•机械工程•

DOI:10.12454/j.jsuese.202400533

本刊网刊

柔性可穿戴康复手套的设计和实验

韩亚丽,李　杨,朱晓军,王俊杰

(南京工程学院 机械工程学院,江苏 南京 211167)

摘　要:在康复机器人研究领域,平衡驱动器的输出性能与装置的穿戴便捷性是当前的一项重要的课题,柔性驱动器因其能量密度较高且具有良好的生物顺应性,为小型轻量化辅助设备的设计提供了可行路径。针对传统康复手套结构复杂、体积大、笨重等问题,设计一种由形状记忆合金(SMA)丝驱动的手部柔性康复手套。首先,根据SMA的电热驱控特征,搭建性能测试平台,分析SMA丝在不同条件下的驱动特性,验证SMA丝作为驱动器在柔性康复手套中的可行性;接着,基于人手骨骼运动机理和手部康复需求分析,设计可穿戴柔性康复手套;然后,建立手部康复装置的控制模型,根据SMA丝自感知特性,设计前馈控制和基于位移反馈的比例–积分–微分(PID)控制策略,并仿真分析不同输入信号下SMA丝驱动器的控制效果,验证控制模型对非线性驱动过程的调节能力;最后,搭建了样机实验平台,进行主被、动康复训练和辅助抓握实验。实验结果表明,该柔性康复手套可以满足手部关节的屈/伸康复运动,且在镜像同步实验中表现出一定的响应一致性,证明本文提出的基于SMA丝的柔性驱动可穿戴康复手套具备较好的康复和助力效果,在轻量化康复辅助装置中具备一定的应用潜力。

关键词:康复手套;柔性驱动器;形状记忆合金丝;电热驱动

中图分类号:TH772;TP242.6　　**文献标志码:**A　　**文章编号:**2096-3246(2026)03-0317-13

柔性康复手套是通过柔性驱动器,如形状记忆合金(SMA)、气动肌肉或聚合物人工肌肉,模仿人体肌腱和肌肉的工作原理,产生驱动力带动手指弯曲、伸展或抓握,帮助因疾病(如中风)导致手部功能障碍的患者恢复抓握、手指弯曲和伸展能力。相关研究表明,结合先进材料技术与人体工程学原理,柔性驱动器及相关仿生结构得到快速发展[1–2],以此为基础开发的柔性康复手套展现出巨大潜力[3–5],为康复治疗开辟了全新路径。

康复手套根据驱动方式分可为刚性驱动和新型材料驱动器驱动。传统康复手套通常以电机和气压等为驱动器,存在体积大、质量大、柔顺性差等缺陷。Li等[6]对一款由电机驱动的康复手套开展研究,该手套由背包中的伺服电机驱动电缆系统提供动力,虽能辅助手部运动和康复训练,但驱动源系统庞大、笨重,未考虑患者穿戴的舒适性。Suulker等[7]提出一种新型柔性织物驱动器,采用编织弹性带和单向拉伸织物,实现康复手套在低气压下完整的弯曲运动,这种驱动器具有应用于触觉反馈和个性化手套的潜力,为柔性机器人领域的进一步研究和应用提供了新的视角。此外,研究者从气压驱动[8–9]和液压驱动[10]等不同驱动方式[11–13],开展康复康复手套的相关研究,然而大多存在驱动结构复杂或无法精确控制等问题。为解决这些问题,研究者开始探索SMA等新型材料驱动方式。Sui等[14]设计一种基于SMA弹簧驱动的柔性康复手套,其驱动系统灵感源于类肌肉–肌腱结构,以SMA弹簧为动力源,借助具有多级力放大功能的绳索机制,将SMA的形变传递至手套,实现手指弯曲和伸展动作,可进行精细动作训练;但该手套多传感与驱动单元集成度较高,整体结构与布线相对繁琐,长期佩戴的轻量化与穿戴便捷性仍有小幅优化空间,SMA驱动受冷热循环特性影响,连续康复训练时的动作复位响应效率可进一步提升,且对高肌张力患者的适配性有待完善。Serrano等[15]设计一种基于SMA丝驱动的康复手套,该驱动器质量小、体积小,易于绑缚于手臂,

收稿日期:2024 – 07 – 09　　**修回日期:**2024 – 11 – 23　　**网络出版日期:**2025 – 03 – 24

基金项目:国家自然科学基金项目(52375292);江苏省研究生科研与实践创新计划项目(SJCX23_1170)

作者简介:韩亚丽(1978—),女,教授,博士. 研究方向:外骨骼机器人技术及智能控制. E-mail: s966237@163.com

但因在特定尺寸手套上缝合穿线，限制了患者手部尺寸。张瑛如[16]研究一种基于电机反馈的柔性康复手套，通过比例–积分–微分（PID）控制实现手指的弯曲驱动，具有较好的康复效果，但其控制模型增加了系统的响应时间。综上可知：传统的康复手套驱动系统庞大、笨重，增加患者负担且不易于携带；新型材料驱动的柔性康复手套，存在抓握稳定性不足、尺寸适配性差等问题，康复效果不佳。

基于现有的研究，为了提高康复手套的适配性和人机交互能力，针对老年偏瘫患者的手部康复需求，本文根据手指的肌肉骨骼结构和动作机理，开发一种柔性无关节结构的康复手套，采用新型材料 SMA 丝，模拟手指自然运动，通过控制 SMA 丝的加热和冷却实现手指屈伸运动和抓握功能。与传统刚性康复手套不同，本文提出的轻量化且高柔顺性的驱动方案显著降低了驱动系统的体积和质量；本文设计的可调节指套结构和基于多传感器融合的驱动控制系统，能有效辅助偏瘫患者的手指康复训练。

1 康复手套机构的设计

作为康复手套机器人的末端执行器，指套设计决定了康复效果[17–19]，其结构应符合人手生物学特性。人手屈伸运动由远端指间关节、近端指间关节、掌指关节转动完成。其中：拇指需考虑远端指间关节和掌指关节 2 个自由度，设 2 个旋转副；其余手指则需考虑 3 个关节自由度，设 3 个旋转副。表 1 为柔性康复手套的指套机构设计性能指标。

表 1 柔性康复手套的指套机构设计性能指标

Tab. 1 Finger sleeve mechanism design performance indicators of flexible rehabilitation glove

性能指标	要求
结构	紧凑、贴合人手且可调尺寸
总质量	小于 100 g
关节自由度	拇指屈伸方向下的 2 个自由度， 其余手指屈伸方向下的 3 个自由度
运动角度范围	人手运动范围 80% 以上

日常生活中，拇指、食指和中指是完成屈伸运动和抓握的主要手指，因此康复手套的设计重点放在这 3 个手指上[20]。根据指套机构的性能指标，设计手部指套机构和驱动器结构。图 1 为柔性康复手套机构模型。手部指套机构如图 1(a)所示，可根据患者手部尺寸调节松紧，并自由设置固定位置，适配不同手指长度。图 1(b)为限位结构，展示了手背上的牵引线限位收紧装置，限位孔口直径略小于牵引线，确保牵引线收紧前端指套引出的线。手腕处还设置了限位收紧机构，确保牵引线保持紧绷状态，从而最大化 SMA 丝驱动器的驱动行程，扩展屈伸范围。

驱动器作为柔性康复手套的动力源，不仅为康复手套提供动力，还直接影响其整体布局。驱动器结构如图 1(c)所示，采用双向并联绕线方式，通过阵列 SMA 驱动器拉动套索线，驱动手指进行康复运动。双向并联的布丝方式不仅增强了输出力矩，也提高了 SMA 丝的有效行程，确保提供足够的动力支撑。整体机构模型如图 1(d)所示。

