

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2514682

# 手部康复机器人松弛度可调绳索驱动器设计\*

余雅婷, 李会军, 陆 叶, 赖健伟, 宋爱国  
(东南大学仪器科学与工程学院 南京 210096)

**摘要:**传统手部康复机器人通常采用多个驱动器独立控制各手指运动,导致系统复杂且成本高昂,不利于系统轻量化与推广应用。欠驱动机制虽然能减少驱动器数量,但绳索长度调节能力受其结构设计限制,难以适配不同手部尺寸和初始姿态,并影响手指运动响应速度。为解决以上问题,提出一种面向手部康复机器人的松弛度可调节欠驱动绳索驱动器设计。该驱动器通过双滑轮差动机构实现驱动绳索与手指绳索的分离,并引入旋钮调节各手指绳索长度,使各手指绳索松弛度可在不依赖电机运行的情况下独立手动调节,从而减少驱动初期空程并提升运动响应速度。同时,手指绳索在双滑轮组中以差动方式布置,在抓握过程中可根据不同手指的受阻状态自动分配绳长与拉力,实现自适应抓握。系统采用单电机驱动,结合齿轮传动与双滑轮差动机构,完成对拇指、食指和中指的协同控制。实验结果表明,在初始松弛度约为 10 mm 的条件下,所提出的松弛度调节机制可使系统平均响应时间缩短约 91.5%,显著提升运动响应性能;在不同手指阻塞场景下,驱动器均表现出稳定的自适应抓握能力;在指尖力辅助方面,拇指、食指、中指的输出力分别可达 8.85、8.29 和 7.84 N,能够满足手部康复训练的力辅助需求。

**关键词:** 松弛度调节; 欠驱动; 绳索驱动; 手部康复机器人

**中图分类号:** TP242 TH122 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460.55

## Design of slack-adjustable cable-driven actuator for the hand rehabilitation robots

Yu Yating, Li Huijun, Lu Ye, Lai Jianwei, Song Aiguo

(School of Instrument Science and Engineering, Southeast University, Nanjing 210096, China)

**Abstract:** The traditional hand rehabilitation robots typically employ multiple actuators to independently control finger motions with the high system complexity and cost, which limits the lightweight design and practical deployment. Although the underactuated mechanisms can reduce the number of actuators, their cable length adjustment capability is structurally constrained, which limits the adaptability to different hand sizes and initial postures and also degrades the motion response speed. To address these issues, a slack-adjustable underactuated cable-driven actuator is proposed for hand rehabilitation robots, where the actuator employs a dual-pulley differential mechanism to separate the driving cable from the finger cables. Here a knob-based adjustment mechanism is introduced to independently regulate the initial slack of each finger cable without relying on the motor operation, which effectively reduces the initial dead zones and improves the motion response performance. Meanwhile, the finger cables are arranged in a differential mechanism within the dual-pulley system, enabling the automatic redistribution of cable length and tension according to different finger blockage conditions during grasping, thereby realizing the adaptive grasping. The system is driven by a single motor and integrates gear transmission with the dual-pulley differential mechanism to realize the coordinated control of thumb, index finger, and middle finger. Experimental results show that the proposed slack adjustment mechanism reduces the average system response time by about 91.5% with an initial slack of approximately 10 mm, which significantly enhances the motion responsiveness. Additionally the stable adaptive grasping performance is maintained under the various finger-blocking scenarios. The measured fingertip forces of thumb, index finger, and middle finger reach 8.85, 8.29, and 7.84 N, respectively, which meet the force assistance requirements for the hand rehabilitation training.

**Keywords:** slack adjustment; underactuated; cable-driven; hand rehabilitation robot

## 0 引言

手是人体最复杂的器官之一,承担着精细操作和感知环境等重要功能。然而,脑卒中、脊髓损伤等疾病导致的手部功能障碍严重影响患者的日常生活<sup>[1-2]</sup>。传统康复训练依赖治疗师,效率低且成本高,难以满足患者需求。手部康复机器人作为一种新兴的康复手段,能够有效解决传统方法的不足<sup>[2-3]</sup>。其中,绳索驱动方式<sup>[4]</sup>凭借其轻量化、柔顺性好、远程驱动等优势<sup>[5-6]</sup>,成为手部康复机器人驱动系统的理想选择,为患者提供高效、便捷的康复训练方案。

目前,国内外学者已经对手部康复机器人绳索驱动器进行了大量研究。为了实现手指多自由度的运动,常见的一种设计方式是使用多个电机进行手指控制。Dan等<sup>[7]</sup>采用单电机结合滑轮机构,以拮抗方式牵引与释放驱动同一手指的屈曲和伸展绳索。Tran等<sup>[8]</sup>提出了一种基于螺纹导向的绞绳机构,使绳索均匀缠绕在螺纹上而不产生重叠,从而得到稳定的力矩输出,并使用6个电机分别控制拇指、食指和中指的屈曲和伸展。Alnajjar等<sup>[9]</sup>使用滚珠丝杠将电机的旋转驱动力转换为绳索的直线拉动力,通过单个电机控制单个手指的屈曲运动。此外还有绞绳驱动器<sup>[10-11]</sup>和齿轮绞盘传动<sup>[12]</sup>等实现方法。然而,为每根手指单独配置电机进行控制,不仅会增加系统控制的复杂度,而且各手指的运动也难以模拟人手在抓握过程中所展现的复杂动作模式,在日常生活的抓握辅助中难以充分满足患者的需求。欠驱动自适应抓握技术则能够更好地模拟人手精细的抓握动作,为解决上述问题提供了新思路。

在自适应抓握方面,Alicea等<sup>[13]</sup>提出将人手的姿势协同作用嵌入到驱动模块当中,使用不同的线轴半径设计弥补不同手指的生理运动差异,可以满足日常生活中的大部分抓握需求。Gerez等<sup>[14]</sup>提出了一种基于齿轮的差速机构,该机构将扭矩平均分配给多个输出,同时能实现对物体的自适应抓握,但其机械复杂性提高了系统维护的难度。Kim等<sup>[15]</sup>通过滑轮组自动调配食指和中指上的绳索长度实现自适应抓握,但缺少对拇指运动的控制。此外还有球螺杆设计<sup>[16]</sup>、滑轮滑杆设计<sup>[17-18]</sup>、U型管滑轮设计<sup>[19]</sup>和磁流变混合驱动器设计<sup>[20]</sup>等。

在实际应用中,手部康复机器人的控制效果还取决于绳索长度与手指长度及初始姿态的匹配情况。当绳索过长时,会导致过度松弛,在驱动初期产生空程,使电机输出的位移需先用于收紧松弛段,无法及时转化为有效的关节运动,从而延长手指动作的启动时间,造成系统响应迟缓;当绳索过短时,会对患者手指施加不必要的预紧力,不仅引起穿戴不适,还可能因过度牵拉造成伤害。当

