

面向食指康复的 sEMG 控制 SMA 驱动的外骨骼机器人

武凯¹, 李敦超², 张佳琦²

(1. 山西江阳化工有限公司, 太原 030041; 2. 沈阳理工大学 机械工程学院, 沈阳 110159)

摘要: 为提高食指康复运动的辅助效果, 提出一种基于肌电信号控制的双自由度外骨骼机器人。研究中引入表面肌电信号(surface electromyography, sEMG)控制方法, 构建了双自由度耦合且通过形状记忆合金(shape memory alloys, SMA)丝驱动的机械结构, 设计了手指位移放大机构。通过运动角度范围实验、压力实验及肌电信号强度分析实验验证外骨骼机器人的性能, 结果显示, 外骨骼机器人左右摆动角度最大范围为 $-19.8^{\circ} \sim 18.9^{\circ}$, 掌骨关节屈曲角度最大范围为 $9.5^{\circ} \sim 28.9^{\circ}$, 近指关节最大屈曲角度为 38.2° , 在外骨骼机器人辅助下, 手部受力最大为 3.8 N , 处于安全阈值以内。本文提出的外骨骼机器人具备良好的安全性和动作执行性能, 能够有效改善手部运动障碍。

关键词: 食指康复; 双自由度外骨骼机器人; 表面肌电信号; 形状记忆合金

中图分类号: TP241.3

文献标志码: A DOI:10.3969/j.issn.1003-1251.2025.03.008

sEMG-controlled SMA-driven Exoskeleton Robot for Rehabilitation of Index Finger

WU Kai¹, LI Dunchao², ZHANG Jiaqi²

(1. Shanxi Jiangyang Chemical Co., Ltd., Taiyuan 030041, China; 2. Shenyang Ligong University, Shenyang 110159, China)

Abstract: A dual-degree-of-freedom exoskeleton robot based on myoelectric signal control is proposed in order to improve the assisting effect of index finger rehabilitation exercise. In the study, a surface electromyographic signal (sEMG) control method was introduced, a mechanical structure coupled in two degrees of freedom and driven by shape memory alloy (SMA) wires is constructed, and a finger displacement amplification mechanism was designed. The performance of the exoskeleton robot was verified by motion angle range experiments, pressure experiments and EMG signal strength analysis experiments. The results show that the maximum range of left and right motion angles of the exoskeleton robot is $-19.8^{\circ} \sim 18.9^{\circ}$, the maximum range of flexion angles of the metacarpophalangeal joints is $9.5^{\circ} \sim 28.9^{\circ}$, the maximum flexion angle of the proximal phalangeal joints is 38.2° , and the maximum force of the hand with the assistance of the exoskeleton robot is 3.8 N , which is within the safety threshold value. The exoskeleton robot proposed in this paper possesses good safety and motion execution performance and can effectively improve hand movement disorders.

Key words: rehabilitation of index finger; dual-degree-of-freedom exoskeleton robot; surface electromyographic signals; shape memory alloys

手部活动由前臂和手部肌肉协调实现,承担着日常生活、工作和学习中绝大部分的精细操作任务,是最重要的肢体活动之一^[1]。然而,由于疾病、事故或年龄等因素,有些人面临着手部功能受损或丧失的困境,这不仅严重影响生活质量,还会带来沉重的心理负担。随着现代医疗康复技术的发展,越来越多的患者从中受益,外骨骼机器人也逐渐成为学者们研究的热点。

外骨骼机器人是一种穿戴于人体外的机器人交互系统,通过与肢体和肌肉的配合,可有效辅助肢体运动,帮助手部损伤患者改善运动功能^[2-3]。现有外骨骼可根据其检测系统和结构系统进行归类。按照检测系统的不同可分为直接感应外骨骼和间接感应外骨骼两类:直接感应外骨骼感应方式灵敏,可及时检测到肢体的运动信息;间接感应外骨骼通过压力传感器、位移传感器和弯曲传感器等对穿戴者的运动行为进行检测,间接感知运动意识。典型的间接感应外骨骼有采用弯曲传感器和形状记忆合金(shape memory alloys, SMA)丝实现驱动的外骨骼手套^[4],其执行部分由软手套和 SMA 丝组成。此外,还有下肢外骨骼感知系统^[5],其采用压力传感器反映肢体运动,实现动作意识检测。以上传感器内部组织结构关系复杂,在外界环境下会产生微变,而微变在外界作用消失后的恢复程度因材料或元器件不同而异,从而导致整个系统具有迟滞性^[6]。相比之下,直接感应外骨骼更具直接性和即时性,其通过肌电信号或脑电信号感知人体运动意识,典型的直接感应外骨骼包括基于肌电信号控制的手部外骨骼^[7]和基于脑电信号控制的下肢外骨骼^[8]。基于表面肌电信号(surface electromyography, sEMG)的检测方式可减少信号在传输和处理过程中的失真和延迟,能准确反映肌肉电信号的变化,减弱迟滞性^[9-10]。

