

采用套索驱动的手部助力外骨骼 设计与抓握实验研究

宋纪元^{1,2}, 朱爱斌^{1,2}, 张晶^{1,3}, 郑春莉⁴, 屠尧^{1,2}, 黄虎^{1,3}, 张政^{1,2}, 徐海波^{1,2}

(1. 西安交通大学机器人与智能系统研究所, 710049, 西安; 2. 西安交通大学陕西省智能机器人
重点实验室, 710049, 西安; 3. 西安交通大学现代设计及转子轴承系统教育部
重点实验室, 710049, 西安; 4. 西安交通大学环境科学与工程系, 710049, 西安)

摘要: 针对航天和工业领域中人体佩戴手套执行任务时,手指关节处因受到编织物挤压而造成
的手部疲劳损伤以及抓握力下降等问题,设计了一种采用套索驱动的手部助力外骨骼系统。该系统
采用以速度为内环、力为外环的力PID控制方法,以拉力传感器反馈输出力,通过力学建模对手部
助力外骨骼导线槽开展位置优化。对所设计的外骨骼系统开展抓握实验,结果表明:人体穿戴手部
助力外骨骼可再现 Feix 分类法中全部 33 种抓握类型;外骨骼抓握指尖力最高可达 14 N;与不穿戴
外骨骼相比,穿戴外骨骼时人体手指关节运动范围能够达到自主弯曲运动范围的 63% 以上,掌指
关节、近端指间关节和大拇指的指间关节角度的皮尔森相关系数可达 0.90 以上;外骨骼助力抓握
使得肱桡肌和桡侧腕长伸肌的肌电均方根峰值分别减小了 37.86% 和 62.46%。实验结果证明所
设计的手部助力外骨骼能够明显减少手部肌肉耗能。

关键词: 套索驱动;手部助力;外骨骼机构;抓握实验;静力学分析

中图分类号: TH117.1 **文献标志码:** A

DOI: 10.7652/xjtuxb202308012 **文章编号:** 0253-987X(2023)08-0115-12

Novel Design and Grasping Experiment of a Hand-Assisted Exoskeleton Driven by Tendon-Sheath Actuator

SONG Jiyuan^{1,2}, ZHU Aibin^{1,2}, ZHANG Jing^{1,3}, ZHENG Chunli⁴, TU Yao^{1,2},
HUANG Hu^{1,3}, ZHANG Zheng^{1,2}, XU Haibo^{1,2}

(1. Institute of Robotics & Intelligent Systems, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China; 2. Shaanxi Key
Laboratory of Intelligent Robots, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China; 3. Key Laboratory of Education
Ministry for Modern Design and Rotor-Bearing System, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China;
4. Department of Environmental Science and Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China)

Abstract: A hand-assisted exoskeleton system driven by a tendon-sheath actuator is designed to
address the problem that, in the aerospace and industrial fields, fatigue damage to hands is caused
and grasp strength is reduced, when personnel wear gloves to perform tasks, as finger joints are
subject to the glove woven fabric compression. For this system, a PID force control method with
speed as the inner loop and force as the outer loop is used, and the output force is fed back with a
force sensor. The location of the hand-assisted exoskeleton cable slot is optimized by mechanics

收稿日期: 2022-12-23。 作者简介: 宋纪元(1993—),男,博士生;朱爱斌(通信作者),男,教授,博士生导师。 基金项目:
国家自然科学基金资助项目(52175061);新疆自治区重大科技专项资助项目(2021A02002);陕西省重点研发计划资助项目
(2022SF-355)。

网络出版时间: 2023-04-14

网络出版地址: <https://kns.cnki.net/kcms/detail/61.1069.T.20230413.1912.004.html>

modeling. The grasping experiment for the designed exoskeleton system reveals that the assisted exoskeleton can reproduce all 33 grasp types in the Feix taxonomy; the grasping force of the exoskeleton at the fingertip can reach 14 N; with the exoskeleton, human finger joints can move by more than 63% of the independent finger bending range; the Pearson correlation coefficient of the angle of the metacarpophalangeal joint, proximal interphalangeal joint, and interphalangeal joint can reach more than 0.90; the peak RMS values of the brachioradialis muscle and the radial extensor carpi longus muscle decreased by 37.86% and 62.46%, respectively. The experimental results indicate that the designed hand-assisted exoskeleton can significantly reduce hand muscle energy consumption.