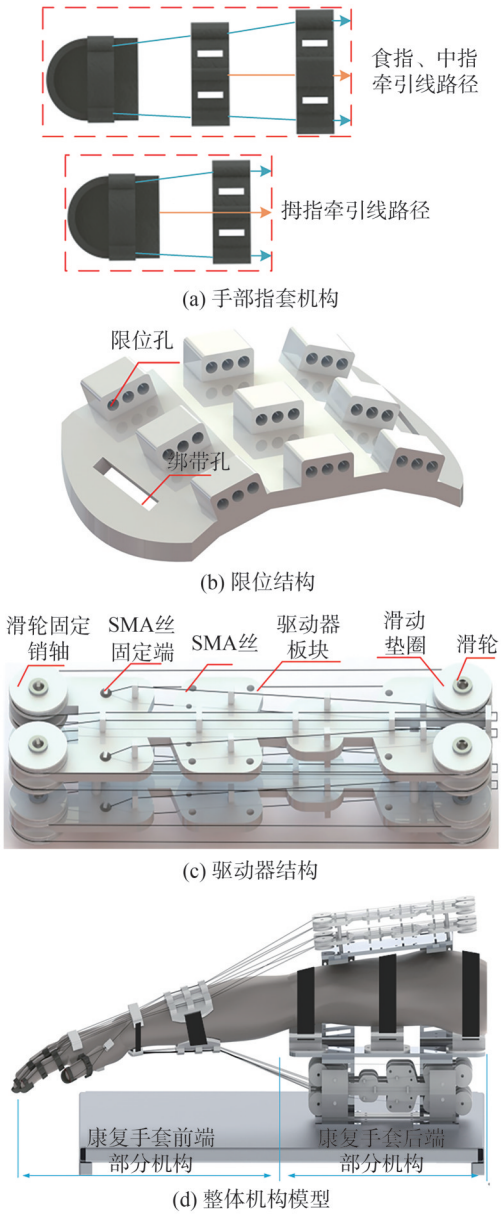


图 1 柔性康复手套机构模型

Fig. 1 Flexible rehabilitation glove mechanism model

2 SMA 丝的驱动特性实验

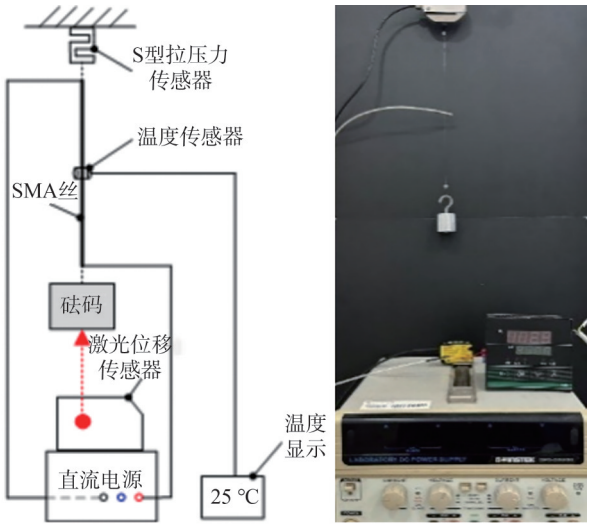
形变、输出力及循环寿命等[21]是 SMA 材料的重要性能指标。表 2 为 SMA 丝参数。为了研究电流和温

度对SMA丝收缩量和收缩力的影响，搭建了电热性能测试平台，对SMA丝的驱动性能进行实验分析。该平台主要由多种传感器、直流电源和上位机组成，可对实验过程中的输出数据进行实时检测和记录。图2为电热性能测试平台。

表2　SMA丝参数

Tab. 2　Parameters of SMA wire

性能	参数
化学成分	Ti、Ni、O、H、C
熔点/℃	1 310
密度/(g·cm^{-3})	6.45
拉伸强度/MPa	895
电阻率/(Ω·m)	75×10^{-6}（常温）



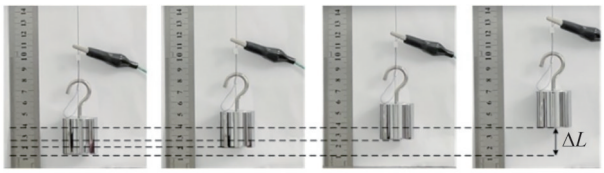
(a) 示意图　　(b) 实物图

图2　电热性能测试平台

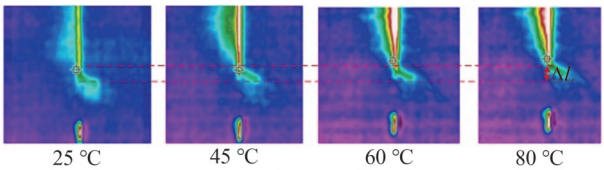
Fig. 2　Electric and thermal performance test platform

2.1　SMA丝电热性能分析

为了评估SMA丝提升重物的能力，在SMA丝的一端悬挂重物，通过施加方波功率进行实验。由实验结果可知，SMA丝能够提起质量约为自身质量200倍的标准重物。图3为SMA丝的收缩过程。重物上升过程如图3(a)所示；驱动过程中的温度变化通过红外热像仪记录，温度变化均匀，如图3(b)所示。



(a) 重物上升的过程

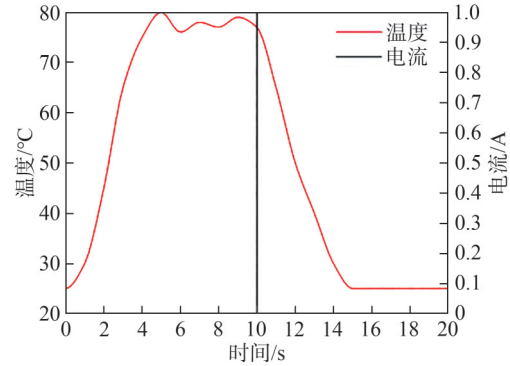


(b) SMA丝表面的红外热像图

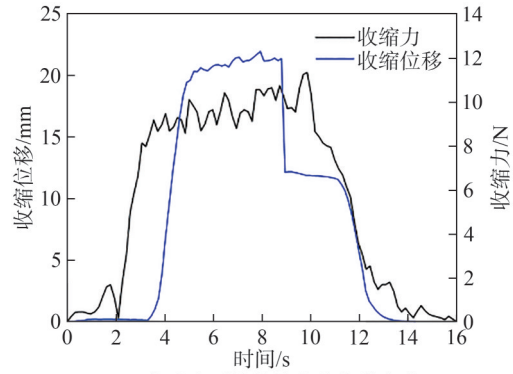
图3　SMA丝的收缩过程

Fig. 3　Shrinkage process of SMA wire

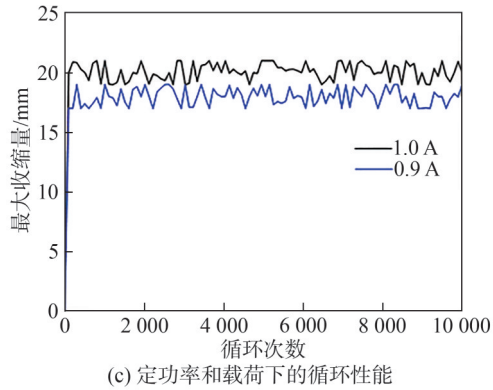
SMA丝的收缩力、收缩位移与温度之间存在密切关系。图4为电热性能测试结果。由图4(a)可见，在定功率加热条件下，SMA丝温度随加热时间快速升高，在达到相变温度区间后进入稳定平台期，维持在最大相变温度附近，为马氏体向奥氏体的充分相变提供了稳定的温度条件。由图4(b)可见，经过10^{4}次周期实验后，其最大收缩量没有明显降低，而是维持在一定范围内波动，表明SMA丝有较好的循环寿命。



(a) 定功率下的温度变化



(b) 定功率下的收缩力和位移变化



(c) 定功率和载荷下的循环性能

图4　电热性能测试结果

Fig. 4　Electric heating performance test results

2.2　SMA丝的驱动特性分析

为研究SMA丝在不同输入电流下的形变能力，进行定载荷变电流驱动特性实验和定功率变载荷实验，

以便为SMA丝驱动器的设计提供依据。

图5为不同电流下SMA丝的收缩力和位移变化。由图5可见：SMA丝在不同电流下的收缩力和收缩位移表现出相似的变化趋势。SMA丝在电流变化的瞬间表现出形状记忆效应。随着电流的增加，应变逐渐趋于最大值，且保持稳定，达到了一种热平衡状态。

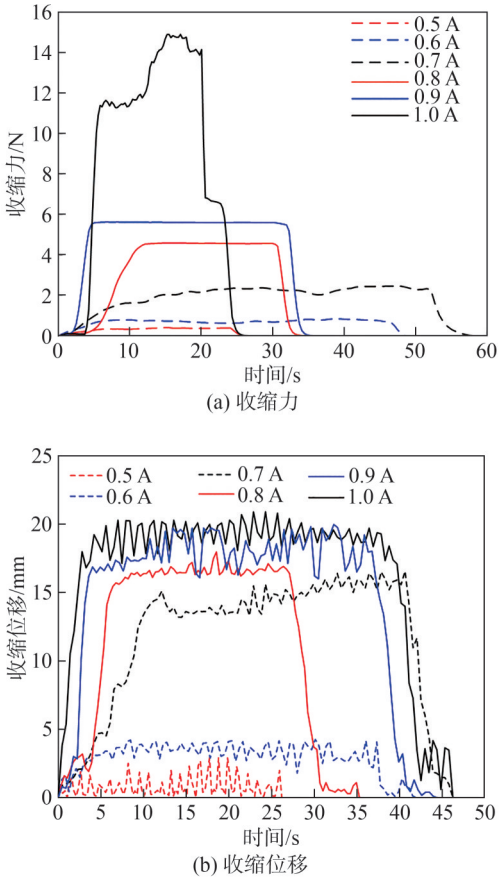


图5 不同电流下SMA丝的收缩力和位移变化

Fig. 5 Contraction force and displacement changes of SMA wires under different currents