按照结构系统的不同,外骨骼可分为单自由度外骨骼和多自由度外骨骼,自由度的选择对外骨骼复杂手势的执行起关键作用。典型的单自由度外骨骼包括用于双侧康复的肌电控制手部外骨骼^[11]和 SMA 驱动的仿人手指^[12],此类外骨骼只能在一个自由度方向运动或者转动,整体运动受限,对精细手势的执行能力略显不足。

针对上述问题,本文设计一种基于 sEMG 控制 SMA 驱动的低延迟外骨骼,采用双自由度耦合连杆作为外骨骼的运动机构,其具备多个可独立运动的关节,这些关节共同决定机械结构的整体

运动能力,并能够增强穿戴者与外骨骼之间的协调性,实现更加复杂的运动形式,满足生活中手指多样化运动形式的需求,进一步增强康复效果。

1 外骨骼结构

外骨骼整体结构由滑轮组机构和手指连杆机构组成。SMA 丝的收缩率因制作工艺、初始预拉伸、使用疲劳等情况会有一些的差异,一般在 4%~8% 范围内^[12],常规 SMA 驱动的外骨骼运动速度缓慢且运动角度较小。为此,设计滑轮组机构来扩大运动响应范围,使用三根 SMA 丝穿过滑轮组机构连接于手指连杆尾部,底部的偏置弹簧固定牵引钢丝绳,钢丝绳贯穿两个手指关节,并固定于指尖位置。图 1 所示为外骨骼整体结构图。

1.1 滑轮组机构

尼龙具有良好的抗冲击性、韧性、耐磨性,故以尼龙作为加工材料。采用 3D 打印技术制作 4 个模块:最左端是固定模块(高 3.5 cm),用于绑定拉紧的 SMA 丝;中间是部署加长 SMA 丝的滑轮块(高 13.5 cm),滑轮(直径 1 cm)和中轴采用强度高、耐磨性好、能承受较大负荷和摩擦的不锈钢材料;滑轮块前后分别安装两块 SMA 丝滑轮导向模块(高 2 cm)。固定板长度 19 cm,部署 SMA 丝总长度 37.5 cm,相比于直线部署方式,本文部署方式下长度增加了 97%,采用的 SMA 收缩率为 6%,收缩长度可达 2.3 cm。

1.2 手指连杆机构

采用 3D 打印技术制作上方连杆结构,该结构具有良好的可靠性、稳定性,承载能力大且不易出现故障。下方为手指关节固定环,固定环下部打孔穿过弹簧牵引钢丝绳,用于实现手指归位,指根位置加入一对碳素钢啮合齿轮,以实现双自由度外骨骼机器人运动。SMA 丝一端固定于连杆机构前端,另一端穿过滑轮组机构固定于固定板上,保证手指动作运行可靠。

2 肌电信号采集系统

2.1 肌肉选择

sEMG 存在于被激活肌肉表面,以微弱的电信号形式呈现,肌电信号控制具有实时、灵活、轻便及安全等优点,应用于多自由度外骨骼的控制中可显著降低迟滞性。手指动作的完成依靠多块肌肉的协调来实现,肌肉的选择影响信号的采集