系统缺乏对各指绳索松弛度的独立调控能力时,在抓握启动阶段,松弛度大的手指需先消除空程后才能有效拉动,而松弛度小的手指则会先进行运动,导致各指运动启动时间不一致,进而影响多指协同控制的响应性能。目前,针对手指绳索松弛度的调节主要依赖于电机驱动方式,即通过电机运转收放绳长度来实现调节。然而,该方法存在明显局限:部分欠驱动设计<sup>[13,21]</sup>将各手指绳索直接固定于电机输出轴,或通过单根主绳同步牵拉所有从绳<sup>[22]</sup>,难以实现单指绳长的独立调节;而基于差动机构的设计<sup>[15,17-18]</sup>虽能在指间自适应分配绳长,却仍需启动电机完成调整,缺乏在断电状态下快速干预的能力。此外,电机调节方式在系统初始化或日常微调中响应滞后,也带来额外的能耗与机械磨损。近年来,基于磁流变液特性的驱动器<sup>[20]</sup>实现了手动与电动双模式调节,但因成本过高,难以推广普及。因此,开发一种支持断电手动操作的绳长调整机构解决绳长匹配问题,对提升控制响应与穿戴舒适度、增强系统经济性与实用性具有重要意义。

针对以上问题,设计了一种用于手部康复机器人的松弛度可调节欠驱动绳索驱动器,该驱动器基于双滑轮差动机构,能够在单电机驱动下实现拇指、食指与中指的协同运动与自适应抓握,同时结合旋钮对各手指绳索的松弛度进行独立调节,能有效提升系统对手部尺寸与初始姿态的适配能力,改善穿戴舒适性和系统响应速度。

## 1 驱动器工作原理

根据 Santello等<sup>[23]</sup>的研究,手部在执行精细任务时主要依赖拇指、食指和中指形成的协同动作模式。其中,拇指在手部操作中有助于稳定物体并提升抓握灵活性;食指与中指则主要负责定位与施力,在书写、夹取等任务中尤为重要。三指协同对人手抓握功能具有重要作用<sup>[24]</sup>,因此本设计以实现拇指、食指和中指的运动为主,以简化设计和降低系统成本。

如图1所示,驱动器主要由固定架、电机、动力传递机构、双滑轮差动机构、光轴、驱动绳索、手指绳索、滑块调节旋钮和拇指调节旋钮组成。固定架用于固定驱动器的内部组件,动力传递机构将电机的动力通过驱动绳索传递给双滑轮差分机构,拉动滑块延光轴移动,双滑轮差分机构对称分布在电机的两侧,分别带动屈曲侧和伸展侧的手指绳索进行运动;滑块调节旋钮和拇指调节旋钮用于调整手指绳索的长度,以适应不同手指的尺寸差异。

### 1.1 动力传递机构

动力传递机构由锥齿轮、线轴、轴芯、止动环和轴承组成,如图1所示。

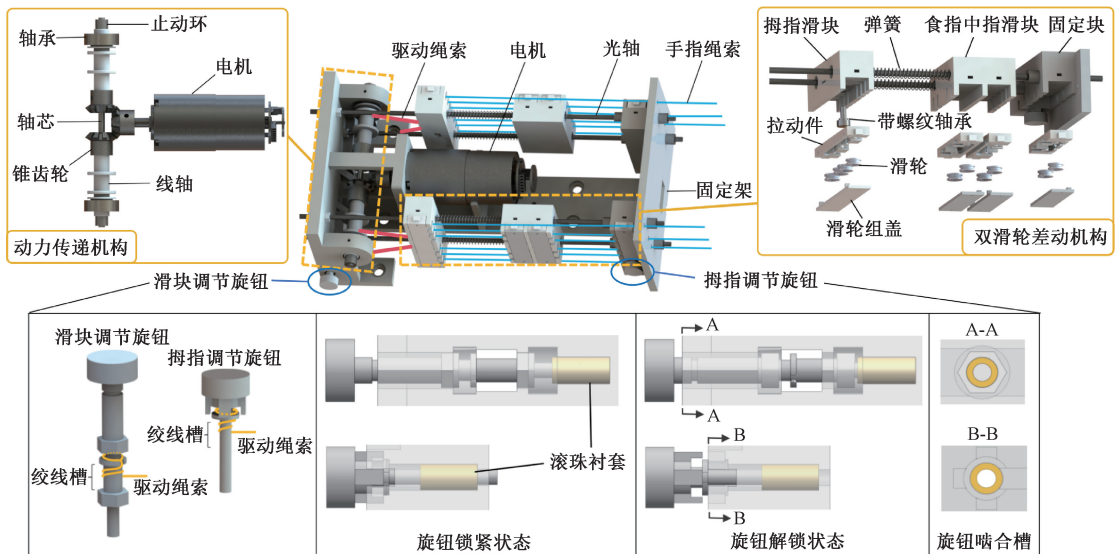


图1 驱动器结构

Fig. 1 Actuator structure

传动系统的核心是一个由3个45°锥齿轮构成的动力分流机构。其中,中间齿轮固定于电机输出轴,作为动力输入端;两个外侧齿轮则作为动力输出端,其轮毂分别与屈曲绳索线轴和伸展绳索线轴固连。为保障传动精度与刚性,两个线轴内部均与一根共用轴芯通过轴承配合,该轴芯两端由安装在固定座上的止动环实现轴向定位,以抑制非对称负载下的齿轮偏转与振动。整个机构由成对安装在固定座两侧轴承孔内的深沟球轴承支承,确保线轴旋转运动的顺畅与可控。在系统启动后,电机的转动经齿轮传递至线轴,线轴通过旋转缠绕或释放驱动绳索,将动力通过双滑轮差动机构传递至手指绳索,实现对手指运动的控制。

### 1.2 双滑轮差动机构

双滑轮差动机构旨在实现拇指、食指与中指的协同运动及自适应抓握功能,其结构如图1所示,包括带螺纹轴承、弹簧、拉动物件、滑轮、滑轮组盖、拇指滑块、食指中指滑块和固定块。其中,带螺纹轴承固定在拇指滑块内部,驱动绳索绕过该轴承以带动拇指滑块运动;弹簧连接拇指滑块和食指中指滑块,滑块内部的拇指滑轮组和食指中指滑轮组构成双滑轮组,布置在拇指滑块、食指中指滑块和固定块的外侧,并在滑轮组中穿入手指绳索,绳索路径设计如图2所示。

系统启动后,若无手指受阻,驱动绳索拉动拇指滑块运动,动力经拇指绳索传递至拇指,同时通过拇指滑轮组带动食指中指滑块,进而由食指中指滑轮组将动力分配至食指与中指,完成三指协同抓握。