图6为不同电流下SMA的形变率。由图6可见：在电流从0.5 A逐渐增加到1.0 A时，形变率变化明显，且呈现出随电流增大而增长的趋势。在小电流区间(0.5～0.7 A)，形变率的变化相对不明显。在电流达到0.9 A时，形变率开始趋于稳定，SMA丝达到一种稳定的形变状态，形变率最大可达4.4%。

对SMA丝进行定功率变载荷实验，图7为不同驱动负载下SMA的形变率。由图7可见，施加不同的负载对SMA丝产生的最大形变量没有太大影响，SMA丝的形变具有相似的变化趋势，但适当增加负载可以提高SMA丝的响应速度。

根据上述实验，可以得出SMA丝驱动形变的规律，采用较大的输入电流和负载可以使SMA丝更快达到最大形变和输出力，并保持稳定，为SMA丝的驱动应用提供了思路。

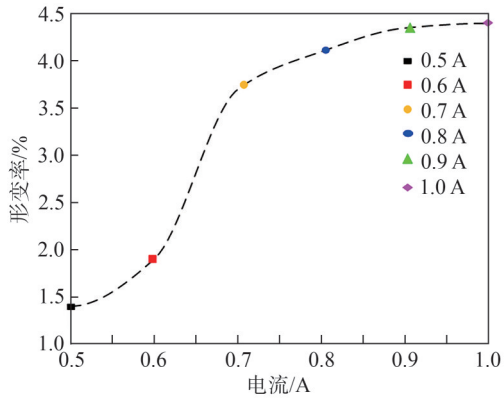


图6 不同电流下SMA的形变率

Fig. 6 Strain of the SMA wire under different currents

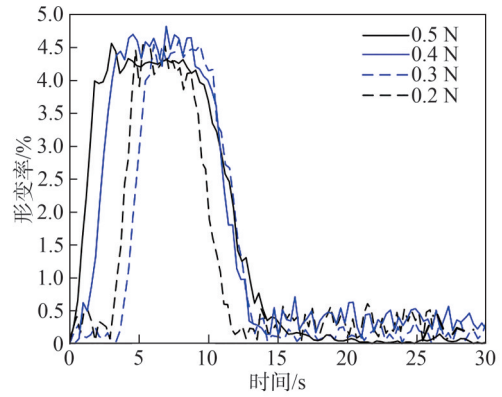


图7 不同驱动负载下SMA的形变率

Fig. 7 Deformation rates of the SMA wire under different loads

3 SMA丝的控制模型

SMA丝的驱动模型包括相变模型[22]、本构模型[23]、电热驱动模型[24]和具有自传感功能的电阻模型[25]，这些模型以非线性热力耦合相互关联。图8为SMA丝驱动模型关系框图。图8中，σ为应力，$\dot{\sigma}$为应力变化率，ζ为马氏体体积分数，$\dot{\zeta}$为马氏体相变速率，ε为应变，T为温度，$\dot{T}$为温度变化率，I为驱动电流，R为电阻。

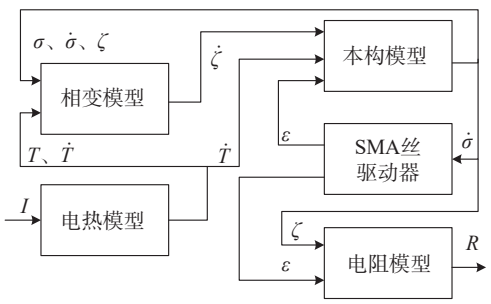


图8 SMA丝驱动模型关系框图

Fig. 8 SMA wire drive model relationship block diagram

在不同的温度和应力下，SMA具有3种不同的晶体结构[26]。根据SMA晶体结构和相变转化过程，建立相变模型和本构模型。通电加热后，其相变过程为马氏体

向奥氏体的转变，即逆相变过程，其逆相变模型为：

$$\zeta=\frac{\zeta_{\mathrm{M}}}{2}\left[\cos\left(a_{\mathrm{A}}\left(T-T_{\mathrm{As}}\right)+b_{\mathrm{A}}\sigma\right)+1\right] \tag{1}$$

式中，ζ_{M}为相变发生前的初始马氏体体积分数，a_{A}为奥氏体相变材料常数，T_{As}为奥氏体相变起始温度，b_{A}为应力影响系数。

当SMA散热冷却时，奥氏体向马氏体的正相变模型为：

$$\zeta=\frac{1-\zeta_{\mathrm{A}}}{2}\cos\left[a_{\mathrm{M}}\left(T-T_{\mathrm{Mf}}\right)+b_{\mathrm{M}}\sigma\right]+\frac{1+\zeta_{\mathrm{A}}}{2} \tag{2}$$

式中，ζ_{A}为相变发生前的初始奥氏体体积分数，a_{M}为马氏体相变材料常数，T_{Mf}为马氏体相变终了温度，b_{M}为马氏体相变阶段应力影响系数。

加热或者冷却时相变完成，超出开始和结束的特征转变温度就不会发生后续相变，从而导致$\zeta=0$。

SMA的本构模型描述了晶体内部状态[27-28]，即应变、应力和温度之间的关系，SMA的一维热-力-相变耦合本构模型如下：

$$\sigma-\sigma_0=D(\zeta)\varepsilon-D(\zeta_0)\varepsilon_0+\Omega(\zeta)\zeta-E(\zeta_0)\zeta_0+\Theta(T-T_0) \tag{3}$$

式中：σ_0为初始应力；$\Omega(\zeta)$为相变应力系数；$D(\zeta_0)$为初始状态下的弹性模量；ζ_0为初始马氏体体积分数；$E(\zeta_0)$为热膨胀系数；Θ为热弹性算子；T_0为初始温度；ε_0为初始应变；$D(\zeta)$为SMA的弹性模量，其表达式如下。

$$D(\zeta)=D_{\mathrm{a}}+(D_{\mathrm{m}}-D_{\mathrm{a}})\zeta \tag{4}$$

式中，D_{a}为奥氏体状态下的弹性模量，D_{m}为马氏体状态下的弹性模量。

根据本构模型（式(3)）和弹性模量（式(4)）的关系，SMA的电阻率ρ可表示为：

$$\rho=\rho_{\mathrm{a}}+\zeta(\rho_{\mathrm{m}}-\rho_{\mathrm{a}}) \tag{5}$$

式中，ρ_{a}为奥氏体状态下的电阻率，ρ_{m}为马氏体状态下的电阻率。

通过热力学公式和欧姆定律，即可建立SMA丝驱动器电热模型：

$$c_p m\frac{\mathrm{d}T_{\mathrm{sma}}}{\mathrm{d}t}+h_{\mathrm{c}}A_{\mathrm{c}}\left(T_{\mathrm{sma}}-T_0\right)=I^2R \tag{6}$$

式中，c_p为SMA丝的比热容，m为SMA丝的质量，T_{sma}为当前SMA丝的温度，t为时间，h_{c}为对流换热系数，A_{c}为有效散热表面积。

为了实现高度跟随预期目标，结合上述SMA丝的驱动模型，建立以位移为反馈信号的PID控制模型。用PID控制器进一步降低系统的非线性程度和迟滞性。图9为基于位移反馈的PID控制模型框图。

利用MATLAB Simulink软件进行仿真分析，分别选取随时间变化的正弦波和锯齿波电流作为输入，可以得到电流–时间–温度耦合关系曲线。图10为不同波形电流输入下的温度变化。

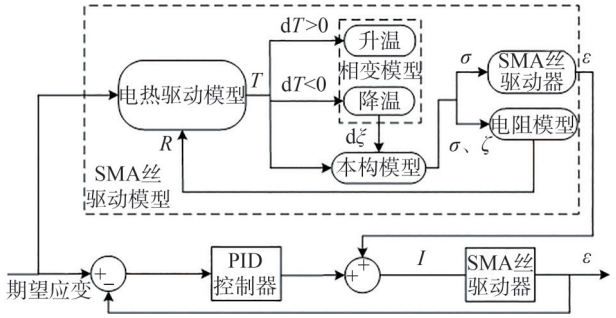


图9　基于位移反馈的PID控制模型框图

Fig. 9　Block diagram of PID control model based on displacement feedback

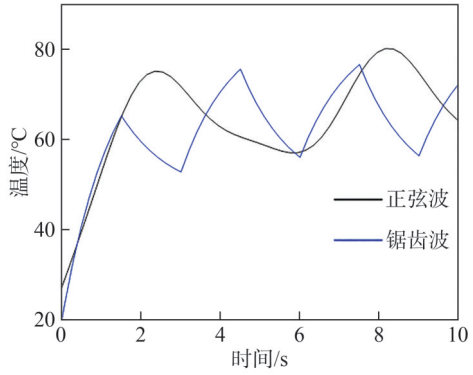


图10　不同波形电流输入下的温度变化

Fig. 10　Temperature changes under different waveform current inputs

由图10可见：当不同波形电流输入SMA驱动模型时，输出温度峰值稳定在80 ℃左右，此时达到了SMA相变温度。由不同波形的升温、降温趋势可见，SMA丝达到相变温度所需的时间较短，散热冷却时间较长。