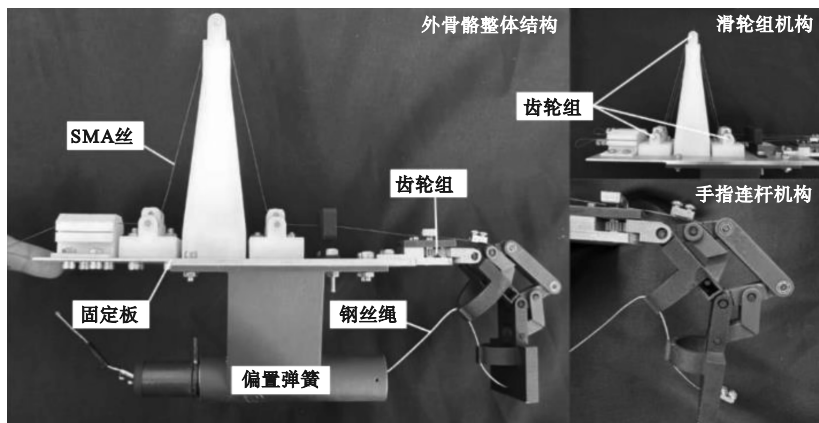


图1 外骨骼整体结构

Fig. 1 The overall structure of exoskeleton

质量,对系统控制具有重要意义。

本文主要研究指部的伸屈,经过测试,指部伸屈动作与肱桡肌、桡侧腕屈肌、尺侧腕屈肌的相关性更高,故选取该三块肌肉用于采集肌电信号。

2.2 表面肌电信号采集与处理

肌电信号采集系统主要包括信号采集模块和数据处理模块两部分,其装置如图2所示。信号采集模块工作电压为9 V,采样频率为1 000 Hz,电压放大倍数为1 000。前端模块进行肌电信号的采集,后端数据处理模块对肌电信号进行滤波和放大等处理,数据通过蓝牙模块传输到计算机。

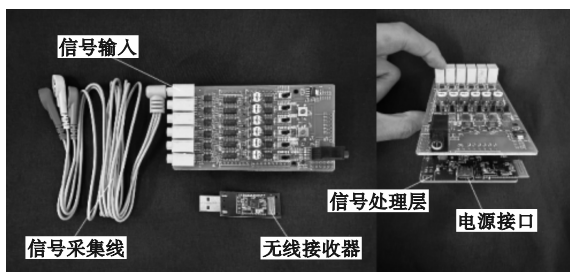


图2 肌电信号采集装置

Fig. 2 Electromyography signal acquisition device

初步采集到的肌电信号含有肌肉运动信息,同时也含有外界以及人体运动伪影等多种干扰噪声,会对真实信息造成掩饰,波形难以解读,需通过滤波提高信号采集效果。因原始肌电信号受交流电路50 Hz工频干扰,需对原始信号进行50 Hz陷波处理。二阶巴特沃斯滤波器的设计稳定,频率响应特性良好,对处于通频带内的信号能较好保持其原始的幅值和相位特性,减少信号的失真,且其电路结构及算法不易受外界因素干扰,可保

证信号的可靠性。人体的肌电信号频率基本分布在0~500 Hz之间,通常噪声频率低于50 Hz或高于150 Hz,故采用二阶巴特沃斯滤波器对原始肌电信号进行带通滤波处理,以去除干扰,处理后的肌电信号依然保持原始肌电信号的特性且信号的毛刺干扰减少。

3 外骨骼机器人控制系统

外骨骼机器人控制系统硬件架构如图3所示。当肢体做出手部动作,肌电信号采集装置对信号进行采集;将采集到的信号传输到信号调理环节进行放大、滤波以及工频陷波;通过蓝牙通信模块与上位机配对,实现实时通信;在上位机中进行预处理、提取特征并识别;将信号发送到控制模块,利用基于短时能量特征的连续手势识别方法对连续的sEMG信号进行处理,将处理结果与模板训练结合分析,准确判断手势动作,实现对外骨骼机器人的动作控制。

外骨骼机器人控制系统如图4所示,图中 L_d 为外骨骼的原始长度。建立手部外骨骼驱动单元数学模型,依此设计外骨骼控制算法,实现系统的半闭环控制,为实现后续功能提供基础。外骨骼驱动单元数学模型用于描述控制系统中输入温度 T 与输出长度 L_o 之间的关系,包括本构模型、动力学模型和输出方程。本构模型是表示SMA应力-应变-温度关系的力学方程,可准确描述SMA的相变过程;动力学模型用于根据当前温度 T 和应力 σ 计算SMA的马氏体体积分数 ξ ;输出方程用于描述输出力 F_o 与SMA丝应力 σ 间的关系。