在该过程中,固定块上的滑轮作为定滑轮,提供路径约束与导向;滑块上的滑轮作为动滑轮,形成力与运动的

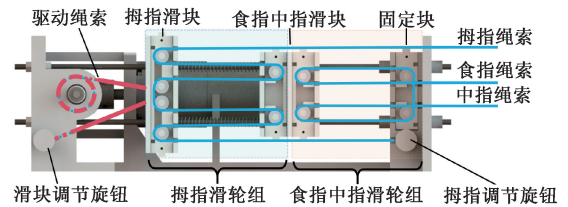


图2 绳索路径

Fig. 2 Cable routing

差动传递路径。在食指与中指滑轮组中,食指绳索和中指绳索由同一根连续绳索的两端实现机械耦合。当其中一指因接触物体受阻时,滑块的持续运动可通过差动回路传递至另一指,驱动其继续完成抓握动作。若食指与中指均受阻,该滑轮组因双侧约束等效转化为定滑轮系统,此时拇指滑块仍保持动滑轮特性,拇指绳索可继续独立运动。当仅拇指受阻时,由于拇指滑轮组中动滑轮的特性,拇指滑轮组会拉动食指中指滑块继续运动,使食指和中指的运动不受影响。双滑轮差动机构通过以上机制自动调节绳索长度实现自适应抓握,以提升手部康复机器人在复杂抓握任务中的适应能力。

### 1.3 调节旋钮

调节旋钮用于在系统启动前对各手指绳索的长度进行调整,结构如图1所示,包括拇指调节旋钮、滑块调节旋钮和滚珠衬套,旋钮上设定一段绞线槽用于缠绕绳索,滚珠衬套置于旋钮末端用于减小旋钮旋转阻力。

驱动绳索的一端固定在线轴上,绕过拇指滑块内部的带螺纹轴承后,另一端固定在滑块调节旋钮上,滑块调节旋钮与固定架的六角槽啮合锁紧,推入旋钮则脱离啮

合状态可解除锁紧,并将六角槽设计在绞线槽的两侧,增强驱动绳索的锁紧稳定性。拇指的手指绳索的一端固定在拇指调节旋钮上,旋钮通过十字槽与固定块啮合锁紧,此时拇指的驱动绳索长度固定,当拉出旋钮使其脱离十字槽时处于解锁状态,可转动旋钮改变拇指绳索的长度。用户在穿戴手部机器人后,可通过以下步骤调节机器人中的手指绳索长度:

1) 先解锁两个调节旋钮,通过滑块调节旋钮调节驱动绳索的长度来移动两个滑块,从而改变食指和中指的绳索长度,并通过食指中指滑轮组自动调节两指绳索长度差异,完成后锁紧滑块调节旋钮。

2) 通过拇指调节旋钮对拇指绳索的长度进行调整,完成后锁紧拇指调节旋钮。

上述旋钮调节机制允许使用者在系统断电状态下,根据个体手部尺寸及初始姿态,对各手指绳索长度进行独立微调,使绳索在系统上电前处于合理的张紧状态。通过该方式,可消除绳索过长引起的空程现象,并避免因绳索过短产生过大的预紧力。在此基础上,手指在电机启动后能够迅速进入有效作动阶段,从而缩短系统从控制指令发出到手指开始运动的整体响应时间。

## 2 机械参数计算与选取

机械设计主要围绕驱动器尺寸、弹簧参数选取和电机选型展开,最终选取的相关参数如表1所示,其具体设计与选取依据将在后文详细讨论。

表1 驱动器参数表

Table 1 The parameter table of actuator

参数名称	参数值	单位
滑块行程	0.16	m
滑块长度总和	0.05	m
弹簧长度	0.05	m
弹簧系数	60	N/m
最大输出扭矩	1.32	N·m

### 2.1 驱动器尺寸设计

在绳索驱动器中,使用动滑轮<sup>[15]</sup>优化驱动器尺寸设计是一种常见的方式。所述的双滑轮差动机构即利用此原理来减小驱动器尺寸。由于不同抓握状态下手指绳索的长度变化不同,导致各滑块的运动关系不同。为确定滑块所需的最大行程,需针对不同抓握情况进行分析。

设拇指、食指和中指的绳索移动距离分别为 $L_a$ 、 $L_b$ 和 $L_c$ ,拇指滑块 $P_1$ 和食指中指滑块 $P_2$ 的移动距离分别为 $L_{P_1}$ 和 $L_{P_2}$ ,如图3所示。

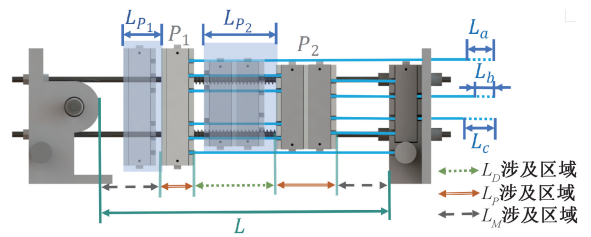


图3 位移分析

Fig. 3 Displacement analysis

当拇指滑块 $P_1$ 移动 $L_0$ 时,分析各滑块之间的运动关系:

#### 1) 三指抓握

拇指滑块和食指中指滑块进行匀速同步运动。

#### 2) 单指阻塞

拇指滑块和食指中指滑块依然保持运动。当拇指阻塞时,拇指滑块和食指中指滑块之间发生相对移动。当食指或中指阻塞时,拇指滑块和食指中指滑块保持匀速同步运动。

#### 3) 两指阻塞

当拇指运动,食指中指阻塞时,食指中指滑块静止,拇指滑块运动;当食指或中指运动,其余两指阻塞时,拇指滑块和食指中指滑块将继续运动,且它们之间发生相对移动。

综合以上分析,拇指滑块和食指中指滑块的运动关系为以下两类:一类是匀速同步运动,此时两滑块移动距离相同;另一类发生相对移动,两滑块之间的距离发生变化。根据绳索路径的布置方式,各手指绳索长度与滑块运动位移的关系可表示为:

$$\begin{cases} L_a = 6L_{P_1} - 4L_{P_2} \\ L_b = 4L_{P_2} - L_c \\ L_c = 4L_{P_2} - L_b \end{cases} \quad (1)$$

经分析可知,在进行三指抓握时,所有手指对应的绳索均发生长度变化,此时滑块所需移动距离达到最大值,有 $L_{P_2} = L_{P_1} = L_0$ ,各手指绳索的变化长度均为 $2L_0$ ,因此驱动器尺寸按2倍放大倍数进行设计。定义驱动器内部滑块行程为光轴上可供滑块移动的范围,其算公式可表示为:

$$L = L_p + L_d + L_m \quad (2)$$

其中, $L$ 为滑块行程, $L_p$ 为滑块长度总和, $L_d$ 为滑块内部间距, $L_m$ 为两滑块外侧的行程长度总和,所定义长度的分布如图3所示。由于基于绳索驱动的康复机器人至少需要0.1 m的绳索行程<sup>[9]</sup>,同时考虑成年人手部尺寸分型(GB/T 16252—2023)<sup>[25]</sup>,设置食指和中指的绳索调整范围均为0.02 m,结合系统行程放大倍数,取 $L_m$ 为

0.06 m,  $L_D$  为 0.05 m, 设计的拇指滑和食指中指滑块的长度和  $L_p$  为 0.05 m, 则滑块行程  $L$  为 0.16 m。其中, 滑块内部间距即为连接两滑块的弹簧长度。