在SMA驱动模型的基础上，设置PID控制模型，输入信号分别为正弦波和方波信号，对应变位移进行跟踪控制。图11和12分别为基于位移反馈的PID控制输出结果和误差。由图11和12可见，在输入方波和正弦波信号的预期应变下，跟随误差较小，只有在初始点和信号转折点处有较大的误差，且能快速跟随到预期值。结果表明，基于位移反馈的PID控制模型，控制精度较高，响应速度较快。

为了进一步验证基于位移反馈的PID控制效果，对单指进行了控制实验，将设定预期的弯曲角度与实际弯曲的角度进行比较。图13为手指驱动实验平台。

图14为基于位移反馈的PID闭环控制与开环控制下的手套弯曲角度响应对比。由图14可见，在开环控制下，手指在SMA丝收缩力的牵引下，最终弯曲角度约为80°，无法稳定维持在设定的目标角度。引入闭环控制后，当手指弯曲角度达到目标角度范围时，系统会通过检测到的位移（角度）值进行反馈，保持手指弯曲角度在预定范围内仅有微小波动。结果表明，基于位移反馈的PID控制效果良好。

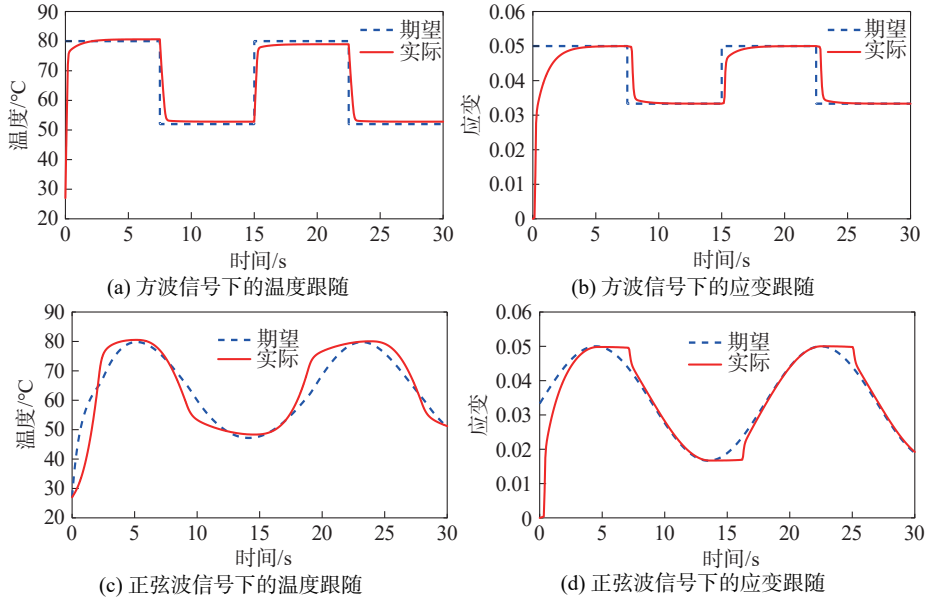


图 11 基于位移反馈的 PID 控制输出结果

Fig. 11 PID control output results based on displacement feedback

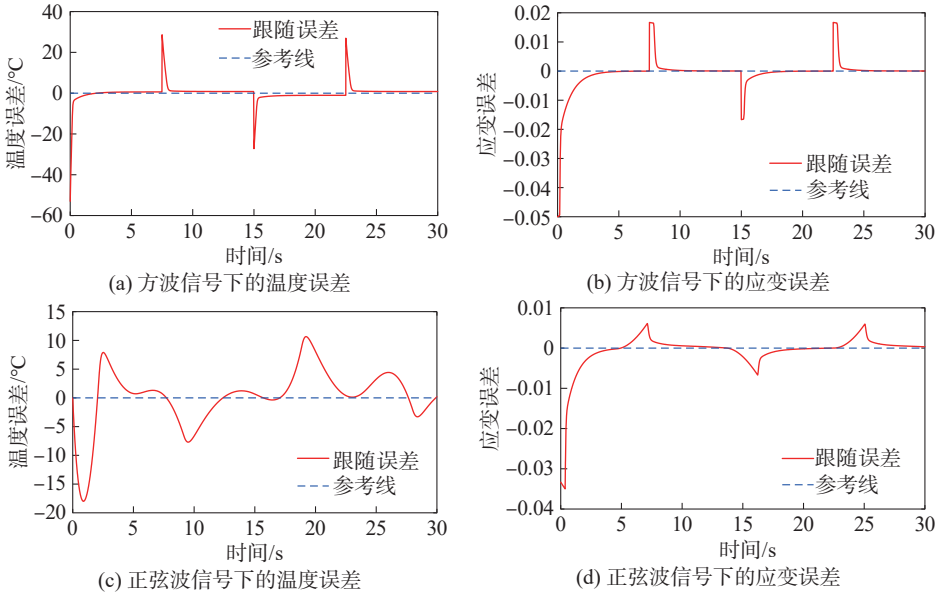


图 12 基于位移反馈的 PID 控制输出误差

Fig. 12 Output error of PID control based on displacement feedback

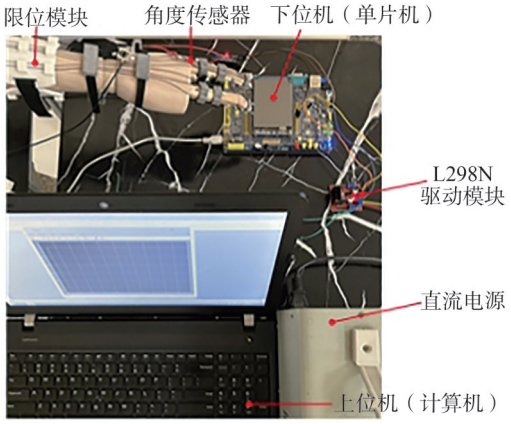


图 13 手指驱动实验平台

Fig. 13 Finger drive experiment platform

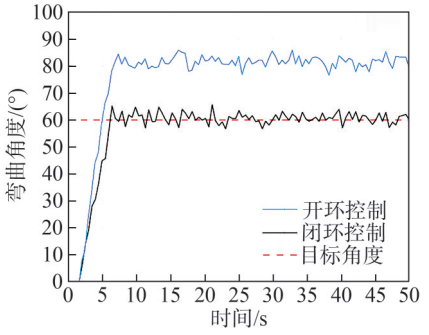


图 14 基于位移反馈的 PID 闭环控制与开环控制下的手套弯曲角度响应对比

Fig. 14 Comparison of glove bending angle responses under pid closed-loop control with displacement feedback and open-loop control

4　柔性康复手套的性能测试

图 15 为柔性康复手套样机实验平台。康复手套样机的整体质量约为 1.8 kg。康复手套样机中：SMA 丝驱动部分由手臂支撑机构承担，支撑机构固定于桌面上；指套机构穿戴在患者手上，指套质量为 32.8 g，结构紧凑，不增加手部负担。驱动控制模块由上位机、下位机、SMA 丝驱动板和传感器组成，负责驱动康复手套进行连续的主、被动康复训练和辅助抓握。