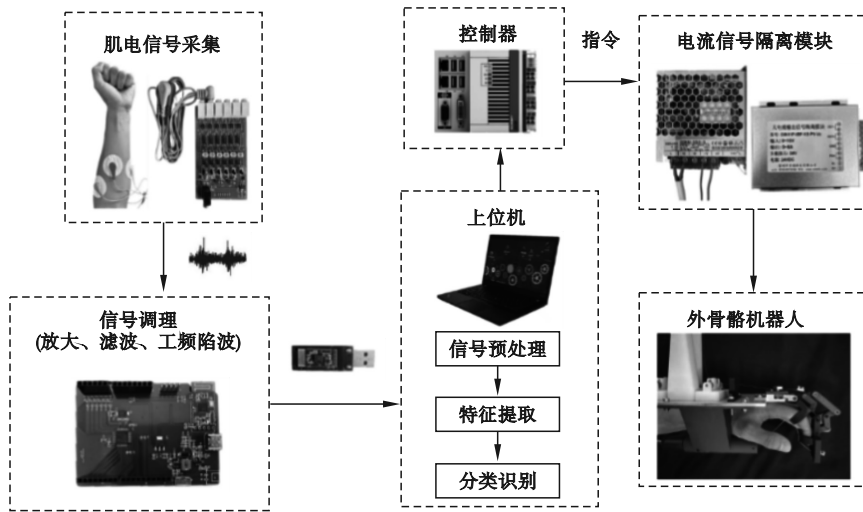


图3 外骨骼机器人控制系统硬件架构

Fig. 3 Hardware architecture of exoskeleton robot control system

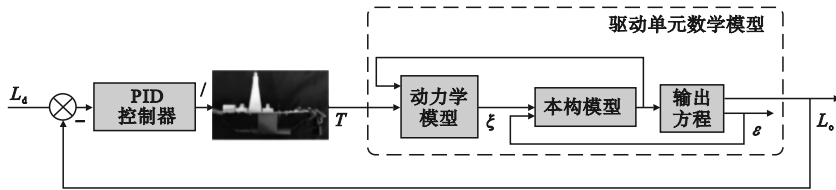


图4 外骨骼机器人控制系统

Fig. 4 Exoskeleton robot control system

本文选择能够准确描述材料相变过程的 Brinson 模型为本构模型。根据 SMA 丝的实时应变 ε 和马氏体体积分数 ξ 计算 SMA 丝的实时应力 σ 的一阶导数^[13], 表达式为

$$\dot{\sigma} = E\dot{\varepsilon} + \Theta\dot{T} + \Omega_s\xi_s + \Omega_T\xi_T \quad (1)$$

式中: T 为温度; E 为弹性模量; Θ 为热弹性系数; Ω_s 为应力诱导相变系数; Ω_T 是温度诱导相变系数; ξ_s 为应力诱导马氏体体积分数; ξ_T 为温度诱导马氏体体积分数。应力诱导相变系数与弹性模量呈线性关系, 表达式为

$$\Omega_s = -\varepsilon_L E \quad (2)$$

式中 ε_L 为最大可恢复应变。弹性模量 E 可表达为

$$E = E_A + \xi(E_M - E_A) \quad (3)$$

式中: E_A 为 SMA 奥氏体的弹性模量; E_M 为 SMA 马氏体的弹性模量。

将式(2)和式(3)代入式(1), 不同初始条件下 $\Omega_T = 0$, 得到本构模型为

$$\dot{\sigma} = [E_A + (\xi_s + \xi_T)(E_M - E_A)]\dot{\varepsilon} + \Theta\dot{T} - \varepsilon_L E \xi_s \quad (4)$$

相变动力学方程是根据当前温度 T 和应力 σ 计算马氏体体积分数 ξ 的转换方程式^[13]。以 T_{Ms}

和 T_{Mf} 表示马氏体相转变开始和结束的温度, 以 η_1 和 η_2 表示马氏体的应力最小值和最大值, $\eta_1 = \sigma_s + C_M(T - T_{Ms})$, $\eta_2 = \sigma_f + C_M(T - T_{Mf})$, 其中 σ_s 和 σ_f 表示 SMA 相变开始和结束时的临界应力, C_M 表示马氏体应力-温度曲线斜率。