## 2.2 弹簧参数计算

根据所配置的滑轮组, 展开手指绳索拉力的静力学分析。设单根驱动绳索的拉力  $F_1$ , 则拇指滑块  $P_1$  所受到的拉力近似为  $2F_1$ , 单个弹簧 (假设为拉伸状态) 的拉力为  $F_s$ , 拇指、食指和中指绳索的拉力分别为  $F_a$ 、 $F_b$  和  $F_c$ , 可得到各手指绳索的拉力关系为:

$$\begin{cases} 2F_1 = 6F_a + 2F_s \\ 4F_a + 2F_s = 2F_b + 2F_c \\ F_b = F_c \end{cases} \quad (3)$$

化简可得:

$$\begin{cases} F_a = \frac{1}{3}(F_1 - F_s) \\ F_b = F_a + \frac{1}{2}F_s = \frac{1}{3}\left(F_1 + \frac{1}{2}F_s\right) \\ F_c = F_a + \frac{1}{2}F_s = \frac{1}{3}\left(F_1 + \frac{1}{2}F_s\right) \end{cases} \quad (4)$$

由式(4)可见, 3 根手指绳索的最大拉力差为  $1/2F_s$ , 当弹簧常数过大时, 会增大拇指与其余两指的指尖力差异, 影响抓握稳定性, 因此需要对弹簧常数进行限制, 则有:

$$2kx_{\max} < F_{s_{\max}} \quad (5)$$

其中,  $x_{\max}$  是弹簧最大压缩量取 0.04 m, 限定弹簧的最大压缩力  $F_{s_{\max}}$  为 8 N。

弹簧用于维持两滑块间的初始相对位置, 并在手指绳索松弛时传递动力, 使拇指滑块能带动食指中指滑块运动。为确保响应速度, 在手指绳索松弛时, 弹簧拉力需要大于滑块与光轴的摩擦力以拉动滑块移动, 则可以得到:

$$2kx_0 > \mu_p m_{p_2} g \quad (6)$$

其中,  $m_{p_2}$  是食指中指滑块的质量为 0.03 kg,  $x_0$  是弹簧拉动食指中指滑块所需拉伸的距离, 设定其最大为 0.003 m,  $k$  是弹簧系数,  $\mu_p$  是光轴和直线轴承的摩擦系数取 0.005,  $g$  是重力常数 9.8 N/kg。

联立式(5)和(6)可得:  $0.245 < k < 100$ 。考虑弹簧材料与通用性, 取弹簧系数为 60 N/m。

## 2.3 手部机器人驱动力学模型

本节建立手部关节驱动力矩与绳索张力的映射关系, 为驱动器选型提供理论基础。以食指为例, 图 4 展示了所设计和使用的手部机器人几何模型, 为了简化模型, 假设指骨为矩形, 关节位于指骨的中心线上。

在从指尖到掌骨锚点末端的范围中, 掌骨、近端指骨、中间指骨和远端指骨的指骨长度分别为  $A_1$ 、 $A_2$ 、 $A_3$  和

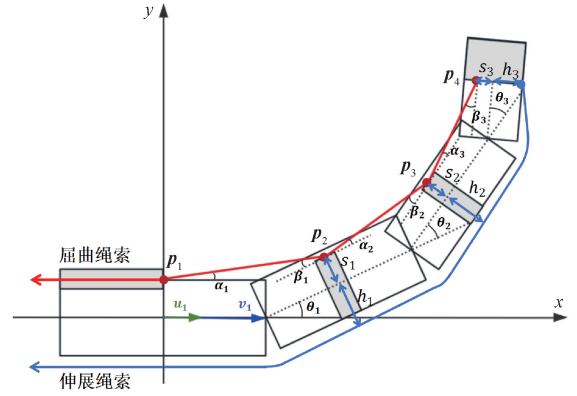


图4 手部机器人几何模型

Fig. 4 Geometric model of hand robot

$A_4$ , 手掌侧的屈曲手指绳索在指骨的中点处均有一个对应的绳索锚点  $p_i$  ( $i = 1, 2, 3, 4$ ), 屈曲绳索经过锚点  $p_i$  前后与指骨之间的角度分别为  $\alpha_i$  和  $\beta_{i-1}$ , 设屈曲手指绳索的拉力为  $F_f$ , 则屈曲绳索在掌指关节 (metacarpophalangeal, MCP)、近端指间关节 (proximal interphalangeal, PIP) 和远端指间关节 (distal interphalangeal, DIP) 上产生的扭矩  $\tau_{f_1}$ 、 $\tau_{f_2}$  和  $\tau_{f_3}$  可表示为:

$$\begin{cases} \tau_{f_1} = F_f \left( \frac{A_2}{2} (\sin\beta_1 + \sin\alpha_2) + s_1 (\cos\beta_1 - \cos\alpha_2) \right) \\ \tau_{f_2} = F_f \left( \frac{A_3}{2} (\sin\beta_2 + \sin\alpha_3) + s_2 (\cos\beta_2 - \cos\alpha_3) \right) \\ \tau_{f_3} = F_f \left( \frac{A_4}{2} \sin\beta_3 + s_3 \cos\beta_3 \right) \end{cases} \quad (7)$$

其中,  $\alpha_i$  和  $\beta_i$  可以根据锚点坐标  $p_i$  和指骨的方向向量  $u_i$  得到, 公式为:

$$\alpha_i = \arccos \left( \frac{(p_{i+1} - p_i) \cdot u_i}{\|p_{i+1} - p_i\| \|u_i\|} \right) \quad (8)$$

$$\beta_i = \arccos \left( \frac{(p_{i+1} - p_i) \cdot u_{i+1}}{\|p_{i+1} - p_i\| \|u_{i+1}\|} \right) \quad (9)$$

其中, 延掌骨方向的方向  $u_1$  定义为  $u_1 = [1 \ 0]^T$ , 则指骨末端的方向向量为:

$$u_i = R_{i-1} \cdot u_{i-1} \quad (10)$$

其中  $2 \leq i \leq 4$ ,  $R_{i-1}$  为绕  $z$  轴的旋转矩阵, 可表示为:

$$R_\theta = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \quad (11)$$

定义掌骨锚点的位置向量为  $v_1 = \frac{A_1}{2} u_1$ , 则可得到其余锚点位置向量的递推公式为:

$$v_i = v_{i-1} + \frac{A_i}{2} u_i \quad (12)$$

其中  $2 \leq i \leq 4$ 。则锚点坐标可表示为:

$$\mathbf{p}_i = \mathbf{v}_{i-1} + \frac{A_i}{2} \mathbf{u}_i + s_{i-1} (\mathbf{R}_{90^\circ} \cdot \mathbf{u}_i) \quad (13)$$