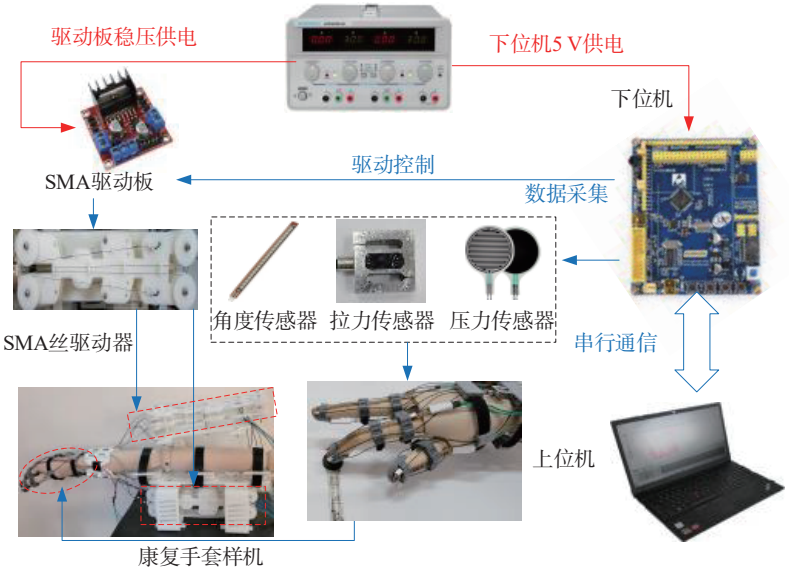


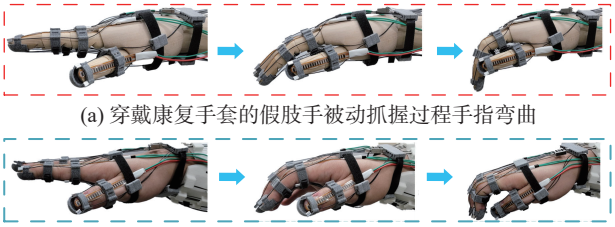
图 15　柔性康复手套样机实验平台

Fig. 15　Flexible rehabilitation glove prototype experimental platform

4.1　主被动康复训练实验

选择 5 名实验志愿者，年龄为 20～25 岁，身高为 160～175 cm，体重为 50～70 kg。根据上位机界面中预置的康复训练模式，选择拉伸和抓握功能进行被动康复训练，通过程序制定的预期弯曲角度，测试不同志愿者穿戴康复手套的抓握和拉伸效果。

假肢手可用于模拟患者无自主运动能力的手指训练；人手实验可以验证康复手套的实际穿戴效果和性能。图 16 为主被动抓握康复训序列图。



(a) 穿戴康复手套的假肢手被动抓握过程手指弯曲

(b) 穿戴康复手套的人手主动抓握过程手指弯曲

图 16　主被动抓握康复训练序列图

Fig. 16　Active and passive grasping rehabilitation training sequence diagram

图 17 为抓握运动下的手指弯曲角度曲线图。图 17 中，根据上位机预设的抓握康复模式，使用假肢手（被动康复训练）和人手（主动康复训练）分别穿戴康复手套进行了实验。图 17(a) 为假肢手手指弯曲曲线，可见：从 3 s 开始，假肢手的 3 根手指逐渐弯曲；6 s 后，各手指趋于最大弯曲角度。食指的弯曲角度最大，能达到 75°；中指的最大弯曲角度为 67°。由于假肢手的结构特征，拇指不能完全弯曲，最大弯曲角度为 32°。

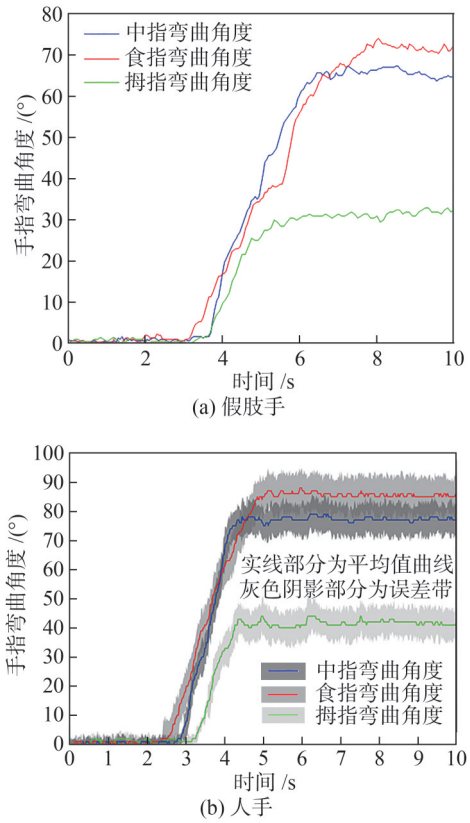
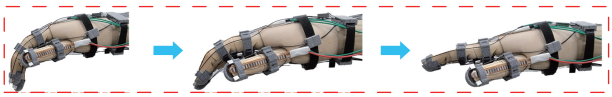


图 17　抓握运动下的手指弯曲角度曲线

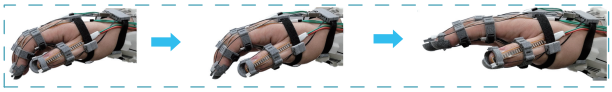
Fig. 17　Curves of finger bending angle during grasping motion

图 17(b)为人手手指弯曲角度曲线，可见：从 2 s 开始，手指开始逐渐弯曲；6 s 后手指逐渐达到最大弯曲角度。食指弯曲角度最大(平均能达到 87°)，中指的平均弯曲角度为 80°，拇指的平均弯曲角度为 45°，均可满足日常生活所需。

在手指抓握实验基础上，进行康复手套拉伸康复实验。图 18 为主被动拉伸康复训练序列图。



(a) 穿戴康复手套的假肢手被动伸展过程手指弯曲

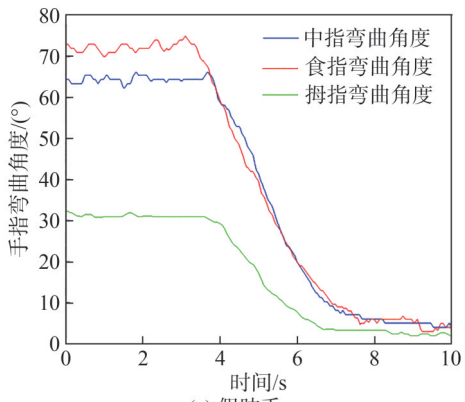


(b) 穿戴康复手套的人手被动伸展过程手指弯曲

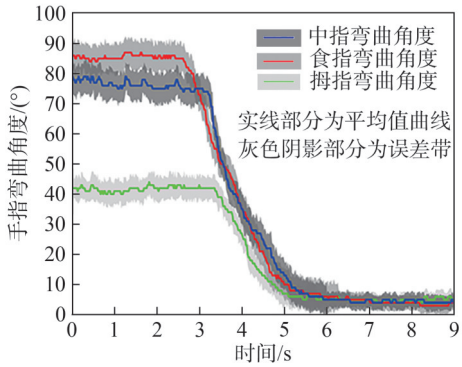
图 18　主被动拉伸康复训练序列图

Fig. 18　Active and passive stretching rehabilitation training sequence diagram

图 19 为拉伸运动下手指弯曲角度曲线。由图 19(a)可见，假肢手穿戴康复手套时，4 s 后，手指逐渐开始拉伸，最终接近初始水平状态。由图 19(b)可见，人手在穿戴 3 s 后手指逐渐开始拉伸，6 s 后接近初始水平状态。



(a) 假肢手



(b) 人手

图 19　拉伸运动下手指弯曲角度曲线

Fig. 19　Curves of finger bending angle under stretching motion

从抓握和拉伸实验中手指角度的变化可以看出：假肢手穿戴康复手套时，弯曲或拉伸行程平均时间在 2 s 左右；人手穿戴康复手套时，弯曲或拉伸行程平均时间在 4 s 左右。

在手指抓握、拉伸康复训练过程中，SMA 丝驱动器对食指的拉力如图 20 所示。

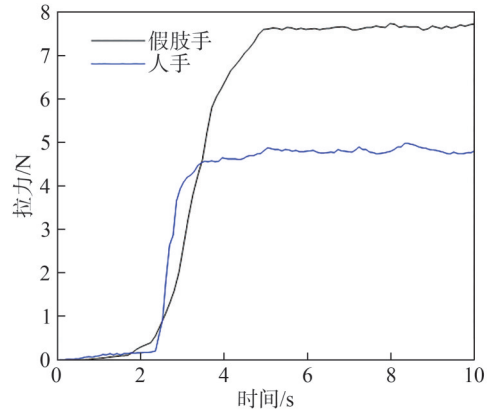


图 20　SMA 丝驱动器对食指的拉力

Fig. 20　Pulling force of the SMA wire actuator on the index finger

由图 20 可见：SMA 丝驱动假肢手时，由于关节阻抗较大，所需的拉力更大；在 4 s 后，SMA 丝输出的拉力趋于稳定，最高可达 7.7 N。人手穿戴康复手套时，由于手部处于放松状态，关节阻抗较小，SMA 丝输出的拉力最高为 5.1 N；SMA 丝驱动器在 2 s 后即可提供足够的驱动力矩，推动手指运动，并逐步增加驱动力矩，最终趋于稳定。