当 $T \geq T_{Ms} + \sigma/C_M$, $\eta_1 < \sigma < \eta_2$ 时, 马氏体体积分数计算表达式为

$$\xi_s =$$

$$\frac{1 - \xi_{s0}}{2} \cos \left\{ \frac{\pi}{\sigma_s - \sigma_f} \left[\sigma - \sigma_f - C_M(T - T_{Ms}) + \frac{1 + \xi_{s0}}{2} \right] \right\} \quad (5)$$

$$\xi_T = \xi_{T0} - \frac{\xi_{T0}}{1 - \xi_{s0}} (\xi_s - \xi_{s0}) \quad (6)$$

式中: ξ_{s0} 是初始应力引入的马氏体体积分数; ξ_{T0} 是初始温度引入的马氏体体积分数。

当 $T < T_{Ms} + \sigma/C_M$, $\sigma_s < \sigma < \sigma_f$ 时, 马氏体体积分数计算表达式为

$$\xi_s = \frac{1 - \xi_{s0}}{2} \cos \left\{ \frac{\pi}{\sigma_s - \sigma_f} (\sigma - \sigma_f) \right\} \frac{1 + \xi_{s0}}{2} \quad (7)$$

$$\xi_T = \xi_{T0} - \frac{\xi_{T0}}{1 - \xi_{s0}} (\xi_s - \xi_{s0}) + \Delta T_{\xi} \quad (8)$$

若 $T_{Mf} + \sigma/C_M < T < T_{Ms} + \sigma/C_M$, $\dot{T} - \dot{\sigma}/C_M <$

0, 令 $\alpha_M = \frac{\pi}{T_{Ms} - T_{Mf}}$, 则有

$$\Delta_{T\bar{\xi}} = \frac{1 - \xi_{T_0}}{2} \left\{ \cos[\alpha_M(T - T_{Mf})] + 1 \right\} \quad (9)$$

否则, $\Delta_{T\bar{\xi}} = 0$ 。

以 T_{As} 和 T_{Af} 表示奥氏体相转变开始和结束的温度, 以 η_3 和 η_4 表示奥氏体的应力最小值和最大值, $\eta_3 = C_A(T - T_{Af})$, $\eta_4 = C_A(T - T_{As})$, 其中 C_A 表示奥氏体应力-温度曲线斜率。

$$\text{令 } \alpha_A = \frac{\pi}{T_{Af} - T_{As}}, \text{ 当 } T_{As} < T < T_{Af}, \eta_3 < \sigma < \eta_4$$

时, 奥氏体相变换方程式, 即奥氏体体积分数计算表达式为

$$\xi_{AS} = \frac{\xi_{AS_0}}{2} \left\{ \cos\left[\alpha_A\left(T - T_{As} - \frac{\sigma}{C_A}\right)\right] + 1 \right\} \quad (10)$$

$$\xi_{AT} = \frac{\xi_{AT_0}}{2} \left\{ \cos\left[\alpha_A\left(T - T_{As} - \frac{\sigma}{C_A}\right)\right] + 1 \right\} \quad (11)$$

式中: ξ_{AS} 为应力诱导奥氏体体积分数; ξ_{AT} 为温度诱导奥氏体体积分数; ξ_{AS_0} 为初始应力引入的奥氏体体积分数; ξ_{AT_0} 为初始温度引入的奥氏体体积分数。

外骨骼驱动单元数学模型的输出方程用于计算外骨骼的输出长度 L_o , 计算式为

$$L_o = \frac{F_o}{k_s} \quad (12)$$

式中: F_o 为 SMA 的输出力; k_s 为偏置弹簧的刚度。SMA 的输出力 F_o 与 SMA 丝应力 σ 的关系式为

$$F_o = 2\sigma \cdot A \quad (13)$$

式中 A 为 SMA 丝的横截面面积。

4 实验验证

为测试外骨骼机器人的整体性能和安全运行状态, 通过屈曲和伸展实验验证其是否满足实际运动要求, 通过肢体受力测试考察其辅助安全性, 通过肌电信号强度实验测试采集信号强度, 综合评价手部外骨骼运动状态。受试者为四名上肢健康的成年男性, 年龄为 22 ~ 25 周岁, 对应编号为 A ~ D, 此前受试者未经过任何肌电信号操作训练。