其中,锚点到指骨中线的距离为  $s_{i-1}$ 。

同样的,对伸展绳索而言,绳索的拉力  $F_e$  从掌骨、近端指骨、中间指骨、远端指骨依次传递到指尖,则伸展绳索在 MCP、PIP 和 DIP 上产生的扭矩  $\tau_{ei}$  ( $1 \leq i \leq 3$ ) 可表示为:

$$\tau_{ei} = F_e \cdot h_i \quad (14)$$

其中,  $h_i$  为伸展绳索的驱动力臂,即伸展绳索从指背固定点到对应指骨中心线的距离。

## 2.4 电机选型

由于手部康复机器人主要用于辅助患者完成日常生活中的抓握动作<sup>[26-27]</sup>,系统设计的关键在于满足日常抓握所需的指尖力与动作成功率。而抓握过程中主要由屈曲绳索提供驱动力,因此在驱动器选型与机械设计中,依据屈曲绳索所需的最大力矩进行设计以满足日常抓握辅助的实际需求。以食指为例,假设  $A_2=0.04$  m,  $A_3=0.03$  m,  $A_4=0.02$  m;当手指伸展时,指尖力  $F_{tip}$  到关节的力臂达到最大值,此时指关节扭矩为:

$$\begin{cases} \tau_{f_1} \geq F_{tip} \cdot (A_2 + A_3 + A_4) \\ \tau_{f_2} \geq F_{tip} \cdot (A_3 + A_4) \\ \tau_{f_3} \geq F_{tip} \cdot A_4 \end{cases} \quad (15)$$

由式(15)可知,MCP 所需扭矩最大,因此以  $\tau_{f_1}$  为参照进行后面的推导。

设  $K_i$  为各关节的几何力臂系数,则各关节的抓握扭矩公式式(7)可简化为  $\tau_{f_i} = F_f \cdot K_i$ ,其中,使用  $\tau_{f_1}$  计算手指绳索拉力的表达式为  $F_f = \tau_{f_1}/K_1$ 。由于抓握通常发生在手指弯曲时,选取手指呈半握拳的状态计算指关节扭矩下限,设  $\alpha_2 = \beta_1 = 45^\circ$ ,  $s_1 = 0.005$  m,据前人研究可知<sup>[28]</sup>,人日常生活所需指尖力至少为 6 N,则  $K_1=0.028$  m;此时所需的手指绳索拉力为 19.08 N;根据式(4),在不考虑弹簧拉力情况下,驱动绳索拉力  $F_1 = 3F_f$ ,在此基础上,为考虑摩擦、效率、动态效应等,增设安全系数(safety factor, SF),取  $SF=2$ ,则驱动绳索的输出拉力  $F_1$  至少需要达到 114.49 N。取线轴半径为 0.005 m,此时电机输出扭矩至少应为 0.57 N·m。最终选用的驱动电机(GA36Y-3530-24100, Xinyongtai Motor, 中国)最大输出扭矩为 1.32 N·m,为系统提供一定的性能裕度。

## 3 实验设计

为了验证该驱动器设计的有效性,本节对驱动器的松弛度调节机制、欠驱动性能和指尖力辅助能力进行测试。相关实验平台的设计和搭建如图5所示,接下来对各个实验平台进行介绍。

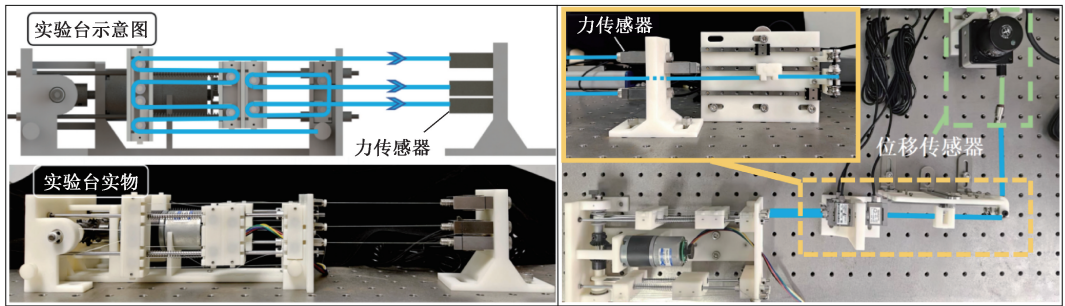


图5 验证实验平台

Fig. 5 Experimental validation platform

图5左图为松弛度调节机制验证实验平台。在松弛度调节机制中,使用拇指调节旋钮和滑块调节旋钮来调节手指绳索的长度,以提升手指运动的响应速度,为验证这一机制,将各手指绳索的输出端水平固定在对应的力传感器(BSL5-1-2 KG, Bufson Sensor Corp, 中国)上,通过检测绳索张力变化计算绳索端的运动响应时间,并据此对比松弛度调节前后的响应时间差异,从而检验机制的有效性。

图5右图为欠驱动自适应抓握功能验证实验平台。平台通过模拟人手抓取过程中手指绳索的不同阻塞情

况,测试驱动器的自适应能力。其中,将部分手指绳索直接与力传感器相连,以模拟受抓握阻塞的手指状态;同时,将另一部分手指绳索与可滑动的滑块连接,模拟自由运动的手指行为。滑块通过绳索与位移传感器(OID-38-L0.5M, Ouaidi Technology Corp, China)相连。驱动器启动后,位移传感记录自由运动的手指绳索位移,而力传感器则同步监测受阻手指绳索的受力情况。当自由手指运动至力传感器端时,所有手指绳索均转为受阻状态,从而完整模拟从部分受阻到完全受阻的抓握过程。

图6左图为指尖力辅助性能测试系统。为了模拟实际康复训练下的使用场景,测试系统为驱动器连接了基于织物的测试手套,受试者穿戴测试手套进行实验。测试手套的结构及绳索路径设计如图6右下图所示,主要由特氟龙管、树脂固定件、魔术贴、硅胶指头套和腕带等部件构成。其中,缝制于手套内部的特氟龙管充当绳索引导通道,用于固定屈曲/伸展绳索的路径并提供可靠锚定点。在每个指节处,通过缝制魔术贴来分别固定树脂固定件与特氟龙管:前者位于魔术贴外侧以约束背侧绳索,后者位于内侧以约束掌侧绳索。此外,鉴于普通织物易发生变形,指头套与腕带采用硅胶材料制作,以增强结构的稳定性。手指绳索的末端最终固定于硅胶指头套的指尖部位。指尖力辅助性能的测试通过力传感器实施,其安装方式如图6右上图所示。在该测试中,受试者佩戴测试手套并调节绳索至合适长度后,将拇指、食指和中指的指尖分别放置于力传感器上。通过驱动器带动手指动作,由传感器采集的实时数据被用于定量评估系统的指尖力辅助能力。

