIANG X Z, SUN R L, et al. Control methods for exoskeleton rehabilitation robot driven with pneumatic muscles[J]. *Industrial Robot-an International Journal*, 2009, 36(3): 210-220.
- [18] MENG W, LIU Q, ZHANG M M, et al. Compliance adaptation of an intrinsically soft ankle rehabilitation robot driven by pneumatic muscles[C]//IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), F, 2017.
- [19] HUSSAIN S, XIE S Q, JAMWAL P K. Robust nonlinear control of an intrinsically compliant robotic gait training orthosis[J]. *IEEE Transactions on Systems Man Cybernetics-Systems*, 2013, 43(3): 655-665.
- [20] 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. Research status and progress of aerodynamic artificial muscle retardation-creep characteristics[J]. *Journal of System Simulation*, 2018, 30(3): 809-823.
- [21] REYNOLDS D B, REPPERGER D W, PHILLIPS C A, et al. Modeling the dynamic characteristics of pneumatic muscle[J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2003, 31(3): 310-317.
- [22] ZHANG D H, ZHAO X G, HAN J D. Active model-based control for pneumatic artificial muscle[J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2017, 64(2): 1686-1695.
- [23] QU S C, XIA X H, ZHANG J F. Dynamics of discrete-time sliding-mode-control uncertain systems with a disturbance compensator[J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2014, 61(7): 3502-3510.
- [24] ZOU J, YAN P N, DING N Y, et al. Feedback-cascaded inverse feedforward for viscoelastic creep, hysteresis and cross-coupling compensation in dielectric-elastomer actuated XY stages[C]//IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics(AIM), 2017.
- [25] LI Z, SHAN J J, GABBERT U. A direct inverse model for hysteresis compensation[J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2021, 68(5): 4173-4181.
- [26] QIN Y D, TIAN Y L, ZHANG D W, et al. A novel direct inverse modeling approach for hysteresis compensation of piezoelectric actuator in feedforward applications[J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2013, 18(3): 981-989.
- [27] QIN Y D, DUAN H, HAN J D. Direct inverse hysteresis compensation of piezoelectric actuators using adaptive kalman filter[J]. *IEEE Transactions on Industrial*



Electronics, 2022, 69(9): 9385-9395.

- [28] 秦岩丁, 徐圆凯, 韩建达. 气动人工肌肉驱动的肘关节辅助机器人迟滞补偿[J]. 机器人, 2021, 43(4): 453-462.  
QIN Yanding, XU Yuankai, HAN Jianda. Pneumatic artificial muscle-driven elbow assist robot hysteresis compensation[J]. Robot, 2021, 43(4): 453-462.
- [29] QIN Y D, DUAN H. Single-neuron adaptive hysteresis compensation of piezoelectric actuator based on hebb learning rules[J]. Micromachines (Basel), 2020, 11(1): 84.

作者简介: 秦岩丁, 男, 1983 年出生, 博士, 教授, 博士研究生导师。主要研究方向为医疗与康复机器人、微纳操作机器人。

E-mail: qinyd@nankai.edu.cn

范迦得, 男, 2000 年出生, 硕士研究生。主要研究方向为外骨骼机器人。

E-mail: 2120220471@mail.nankai.edu.cn

张浩琦, 女, 1998 年出生, 博士研究生。主要研究方向为医疗机器人。

E-mail: 2120200408@mail.nankai.edu.cn

田孟强, 男, 1972 年出生, 硕士, 主任医师。主要研究方向为骨性关节炎, 肩袖损伤, 医疗机器人。

E-mail: tmjoint@126.com

韩建达(通信作者), 男, 1968 年出生, 博士, 教授, 博士研究生导师。

主要研究方向为医疗机器人、移动机器人。

E-mail: hanjianda@nankai.edu.cn