4.1 运动角度范围实验

sEMG 采集电极贴于选取的相关肌肉上, 受试者穿戴手部外骨骼装置, 使其与手部关节保持良好的接触, 且不与手部动作产生干涉。设定手

部外骨骼的参考位置, 在表面肌电信号的控制下逐渐改变手部外骨骼状态。使用 Kinovea 软件测量并记录外骨骼在不同控制状态下的指关节及近指关节屈曲角度和左右活动角度范围。实验要求四名受试者分别执行相关动作, 重复执行三次, 取三次执行动作中的最大变化范围, 结果如表 1 所示。

表 1 受试者测试结果

Table 1 Subject test results (°)

受试者	右摆角度	左摆角度	掌骨关节屈曲角度	近指关节屈曲角度
A	-19.1	18.5	26.4	37.5
B	-19.8	18.9	28.9	38.2
C	-19.5	18.1	28.6	37.9
D	-19.7	18.0	28.5	37.8

实验结果表明, 食指左右摆动角度最大变化范围为 $-19.8^\circ \sim 18.9^\circ$, 掌骨关节屈曲角度变化范围为 $9.5^\circ \sim 28.9^\circ$, 近端指关节相对于第二关节的屈曲角度最大可达 38.2° , 以上动作执行流畅且无奇异点, 所有数据均处于健康人手自然伸屈的正常范围内, 达到了预期运动要求。外骨骼机器人的运动情况如图 5 所示。

4.2 压力实验

利用压力传感器对外骨骼在辅助运动过程中的实际效果进行监测, 将其安装在外骨骼的主要受力手指关节。四名受试者在外骨骼的帮助下执行伸屈动作, 在执行过程中尽可能使外骨骼产生最大的动力辅助, 记录压力传感器数据。

对压力传感器输出的电压数据进行压力换算, 结果如图 6 所示。可见, 外骨骼在屈伸状态下的最大峰值压力为 3.8 N, 最小峰值压力为 2.9 N, 手部承受的最大压力在 4 N 以下, 位于安全阈值内, 实验中产生的最大压力并不会对患者手部造成伤害, 外骨骼能够有效地保证患者手部的安全。

4.3 肌电信号强度实验

图 7 所示为不同情况下的肌电信号滤波结果及信号强度。可见, 当手静止时, sEMG 的强度相对较低; 在没有外骨骼辅助的情况下, 受试者完成手部运动时, sEMG 信号强度随肌肉活动的变化而波动, 差异化明显, 肌电信号采集设备对肌肉活动有较高的敏感度; 在外骨骼辅助的情况下, 当受试者完成相同的手部运动时, sEMG 信号强度明显降低, 且无明显的大差异化信号。肌电信号经