Keywords: tendon-sheath; hand assist; exoskeleton mechanism; gripping experiment; static analysis

2021 年 4 月 29 日, 长征五号运载火箭将中国迄今最大的航天器“天和”号核心舱送入预定轨道, 标志着中国空间站时代的到来。未来, 我国将努力实现载人登月计划并着手建立月球基地和空间站^[1-3], 针对火星等地外行星的探索已纳入发展计划。为完成特定的舱外飞行试验或任务, 航天员需要进行舱外活动, 此时手部运动易受到航天服手套关节处编织物的挤压^[4], 例如美国国家航空航天局 NASA 设计的舱外航天服手套^[5], 从而造成手部抓握力下降以及手部疲劳等问题。Scheuring 等^[6]研究发现, 直接由舱外航天服导致的各种伤害中, 手是最常受伤的部位, 次数占比高达 40%。当手套加压时, 气密层膨胀, 手套变得坚固, 手指关节弯曲时会产生阻力矩, 导致关节的运动范围减小^[7]。同样地, 低温或高温等特殊环境的工厂车间中, 工人佩戴隔热手套抓取工件也会遇到类似的问题。手部助力外骨骼的研究致力于解决该问题。

手部助力外骨骼在驱动方式上可分为刚性驱动和柔性驱动。刚性手部外骨骼采用齿轮、齿条等刚性传动机构, 传动准确且控制精准, 但自适应性差, 与人体交互不柔顺, 易给穿戴者手部造成伤害, 如 FLEXOR 外骨骼康复机器人^[8]、用于重度手部损伤患者重复性任务练习的 HandSOME II 外骨骼^[9]、韩国蔚山科学技术大学的线控式刚性手部外骨骼^[10]以及哈尔滨工业大学的手部功能康复机器人^[11]等。柔性手部外骨骼是指通过弹簧、套索、气动肌肉等柔性构件进行传动, 并利用柔性构件驱动手指运动的一系列外骨骼机器人, 如韩国 In 等^[12]设计的套索驱动的 Exo-Glove 外骨骼, Kang 等^[13]设计的硅树脂传动的 Exo-Glove Poly 手部外骨骼, Popov 等^[14]研制的绳驱动柔性外骨骼手套 Graspy Glove, 哈佛大学 Polygerinos 等^[15]研制的液压驱动柔性手部外骨骼等。瑞士苏黎世联邦理工学院

Bützer 等^[16]研制的 RELab tenoexo 外骨骼手套采用套索和弹簧片驱动方式, 天津理工大学的软体手部外骨骼^[17]采用流体弹性驱动器驱动, 西安交通大学李敏等^[18]采用弹簧片驱动多段连续结构方案设计用于手功能康复的外骨骼。中国科学院 Chen 等^[19]提出了一种仿生肌腱驱动的软手外骨骼, 用于协助脑卒中患者完成拇指环绕、抓握、捏、松、书写等各种训练任务。相比于刚性手部外骨骼, 柔性手部外骨骼质量更轻, 与人手的贴合度和安全性更高, 运动更加柔顺, 舒适度更好, 但柔性手部外骨骼运动不准确, 控制难度较高。目前国内外研究人员主要采用位置传感器和力传感器来实现外骨骼的闭环控制, 以提高运动精准性。

本文采用柔性驱动方案, 提出了一种可与手套结合在一起的手部外骨骼助力系统, 具备小巧轻便、容易穿戴的特点, 旨在解决航天和工业领域作业人员手部抓握力下降以及疲劳损伤等问题。

1 手部助力外骨骼设计

人体手部骨骼关节模型如图 1 所示, 掌指关节

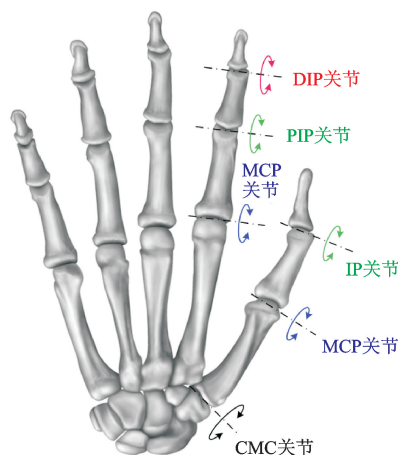


图 1 手部骨骼关节模型

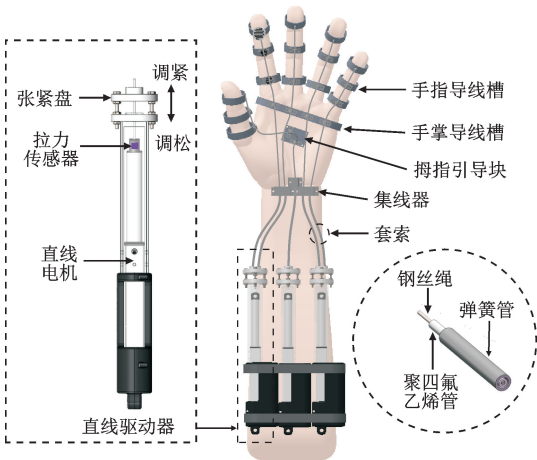
Fig. 1 Biological model of hand bone joint