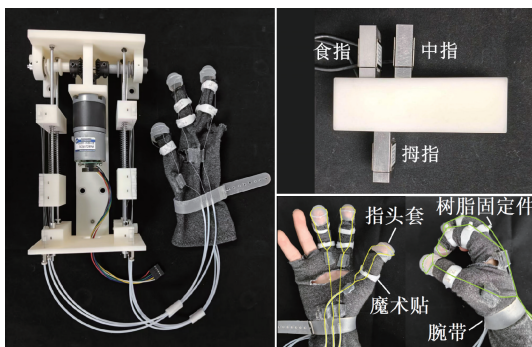


图6 指尖力测试实验平台

Fig. 6 Fingertip force testing platform

依托上述实验平台进行系统功能验证和测试,后文将阐述具体实验过程及结果。

### 3.1 松弛度调节机制验证

为验证松弛度调节机制的有效性及其对手指运动响应时间的改善效果,设计了松弛度调节验证实验。把从驱动器启动到力传感器检测到拉力的时间定义为响应时间。设立了3组实验:

第1组为拇指手指绳索过度松弛约10 mm,食指和中指绳索拉直且无张力。启动驱动器,记录旋钮调节前的响应时间。然后恢复各绳索长度至初始状态,通过拇指旋钮调节拇指绳索至拉直且无张力,启动驱动器,记录旋钮调节后的响应时间。

第2组为食指绳索过度松弛约10 mm,拇指和中指绳索拉直且无张力。启动驱动器,记录旋钮调节前的响应时间。然后恢复各绳索长度至初始状态,通过拇指旋钮和滑块调节旋钮调节所有绳索至拉直且无张力,启动驱动器,记录旋钮调节后的响应时间。

第3组为中指绳索过度松弛约10 mm,拇指和食指绳索拉直且无张力。其余操作与第2组相同。

记录各组实验响应时间如图7所示。

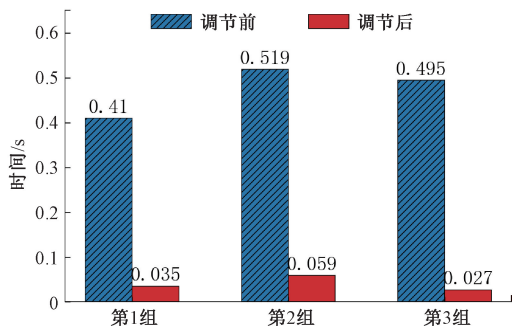


图7 响应时间记录

Fig. 7 The recording of response time

由图7可见,当任一手指绳索存在约10 mm松弛时,系统响应时间分别为0.41、0.519和0.495 s,平均响应时间约为0.475 s;通过对应旋钮对各指绳索松弛度进行独立调节后,响应时间分别降低至0.035、0.059和0.027 s,平均约为0.040 s,平均响应时间缩短约91.5%。结果表明,所提出的松弛度调节机制能够有效调整各手指绳索长度,消除驱动初期空程并避免过度预紧,从而提升系统的响应速度。

### 3.2 欠驱动自适应抓握功能验证

为验证驱动器的欠驱动自适应抓握功能,将抓握过程划分为两个阶段:第1阶段为手指绳索开始运动至全部受阻前;第2阶段为所有手指绳索受阻后,绳索拉力逐渐上升并趋于稳定。以连续4 s时间窗口内力信号标准差 $<0.4$  N作为力稳定判定标准<sup>[29]</sup>,并取该时间窗口内力信号的平均值作为稳定力值。敏感性分析表明,在0.3~0.5 N范围计算结果差异 $<5\%$ ,证明设定的阈值对稳定力值的计算具有稳健性。基于此,设计两组实验以模拟不同情况下的手指抓握状态:

第1组为单指阻塞抓握实验,单独阻塞一根手指绳索,驱动其余手指绳索执行抓握动作;

第2组为单指自由抓握实验,驱动单根手指绳索进行运动,其余手指绳索保持阻塞状态。

其中,由于食指与中指的手指绳索通过同一对滑轮调节,阻塞其中一指与另一指具有相同实验效应。因此在涉及该两指之一的阻塞实验中,仅以阻塞食指绳索作为代表进行测试,以避免实验组设置的冗余。

实验过程中,同步记录两个阶段内的力传感器与位移传感器数据,并测量实验结束时的滑块内部间距 $\Delta L$ 。两个阶段内的稳定拉力和滑块间距变化值如表2所示,数据曲线和滑块间距示意图如图8所示。

表 2 稳定拉力及滑块间距变化值

Table 2 Steady tension and slider displacement

实验模式	第 1 阶段 阻塞拉力/N	稳定自由 指拉力/N	稳定阻塞 指拉力/N	滑块间距 变化/m
阻塞拇指抓握	3.3 N	19.6(食指)	24.8	-0.17
		20.2(中指)		
阻塞食指抓握	3.0 N	20.0(中指)	25.0	+0.04
		19.5(拇指)		
拇指自由抓握	3.3 N(食指)	18.5	23.4(食指)	+0.12
	3.2 N(中指)		22.6(中指)	
食指自由抓握	3.3 N(中指)	20.7	25.6(中指)	-0.16
	3.2 N(拇指)		26.1(拇指)	