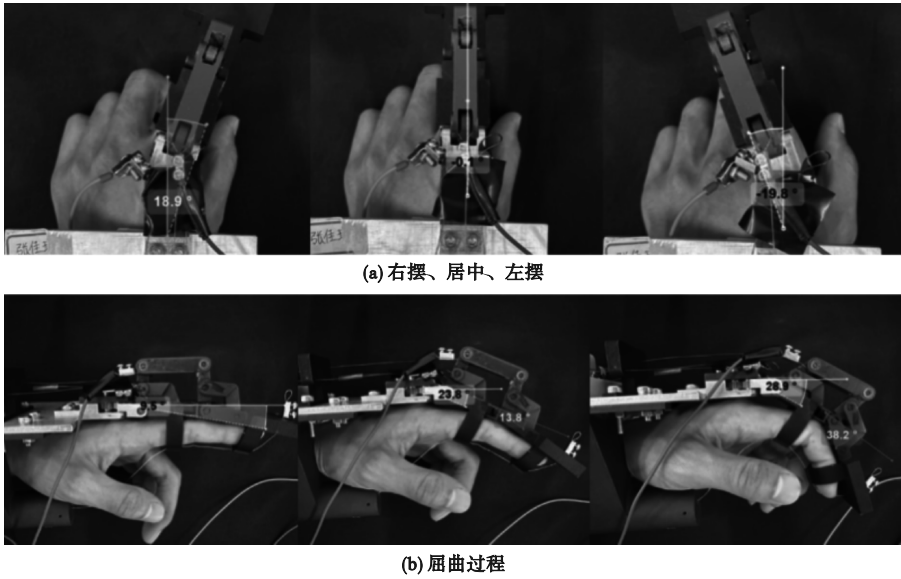


图5 外骨骼机器人整体运动情况
Fig.5 Overall exoskeleton motion

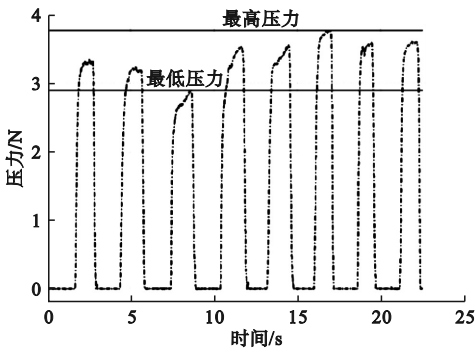


图6 外骨骼压力测试
Fig.6 Exoskeleton stress test

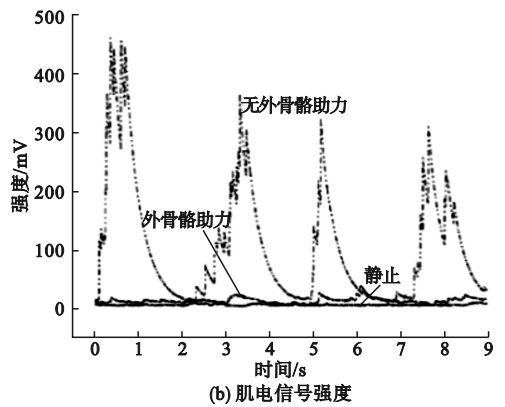


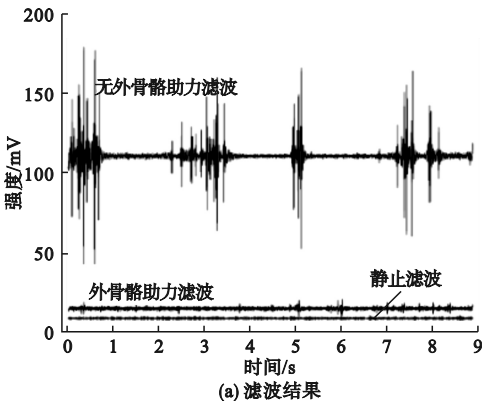
图7 肌电信号滤波结果及信号强度
Fig.7 EMG signal intensity and filter results

滤波处理后,能够清晰展现出肌电信号的原有特征,可以正确反映其强度差异,且有效去除了各类干扰,滤波效果良好。因此,实验中肌电信号强度以及滤波后的肌电信号效果可以满足外骨骼机器人的控制要求,信号有效。

5 结论与展望

提出了一种基于 sEMG 控制 SMA 驱动的手部外骨骼机器人,对外骨骼结构进行了设计优化。通过设计滑轮组,使 SMA 驱动位移放大,加快了执行机构的动作响应,实现了 sEMG 控制的外骨骼机器人双自由度运动的目的。通过实验验证了该手部外骨骼机器人能够满足测试者对手部预期的运动需求,并确保助力时施加在手部的力始终在安全阈值内,消除了设备对患者的潜在危害。此外,对表面肌电信号的分析进一步证明了外骨骼在辅助和支持手部运动方面的有效性,展现了其在康复领域的应用价值。

本文提出的手部外骨骼机器人目前尚在持续优化中,未来将考虑引入其他类型信号融于外骨



(a) 滤波结果

骼控制中,并采用人工智能算法,使其能够自适应学习用户运动习惯,使动作运行更加流畅,以期应用于真实运动障碍患者。

参考文献(References):