4.2　镜像康复实验

数据手套能够精确模拟健康侧手部的运动路径，为穿戴康复手套的患者提供一种镜像训练的工具。采用数据手套对康复手套进行镜像康复实验，通过效仿穿戴数据手套的健康侧手部的动作模式来促进穿戴康复手套的受损侧手部的运动康复[29–30]。

实验中，由两个人分别穿戴数据手套和康复手套，由穿戴数据手套者做出手势动作，测试康复手套的同步性能。图 21 为镜像康复实验手势，左边为受试者穿戴的康复手套，右边为操作者穿戴的数据手套，操作者分别做出竖拇指手势和 OK 手势。



(a) 竖拇指手势

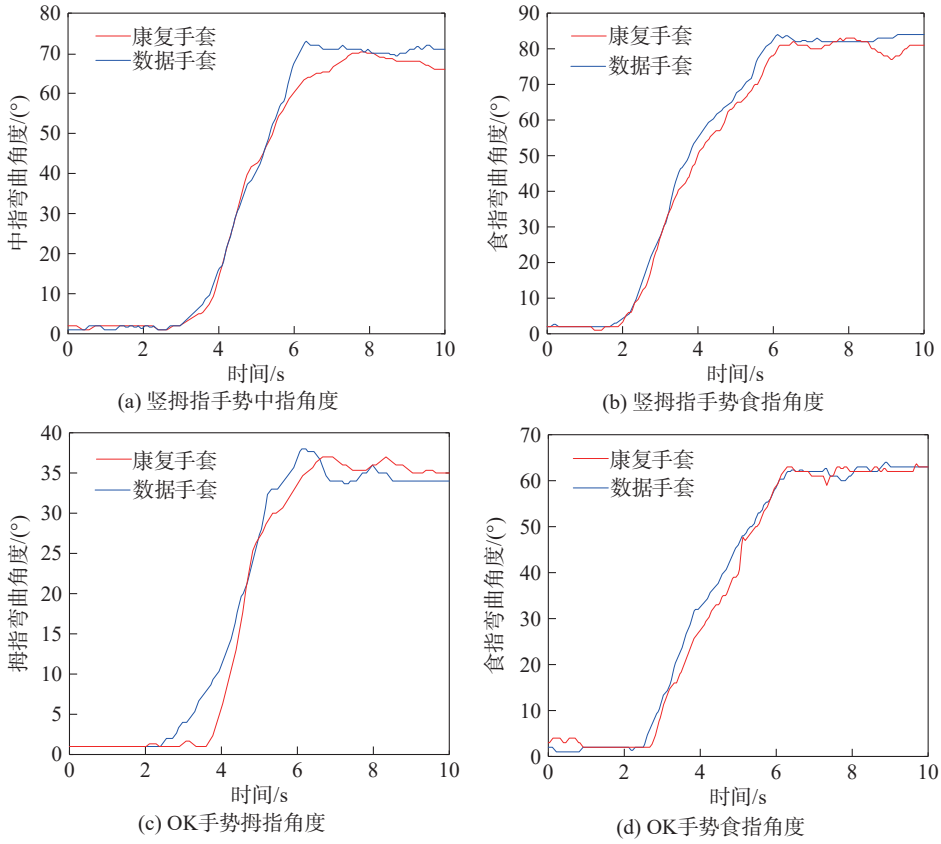


(b) OK手势

图 21　镜像康复实验手势

Fig. 21　Gestures in mirror rehabilitation experiment

图 22 和 23 为镜像康复实验中手指弯曲角度和同步角度误差。

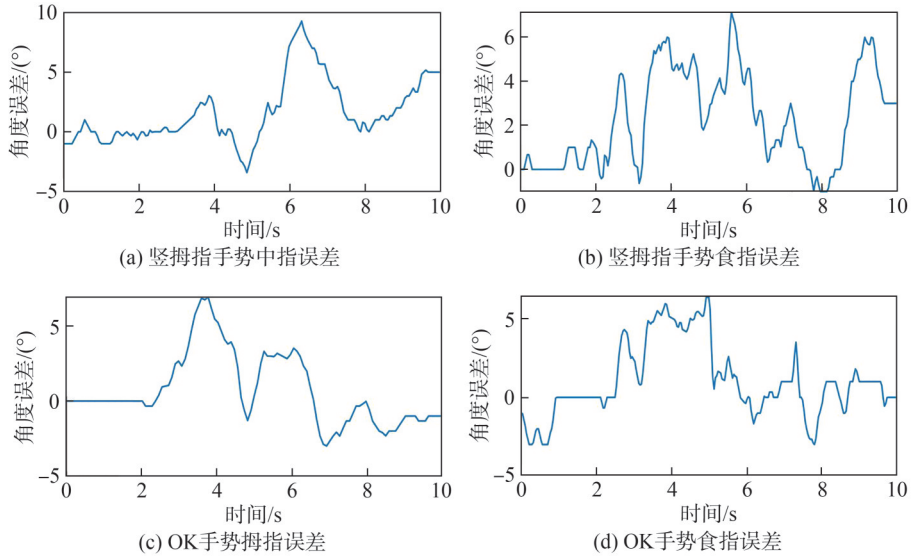


(a) 竖拇指手势中指角度　(b) 竖拇指手势食指角度

(c) OK手势拇指角度　(d) OK手势食指角度

图22　镜像康复实验手指弯曲角度

Fig. 22　Finger bending angles in mirror rehabilitation experiment



(a) 竖拇指手势中指误差　(b) 竖拇指手势食指误差

(c) OK手势拇指误差　(d) OK手势食指误差

图23　镜像康复实验同步角度误差

Fig. 23　Synchronization angle errors in mirror rehabilitation training

图 22 和 23 表明，该康复手套能同步数据手套的角度姿态，并能在最大角度误差为 9° 内完成姿态同步，验证了康复手套控制模型和控制系统的准确性。

4.3　康复手套辅助抓取物品实验

基于上述实验，进行康复手套辅助抓取物品实验，评估抓握助力效果。为验证康复手套的辅助抓握性能，测试人手穿戴康复手套进行抓握实验的手指指尖接触力。实验选取执行抓握动作的关键手指（拇指、食指和中指）进行主动驱动。不同物体的抓握实验如图 24 所示。由图 24 可见，穿戴康复手套后，对不同形状的物品都有良好的抓握能力。

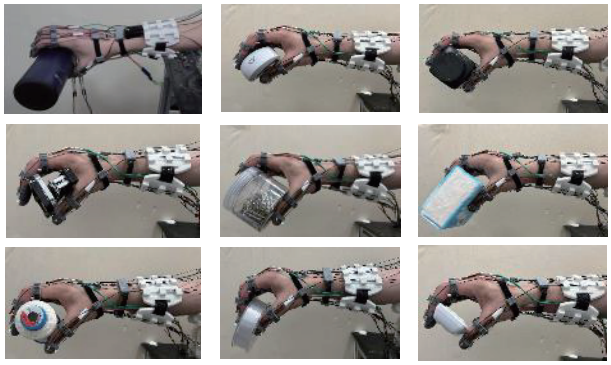


图 24 不同物体的抓握实验

Fig. 24 Grasp experiments on different objects

对手的指尖接触力进行测试，以抓握杯子为例，采集人手辅助抓握指尖接触力曲线，如图 25 所示。

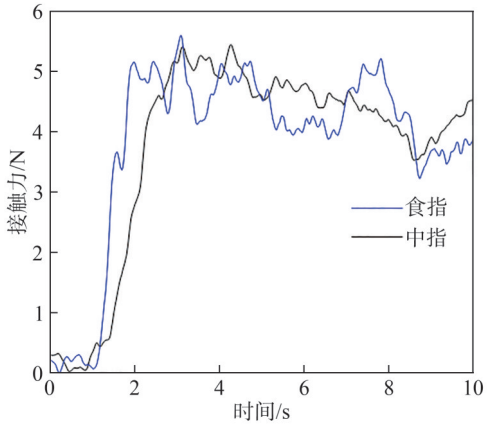


图 25 人手辅助抓握指尖接触力曲线

Fig. 25 Fingertip contact force curve for assisted grasping of human hand

由图 25 可见，人手穿戴康复手套情况下，中指和食指的指尖接触力在 1 s 后逐渐增加，2 s 后趋于稳定，中指的最大指尖接触力为 5.5 N，食指的最大指尖接触力为 5.6 N。抓握杯子所需的主动抓握力约为 0.8 N，而柔性康复手套提供的指尖接触力平均值约为 4.8 N。这表明柔性康复手套能提供充足的动力，可以有效辅助患者进行日常抓握。