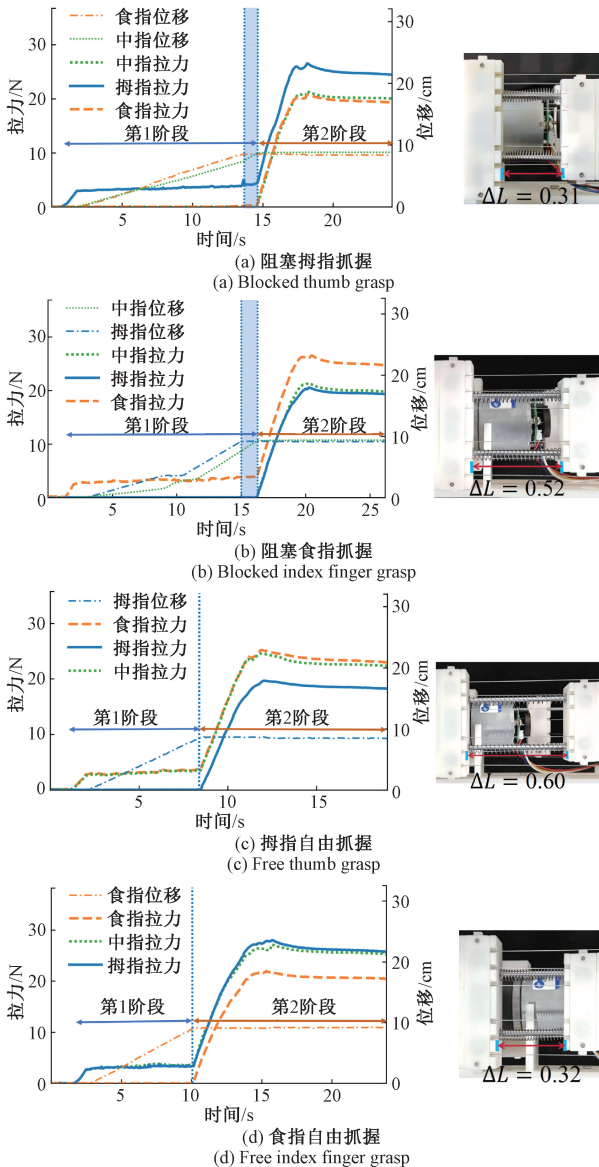


图 8 自适应抓握实验数据

Fig. 8 Experimental data of adaptive grasping

根据图 8 和表 2 结果可知:在第 1 阶段,阻塞手指绳索承受 3.0~3.3 N 的拉力,该拉力主要用于平衡自由端绳索的滑动摩擦力及位移传感器施加的负载,这表明系统在部分手指受阻时能自动维持张力分配。进入第 2 阶段后,所有手指同步进入稳定状态,自由手指与阻塞手指间的稳定拉力差异约为 5 N,该差异主要由系统内部摩擦与外部负载共同决定,进一步印证了系统能够依据各手指的受阻情况实现绳索拉力的自适应调节。在单指阻塞抓握实验中,由于滑轨摩擦力差异,各自由手指绳索抵达力传感器的时间不同,但所有手指均在最后一条绳索到达后同步进入第 2 阶段,并输出稳定拉力,体现了系统在时序协调与力平衡方面的自适应特性。

在滑块相对位移方面,驱动器启动前滑块初始间距为 0.48 m。在不同抓握模式下,间距呈现规律性变化:在拇指阻塞抓握与食指自由抓握实验中,间距分别减小至 0.31 和 0.32 m,这是由于拇指绳索长度固定,拇指滑块持续运动牵引另一滑块所致;在拇指自由抓握实验中,间距增大至 0.60 m,源于食指与中指滑块因受阻保持静止;在食指阻塞抓握实验中,间距微增至 0.52 m,主要与启动初期绳索松弛及系统内部摩擦有关。这些变化表明系统能够根据手指的实际抓握状态,通过调节滑块间距自适应地改变手指绳索长度。

综上所述,在不同阻塞与自由抓握场景下,驱动器均表现出良好的绳索拉力分配、运动同步与长度调节能力,验证了其具备可靠的自适应抓握功能。

### 3.3 指尖力测量

为评估驱动器实际指尖力辅助能力,在受试者保持肌肉放松的状态下启动驱动器,利用指尖处布置的力传感器实时采集指尖力信号。基于前文所述的力稳定判断标准,取稳定阶段内所有采样点的算术平均值作为该指尖的输出力。相关实验结果如图 9 所示。

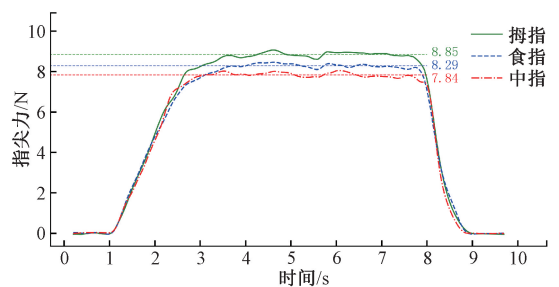


图 9 指尖力测量数据

Fig. 9 Fingertip force measurement data

由图 9 可见,拇指、食指和中指的测量指尖力分别为 8.85、8.29 和 7.84 N,能够较好的满足患者日常生活所需的指尖力辅助要求<sup>[28]</sup>。

## 4 结 论

设计并实现了一种用于手部康复机器人的松弛度可调节欠驱动绳索驱动器。该驱动器采用单电机驱动以简化电机数量,通过锥齿轮传动与双滑轮组差动机构协同控制拇指、食指和中指的运动,可辅助多指实现自适应抓握功能。提出的基于调节旋钮与双滑轮差动机构结合设计的松弛度调节机制,实现了对手指绳索松弛度的灵活控制。实验结果表明,驱动器通过调节旋钮能有效减小手指绳索的松弛度,提升系统响应速度。在欠驱动条件下,系统能够应对单指阻塞、多指阻塞等复杂抓握场景,自动调节手指绳索的力和长度以实现自适应抓握。指尖力测量结果显示,系统可提供至少约 7.84 N 的稳定输出力,满足日常康复训练需求。本研究的创新点在于将欠驱动机制与可调节松弛度功能相结合,在降低系统控制复杂度的同时,增强了手部康复机器人对个体差异的适应性,提升系统响应速度,为手部康复机器人的实用化提供了新的设计思路。未来工作将围绕优化控制系统、开展临床患者试验以及进一步降低系统重量与体积等方面展开,以推动该技术向实际应用转化。

### 参考文献

- [ 1 ] 董婷婷, 王钰宏, 李维朝, 等. 外骨骼机器人在脊髓损伤患者康复领域中的应用综述[J]. 医疗卫生装备, 2025, 46(4): 100-107.  
DONG T T, WANG Y H, LI W CH, et al. Application progress of exoskeleton robots in rehabilitation for patients with spinal cord injury[J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2025, 46(4): 100-107.
- [ 2 ] 张雨琴, 谢强, 阳叶, 等. 卒中中偏瘫手功能障碍的康复治疗研究进展[J]. 中国医学创新, 2025, 22(5): 170-174.  
ZHANG Y Q, XIE Q, YANG Y, et al. Progress in rehabilitation of hand dysfunction in hemiplegic patients with stroke[J]. Medical Innovation of China, 2025, 22(5): 170-174.
- [ 3 ] 董千恒, 张秀再, 许芝也. 基于 Arduino 和 STM32 的主动式手部训练系统[J]. 电子测量技术, 2023, 46(3): 114-120.  
DONG Q H, ZHANG X Z, XU ZH Y. Active hand training system based on Arduino and STM32[J]. Electronic Measurement Technology, 2023, 46(3): 114-120.
- [ 4 ] 齐飞, 孙露, 孙杰, 等. 绳驱动外肢体机器人碰撞检测及振动反馈控制研究[J]. 仪器仪表学报, 2025, 46(6): 166-180.  
QI F, SUN L, SUN J, et al. Research on collision detection and vibration feedback control strategies for cable-driven supernumerary robotic limbs[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2025, 46(6): 166-180.
- [ 5 ] KAPLANOGLU E, AKGUN G, ERDEMIR G, et al. Design and PID control of tendon-driven continuum robot for finger rehabilitation[C]. 2024 IEEE SoutheastCon, 2024: 681-685.
- [ 6 ] 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.
- [ 7 ] DAN Y, HIROAKI K, YOSHIYUKI S. Development of a wearable cybernic glove that enables object grasping and gripping force measurement with open finger pad[J]. Advanced Robotics, 2023, 37(13/14): 924-941.
- [ 8 ] TRAN P, JEONG S, WOLF S, et al. Patient-specific, voice-controlled, robotic flexotendon glove-II system for spinal cord injury[J]. IEEE Robotics and Automation Letters, 2020, 5(2): 898-905.
- [ 9 ] ALNAJJAR F, UMARI H, AHMED W K, et al. CHAD: Compact hand-assistive device for enhancement of function in hand impairments[J]. Robotics and Autonomous Systems, 2021, 142: 103784.
- [ 10 ] SILVA R C C, LOURENCO B G, ULHOA P H F, et al. Biomimetic design of a tendon-driven myoelectric soft hand exoskeleton for upper-limb rehabilitation[J]. Biomimetics, 2023, 8(3): 317.
- [ 11 ] LI F G, CHEN J H, ZHOU ZH T, et al. Lightweight soft robotic glove with whole-hand finger motion tracking for hand rehabilitation in virtual reality[J]. Biomimetics, 2023, 8(5): 425.
- [ 12 ] BURNS M K, VAN ORDEN K, PATEL V, et al. Towards a wearable hand exoskeleton with embedded synergies[C]. 2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2017: 213-216.
- [ 13 ] ALICEA R, XILOYANNIS M, CHIARADIA D, et al. A soft, synergy-based robotic glove for grasping assist-