- [1] JACOBS-SKOLIK S L, LIANG D, BROOKS D H, et al. A muscle synergy framework for cross-limb reconstruction of hand muscle activity distal to a virtual wrist-level disarticulation[C]//2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC). Montreal, QC, Canada: IEEE, 2020: 3285 - 3288.
- [2] WU N, XIE S Q. Adaptation of hand exoskeletons for occupational augmentation: a literature review[J]. Robotics and Autonomous Systems, 2024, 174: 104618.
- [3] 刘乐远, 闫炳成, 黄经纬, 等. 用于肌肉电信号控制的仿生机械手设计与仿真[J]. 智能计算机与应用, 2021, 11(3): 48 - 51.
- LIU L Y, YAN B C, HUANG J W, et al. Design and simulation of bionic manipulator for EMG control[J]. Intelligent Computer and Applications, 2021, 11(3): 48 - 51. (in Chinese)
- [4] SERRANO D, COPACI D, ARIAS J, et al. SMA-based soft exo-glove[J]. IEEE Robotics and Automation Letters, 2023, 8(9): 5448 - 5455.
- [5] 方略, 袁德宇, 何洪军, 等. 下肢外骨骼机器人足底压力感知系统设计研究[J]. 自动化仪表, 2021, 42(8): 13 - 16.
- FANG L, YUAN D Y, HE H J, et al. Design and research of plantar pressure sensing system for lower limb exoskeleton robot[J]. Process Automation Instrumentation, 2021, 42(8): 13 - 16. (in Chinese)
- [6] 李清东, 张孝功, 任章. FADS 压力传感器延迟补偿[J]. 航天控制, 2008, 26(6): 12 - 15.
- LI Q D, ZHANG X G, REN Z. The time delay compensation method for the pressure sensors of FADS[J]. Aerospace Con-

trol, 2008, 26(6): 12 - 15. (in Chinese)

- [7] DE LA CRUZ-SÁNCHEZ B A, ARIAS-MONTIEL M, LUGO-GONZÁLEZ E. EMG-controlled hand exoskeleton for assisted bilateral rehabilitation[J]. Biocybernetics and Biomedical Engineering, 2022, 42(2): 596 - 614.
- [8] AL-QURAIISHI M S, ELAMVAZUTHI I, DAUD S A, et al. EEG-based control for upper and lower limb exoskeletons and prostheses: a systematic review[J]. Sensors, 2018, 18(10): 3342.
- [9] 付强, 张志辉, 张松源, 等. 基于表面肌电信号的上肢外骨骼康复训练系统设计[J]. 北京生物医学工程, 2024, 43(1): 29 - 34.
- FU Q, ZHANG Z H, ZHANG S Y, et al. sEMG-based design of an upper limb exoskeleton rehabilitation training system[J]. Beijing Biomedical Engineering, 2024, 43(1): 29 - 34. (in Chinese)
- [10] LIM H K, LEE D C, MCKAY W B, et al. Analysis of sEMG during voluntary movement—part II: voluntary response index sensitivity[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2004, 12(4): 416 - 421.
- [11] CISNAL A, PÉREZ-TURIEL J, FRAILE J C, et al. RobHand: a hand exoskeleton with real-time EMG-driven embedded control. Quantifying hand gesture recognition delays for bilateral rehabilitation[J]. IEEE Access, 2021, 9: 137809 - 137823.
- [12] 郝丽娜, 郭少飞, 陈洋. 基于 SMA 丝驱动的仿人手指传动结构设计与研究[J]. 机械传动, 2017, 41(2): 104 - 107.
- HAO L N, GUO S F, CHEN Y. Transmission structure design and research of humanoid finger based on the SMA wire drive[J]. Journal of Mechanical Transmission, 2017, 41(2): 104 - 107. (in Chinese)
- [13] BRINSON L C, LAMMERING R. Finite element analysis of the behavior of shape memory alloys and their applications[J]. International Journal of Solids and Structures, 1993, 30(23): 3261 - 3280.

(责任编辑:宋颖韬)

(上接第52页)

- [13] LIU X, NIE H Y, LI D C, et al. High-fidelity and curvature-continuous path smoothing with quadratic Bézier curve[J]. IEEE Transactions on Intelligent Vehicles, 2024, 9(2): 3796 - 3810.
- [14] BERGLUND T, BRODNIK A, JONSSON H, et al. Planning smooth and obstacle-avoiding B-spline paths for autonomous mining vehicles[J]. IEEE Transactions on Automation Science and Engineering, 2010, 7(1): 167 - 172.
- [15] DOLGOV D, THRUN S, MONTEMERLO M, et al. Path

planning for autonomous vehicles in unknown semi-structured environments[J]. The International Journal of Robotics Research, 2010, 29(5): 485 - 501.

- [16] WU Y, ZHANG M H, WU Y, et al. Obstacle-inflation-free global path planner for mobile inspection robots in constrained industrial environments[C]// 2024 IEEE 13th Data Driven Control and Learning Systems Conference. Kaifeng, China: IEEE, 2024: 17 - 19.

(责任编辑:宋颖韬)