在抓握实验过程中，采集穿戴与未穿戴康复手套抓握相同水杯时的手部肌电信号，对比结果如图 26 所示。由图 26 可见：未穿戴康复手套抓握水杯时，手部肌电信号幅值较高且不平稳；穿戴康复手套进行辅助抓握时，肌电信号明显平稳且幅值较低。实验结果表明，进行抓握时康复手套能够有效提供辅助力，输出足够的抓握力，满足患者日常抓握需求。

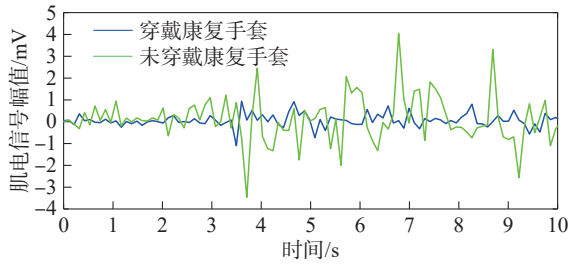


图 26 手部肌电信号对比

Fig. 26 Comparison of hand electromyography signals

5 结 论

针对手部偏瘫患者康复需求，设计一种基于 SMA 材料驱动的柔性可穿戴康复手套，通过分析人手骨骼运动机理和关节结构，设计柔性指套结构；结合 SMA 丝的驱动特性和电热性能实验，设计基于 SMA 丝的驱动器；搭建控制模型，进行被动康复实验、镜像康复实验和手指抓握实验。主要结论如下：

1）对 SMA 丝材料进行性能研究和驱动特性实验，分析定载荷变功率情况下，SMA 丝输出应变量的变化，为驱动器设计和控制提供了参考。实验结果表明，在定载荷变功率下，SMA 丝的应变量随着电流增大而增大；在定功率变载荷下，SMA 丝的响应速度随着电流增大而增大。

2）通过分析手部骨骼运动机理和关节结构，设计柔性康复手套的指套结构。结合 SMA 丝性能分析和布丝方式，设计 SMA 丝驱动器，并通过阵列布局设计整体机构平台。构建基于位移反馈的控制模型。MATLAB Simulink 软件仿真结果表明，该模型具有较好的跟随特性。基于此，进行 PID 控制实验，结果表明该模型具有良好的控制性能，能满足康复功能要求。

3）搭建柔性康复手套样机实验平台，进行被动康复实验、镜像康复实验和手指抓握实验。穿戴康复手套后手指最大弯曲角度为 87°，镜像同步跟随角度误差在 9° 以内，辅助抓握的食指最大指尖接触力为 5.6 N。并测试了穿戴与未穿戴康复手套时手部肌电信号的变化，结果表明该康复手套具有较好的康复和助力效果。

参考文献：

[1] Park S J, Park C H. Suit-type wearable robot powered by shape-memory-alloy-based fabric muscle[J]. Scientific Reports, 2019, 9: 9157.

[2] Gu Yongxia, Zhou Jianhui, Yin Danni, et al. Review on bionic soft actuators[J]. Mechanical Science and Technology for Aerospace Engineering, 2023, 42(9): 1373–1380. [谷勇霞, 周建辉, 尹丹妮, 等. 仿生软体驱动器的研究综述[J]. 机械科学与技术, 2023, 42(9): 1373–1380.]

[3] Tang Dedong, Qi Lingzhi, Xiao Limei, et al. Research progress and development trend of flexible hand rehabilitation gloves[J]. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science, 2024, 238(14): 7155–7171.

[4] Saldarriaga A, Gutierrez–Velasquez E I, Colorado H A. Soft

hand exoskeletons for rehabilitation:Approaches to design, manufacturing methods, and future prospects[J]. Robotics, 2024,13(3):50.

[5] Wang Yangwei,Zheng Shufang,Pang Jingquan,et al.Design and experiment of a hand movement device driven by shape memory alloy wires[J].Journal of Robotics,2021, 2021:6611581.

[6] Li Fengguan,Chen Jiahong,Zhou Zhitao,et al.Lightweight soft robotic glove with whole-hand finger motion tracking for hand rehabilitation in virtual reality[J]. Biomimetics, 2023,8(5):425.

[7] Suulker C,Skach S,Althoefer K.Soft robotic fabric actuator with elastic bands for high force and bending performance in hand exoskeletons[J]. IEEE Robotics and Automation Letters,2022,7(4):10621–10627.

[8] Tadano K, Akai Masao, Kadota K, et al. Development of grip amplified glove using bi-articular mechanism with pneumatic artificial rubber muscle[C]//Proceedings of the 2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation.Anchorage:IEEE,2010:2363–2368.

[9] Yap H K,Lim J H,Nasrallah F,et al.A soft exoskeleton for hand assistive and rehabilitation application using pneumatic actuators with variable stiffness[C]//Proceedings of the 2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA).Seattle:IEEE,2015:4967–4972.

[10] Polygerinos P,Wang Zheng,Galloway K C,et al.Soft robotic glove for combined assistance and at-home rehabilitation[J]. Robotics and Autonomous Systems,2015,73:135–143.

[11] Burns M K,Pei Dingyi,Vinjamuri R.Myoelectric control of a soft hand exoskeleton using kinematic synergies[J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2019,13(6):1351–1361.

[12] Bagneschi T,Chiaradia D,Righi G,et al.A soft hand exoskeleton with a novel tendon layout to improve stable wearing in grasping assistance[J].IEEE Transactions on Haptics,2023,16(2):311–321.

[13] Sohn J W,Ruth J S,Yuk D G,et al.Application of shape memory alloy actuators to vibration and motion control of structural systems:A review[J].Applied Sciences,2023, 13(2):995.

[14] Sui Mengli,Ouyang Yiming,Jin Hu,et al.A soft-packaged and portable rehabilitation glove capable of closed-loop fine motor skills[J]. Nature Machine Intelligence, 2023, 5 (10):1149–1160.

[15] Serrano D,Copaci D,Arias J,et al.SMA-based soft exoglove[J].IEEE Robotics and Automation Letters,2023,8(9): 5448–5455.

[16] Zhang Yingru.Design and research on finger rehabilitation robot drived by shape memory alloy wire[D].Nanjing:Nanjing University of Aeronautics and Astronautics,2020.[张瑛如.形状记忆合金丝驱动的手指康复机器人设计研究[D].南京:南京航空航天大学,2020.]

[17] Tian Longhuan,Zhou Jianyou,Jia Pan,et al.Thermomechanical response and elastocaloric effect of shape memory alloy wires[J].Mechanics of Materials,2024,193:104985.

[18] Stroud H,Hartl D.Shape memory alloy torsional actuators: A review of applications,experimental investigations,modeling, and design[J]. Smart Materials and Structures, 2020, 29(11):113001.

[19] Zhu Shengchen,Li Min,Xu Guanghua,et al.Finger exoskeleton for rehabilitation of finger extension and flexion by multi-segment mechanism[J]. Journal of Xi'an Jiaotong University,2018,52(6):17–22.[朱圣晨,李敏,徐光华,等.多段连续结构的外骨骼手指功能康复机器人[J].西安交通大学学报,2018,52(6):17–22.

[20] Wang Yangwei, Lü Peilun, Zheng Shufang, et al. Design of exoskeleton for functional rehabilitation of fingers driven by shape memory alloy[J].Journal of Zhejiang University (Engineering Science),2022,56(12):2340–2348.[王扬威,吕佩伦,郑舒方,等.形状记忆合金驱动手指功能康复外骨骼设计[J].浙江大学学报(工学版),2022,56(12):2340–2348.]

[21] Kennedy S,Shougat M R E U,Perkins E.Robust self-sensing shape memory alloy actuator using a machine learning approach[J]. Sensors and Actuators A(Physical), 2023, 354: 114255.

[22] Liu Yang, Zhang Daohui, Yang Qingming, et al. Sensor driven integrated software rehabilitation hand based on optical waveguide[J].Automation & Instrumentation,2023, 38(9):115–119.[刘杨,张道辉,杨青铭,等.基于光波导的传感驱动一体化软体康复手[J].自动化与仪表,2023,38(9): 115–119.]

[23] Lai Jianwei,Song Aiguo,Wang Jiajin,et al.A novel soft glove utilizing honeycomb pneumatic actuators (HPAs) for assisting activities of daily living[J].IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2023, 31:3223–3233.

[24] Peng Guangshuai, Fan Xingyu, Liu Xiaoyu, et al. Design and control of a soft and wearable robotic glove for hand rehabilitation[J]. Journal of Medical Biomechanics, 2019, 34(6):637–643.[彭广帅,樊星雨,刘笑宇,等.柔性可穿戴康复手套的设计与控制[J].医用生物力学,2019,34(6): 637–643.]