- ance[J]. *Wearable Technologies*, 2021, 2: 4-23.
- [14] GEREZ L, LIAROKAPIS M. An underactuated, tendon-driven, wearable exo-glove with a four-output differential mechanism[C]. 2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2019: 6224-6228.
- [15] KIM B, JEONG U, KANG B B, et al. Slider-tendon linear actuator with under-actuation and fast-connection for soft wearable robots [J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2021, 26(6): 2932-2943.
- [16] KHATIWADA D, SANDERS Q. Design, characterization, and testing of a rigid chain actuator for an under-actuated, tendon driven hand exoskeleton [C]. 2024 10th IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2024: 1467-1472.
- [17] KHATIK V, SAXENA A. On optimal tendon routing-based design of biologically inspired underactuated hand exoskeleton for gross grasping[J]. *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, 2024, 6(2): 600-617.
- [18] ESTAY D, BASOALTO A, ARDILA J, et al. Development and implementation of an anthropomorphic under-actuated prosthesis with adaptive grip [J]. *Machines*, 2021, 9(10): 209.
- [19] KIM B, JEONG U, CHO K J. Dual-tendon routing: Tendon routing for under-actuated tendon-driven soft hand-wearable robot[J]. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2025, 10(4): 3612-3619.
- [20] LU Y, LI H J, LAI J W, et al. Adjustable rigid-soft wearable hand robot with magnetorheological cable-driven mechanism for grasping assistance [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2025, 33: 3053-3064.
- [21] 郭皓宇, 刘康恒, 张军, 等. 一种刚柔耦合结构的欠驱动灵巧手设计与控制研究[J/OL]. *仪器仪表学报*, 2026; 1-11[2025-12-30].  
GUO H Y, LIU K H, ZHANG J, et al. Design and control of an underactuated dexterous hand with a rigid-flexible coupled structure [J/OL]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2026; 1-11[2025-12-30].
- [22] 路光达, 赵壮壮, 郭胜辉, 等. 可穿戴式手部康复机器人设计[J]. *机械设计*, 2025, 42(10): 140-149.
- LU G D, ZHANG ZH ZH, GUO SH H, et al. Design of wearable hand rehabilitation robot [J]. *Journal of Machine Design*, 2025, 42(10): 140-149.
- [23] SANTELLO M, FLANDERS M, SOECHTING J F. Postural hand synergies for tool use [J]. *Journal of Neuroscience*, 1998, 18(23): 10105-10115.
- [24] 刘晓杰, 张绪树, 郭媛, 等. 人手关节运动学与抓握接触力的生物力学研究分析[J]. *中国生物医学工程学报*, 2025, 44(2): 193-202.  
LIU X J, ZHANG X SH, GUO Y, et al. Study of hand joint kinematics and biomechanical of grasping contact force[J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2025, 44(2): 193-202.
- [25] 全国人类工效学标准化技术委员会. 成年人手部尺寸分型: GB/T 16252—2023[S]. 北京: 中国标准出版社, 2023: 3-8.  
National Technical Committee on Human Ergonomics of Standardization Administration of China. Hand sizing system of adults: GB/T 16252—2023 [S]. Beijing: Standards Press of China, 2023: 3-8.
- [26] GU Y X, XU Y J, SHEN Y L, et al. A review of hand function rehabilitation systems based on hand motion recognition devices and artificial intelligence[J]. *Brain Sciences*, 2022, 12(8): 1079.
- [27] LAI J W, SONG AI G, SHI K, et al. Design and evaluation of a bidirectional soft glove for hand rehabilitation-assistance tasks [J]. *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, 2023, 5(3): 730-740.
- [28] ISMAIL R, ARIYANTO M, SETIAWAN J D, et al. Design and testing of fabric-based portable soft exoskeleton glove for hand grasping assistance in daily activity[J]. *HardwareX*, 2024, 18: 537.
- [29] KRISHNAN C, ALLEN E J, WILLIAM G N. Effect of knee position on quadriceps muscle force steadiness and activation strategies [J]. *Muscle & Nerve*, 2011, 43(4): 563-573.

## 作者简介



余雅婷, 2022年于江苏大学获得学士学位, 现为东南大学硕士研究生, 主要研究方向为康复机器人。

E-mail: 220233623@seu.edu.cn

Yu Yating received her his B. Sc. degree

from Jiangsu University in 2022. She is currently a master's student at Southeast University. Her main research interest is rehabilitation robot.



**李会军**(通信作者), 2005 年于东南大学获得博士学位, 现为东南大学教授, 主要研究方向为机器人遥操作技术、康复机器人等。

E-mail: lihuijun@seu.edu.cn

**Li Huijun** (Corresponding author) received her Ph. D. degree from Southeast University in 2005. She is currently a professor at Southeast University. Her main research interests include robot teleoperation, rehabilitation robot, etc.



**陆叶**, 2020 年于东北大学获得学士学位, 现为东南大学博士研究生, 主要研究方向为康复机器人。

E-mail: yelu@seu.edu.cn

**Lu Ye** received his B. Sc. degree from Northeastern University in 2020. He is currently a Ph. D. candidate at Southeast University. His main research interest is rehabilitation robot.



**赖健伟**, 2018 年于东北林业大学获得学士学位, 2024 年于东南大学获得博士学位, 现为东南大学博士后, 主要研究方向为康复机器人。

E-mail: 101300484@seu.edu.cn

**Lai Jianwei** received his B. Sc. degree from Northeast Forestry University in 2018, and his Ph. D. degree from Southeast University in 2024. He is currently a postdoctoral researcher at Southeast University. His main research interest is rehabilitation robot.



**宋爱国**, 分别在 1990 年和 1993 年于南京航空航天大学获得学士学位和硕士学位, 1996 年于东南大学获得博士学位, 现为东南大学教授, 主要研究方向为机器人力触觉传感器、遥操作技术、康复机器人等。

E-mail: a.g.song@seu.edu.cn

**Song Aiguo** received his B. Sc. degree and M. Sc. degree both from Nanjing University of Aeronautics and Astronautics in 1990 and 1993, respectively, and his Ph. D. degree from Southeast University in 1996. He is currently a professor at Southeast University. His main research interests include robot force and tactile sensor, teleoperation technology, rehabilitation robot, etc.