[25] Copaci D S,Blanco D,Martin－Clemente A,et al.Flexible shape memory alloy actuators for soft robotics:Modelling and control[J]. International Journal of Advanced Robotic

Systems,2020,17:1729881419886747.
[26] Xie Qiaolian, Meng Qiaoling, Yu Wenwei, et al. Design of a SMA-based soft composite structure for wearable rehabilitation gloves[J].Frontiers in Neurorobotics,2023,17:1047493.
[27] Zhang Rongru.Research on characteristic modeling and resistance sensing control of shape memory alloy actuators [D].Harbin:Harbin Institute of Technology,2020.[张荣茹. 形状记忆合金作动器特性建模与电阻感知控制研究[D].哈尔滨:哈尔滨工业大学,2020.]
[28] Brinson L C,Huang M S.Simplifications and comparisons of shape memory alloy constitutive models[J].Journal of Intelligent Material Systems and Structures,1996,7(1):108–114.
[29] Hu J,Zhao Liangliang.Rehab mirror:The application of virtual mirror therapy in post-stroke upper limb rehabilitation[C]//Proceedings of the 2024 17th International Symposium on Computational Intelligence and Design(ISCID). Hangzhou:IEEE,2025:222–225.
[30] Abbate G,Giusti A,Randazzo L,et al.A mirror therapy system using virtual reality and an actuated exoskeleton for the recovery of hand motor impairments: A study of acceptability,usability,and embodiment[J].Scientific Reports, 2023,13:22881.

Design and Experimental Study of Flexible Wearable Rehabilitation Gloves

HAN Yali, *LI Yang*, *ZHU Xiaojun*, *WANG Junjie*

(Department of Mechanical Engineering, Najing Institute of Technology, Nanjing 211167, China)

Abstract:

Objective With the increasing aging population, stroke and its associated hand hemiplegia have become major health concerns among the elderly. Rehabilitation training during stroke recovery is critical; however, traditional physical therapy methods have limitations in effectiveness, efficiency, and patient experience. This study aims to develop a novel flexible rehabilitation glove to provide a more effective and comfortable rehabilitation training solution for patients with post-stroke hemiplegia.

Methods First, the driving performance of shape memory alloy (SMA) wires was investigated, and an electrothermal actuation test platform was built. The electrothermal characteristics and actuation behavior of SMA wires under different conditions were analyzed to verify their feasibility as driving elements in flexible rehabilitation gloves. Second, based on hand skeletal kinematics and rehabilitation requirements, a wearable flexible rehabilitation glove conforming to finger motion was designed, and its reliability was evaluated. Using the muscle-like contraction properties of SMA wires, an SMA-based actuator was developed and integrated into the glove. A comprehensive SMA actuation model, including phase change, constitutive behavior, and electrothermal coupling, was established. Leveraging the self-sensing capability of SMA wires, a constitutive feedforward control model and a PID control model based on displacement feedback were developed and analyzed through simulation to evaluate strain tracking under different waveform signals. Finally, a prototype system, including hardware and control software, was developed, and experiments on active/passive rehabilitation training and assisted grasping were carried out.

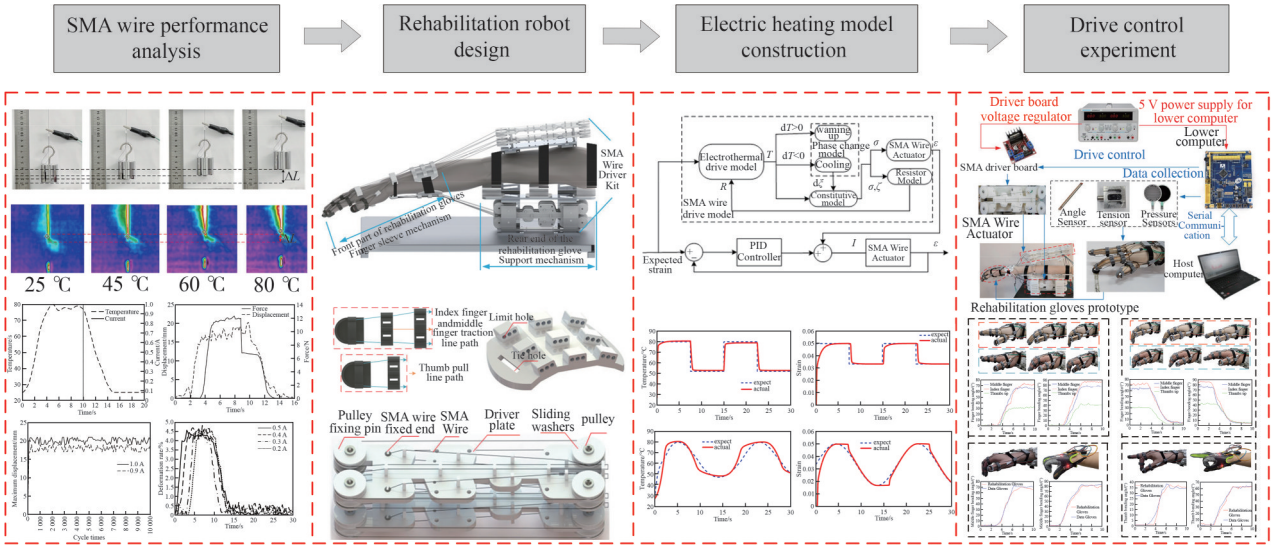
Results and Discussions Under periodic square-wave power input and a given load, the SMA wire achieved a lifting capacity approximately 200 times its own weight. The temperature increased from room temperature to the phase transition temperature (approximately 80 ℃) in approximately 4 s, initiating deformation and stress generation with similar trends. After approximately 4 s, the SMA wire reached a maximum contraction force of approximately 12 N and displacement of approximately 20 mm. On this basis, a lifecycle test was carried out, and different samples were subjected to periodic cycle experiments. After 10 000 cycles, the maximum contraction remained approximately 20 mm, demonstrating good durability. At the same time, the SMA wire was subjected to constant load with varying power and constant power with varying load conditions. Under constant load with increasing power, the maximum displacement of the SMA wire increased from 2 mm to 20 mm, while the maximum contraction force increased from 1 N to 15 N. Beyond a certain deformation, the response tended to stabilize. When the power exceeds a certain threshold, the maximum deformation of the SMA wire also tended to stabilize. Under constant power with varying load, the SMA wire reached its maximum deformation after a period determined by its material properties. Notably, it was found that an appropriate increase in the initial load could improve the response speed of the SMA wire. Based on the constructed control model, response simulations were performed using sinusoidal and square-wave control signals. The tracking error was small overall, with larger deviations only at the initial and signal transition points, after which the system quickly converged to the expected values, demonstrating good control performance. Furthermore, based on temperature-driven actuation, a PID control tracking experiment using displacement (angle) feedback was conducted. Under closed-loop control, the system accurately tracked the target bending angle and stabilized upon reaching the preset value. Stretching and bending experiments were subsequently conducted on both prosthetic hands and patients. Under bending control, the prosthetic hand achieved bending angles of 30° for the thumb, 65° for the index finger, and 75° for the middle finger. Under stretching control, the fingers gradually extended after 4 s and eventually returned to the initial horizontal position. Based on these results, stretching and bending experiments were further conducted on three groups of patients wearing the device. Under

bending control, the average bending angles of the thumb, index finger, and middle finger across the three groups of patients reached 45°, 80°, and 85°, respectively. Subsequently, stretching experiments were conducted, in which all three patient groups returned to the initial state after approximately 4 s. Meanwhile, the tension generated by the rehabilitation glove was measured and stabilized within 2 s, reaching a maximum tension of approximately 5 N, which met the requirements for daily rehabilitation exercises. The final angles measured using a mirror-based method were compared with those obtained from the data glove, with a maximum error not exceeding 5°. Finally, grasping experiments were conducted, in which patients were asked to grasp common daily objects while wearing the rehabilitation gloves. The results demonstrated effective grasping performance across different objects. The measured fingertip force during grasping was approximately 5.5 N, while a force of 4.8 N was achieved when grasping a cup. Electromyographic signals of the arm were compared with and without the glove, showing more stable signals when the glove was worn.

Conclusions The results demonstrate that the proposed flexible rehabilitation gloves provide effective rehabilitation motion and assisted grasping performance. Compared with traditional designs, they offer improved adaptability and reduced weight, meeting the rehabilitation and assistance needs of different patients.

Key words: rehabilitation gloves; flexible actuator; shape memory alloy wire; electrothermal drive

Graphical abstract:



（编辑　张　琼）

引用格式: Han Yali,Li Yang,Zhu Xiaojun,et al.Design and experimental study of flexible wearable rehabilitation gloves[J]. Advanced Engineering Sciences,2026,58(3):317–329.[韩亚丽,李杨,朱晓军,等.柔性可穿戴康复手套的设计和实验[J].工程科学与技术,2026,58(3):317–329.]