(Metacarpophalangeal, MCP)位于掌骨和近端指骨之间,近端指间关节(Proximal interphalangeal, PIP)位于近端指骨和中端指骨之间,而远端指间关节(Distal interphalangeal, DIP)位于远端指骨和中端指骨之间。大拇指的指间关节(Interphalangeal, IP)位于近端指骨和远端指骨之间。MCP 关节是一种球窝关节,可以实现屈曲、伸展、内收和外展运动。腕骨与掌骨之间是腕掌关节(Carpometacarpal, CMC)。手部外骨骼能够实现对手部的抓握任务助力,对手指关节的屈伸运动助力。

手部外骨骼要求小巧轻便,保证手指运动灵活,能够抓握起多种形状的物体^[20]。本文设计的手部助力外骨骼人体穿戴展示如图 2(a)所示。图 2(b)为手部外骨骼的细节展示,外骨骼由两层结构组成:第 1 层为高强度的纺织手套,与人手部皮肤接触和固定;第 2 层为外骨骼驱动系统,包含直线驱动器、驱动绳以及引导钢丝绳传动的固定环和导线槽。



(a) 手部助力外骨骼穿戴展示



(b) 手部助力外骨骼设计方案

图 2 手部助力外骨骼设计方案与实物穿戴展示

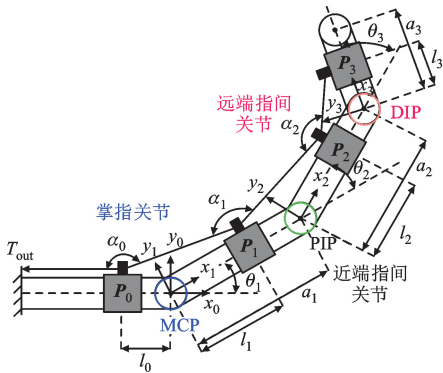
Fig. 2 Design of the hand assisted exoskeleton

外骨骼采用套索驱动方式,钢丝绳在聚四氟乙烯管内滑动,弹簧管套在聚四氟乙烯管外以保证套索的轴向刚度。钢丝绳一端固定在指尖上,依次穿过 3 个导线槽,经过手腕内侧的集线器再接入套索中。集线器安装在人体手腕靠掌部位,保证手腕自由弯曲的同时不影响钢丝绳的传动。3 个微型直线电机驱动手指:大拇指由单独的直线电机驱动;食指和中指并联共用一直线电机;无名指和小拇指并联共用一直线电机。3 个直线驱动器固定在手臂袖套上,每个直线驱动器的输出端分别安装可调张紧盘,用于调节钢丝绳的预紧力。

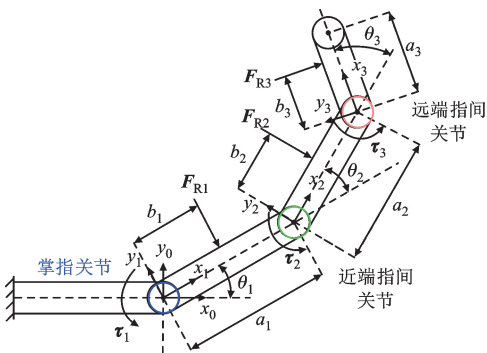
2 手部助力外骨骼的关键参数分析

2.1 静力学数学建模

在钢丝绳的牵引力作用下,外骨骼和手指构成欠驱动模型,单个手指的受力模型如图 3(a)所示。假设每个关节只做屈伸运动,不考虑 MCP 关节的内收、外展运动,且钢丝绳摩擦力忽略不计。



(a) 钢丝绳驱动手指受力模型



(b) 手指和被抓握物体间作用力模型

T_{out} — 钢丝绳拉力; $P_0 \sim P_3$ — 导线槽位置坐标; $F_{R1} \sim F_{R3}$ — 被抓握物体对手指的作用力; $a_1 \sim a_3$ — 手指段长度; $\theta_1 \sim \theta_3$ — 手指角度; $\tau_1 \sim \tau_3$ — 指关节扭矩; $b_1 \sim b_3$ — 物体在手指上作用力位置; $\alpha_1 \sim \alpha_3$ — 钢丝绳夹角; $l_0 \sim l_3$ — 导线槽到关节的长度。

图 3 手指受力及与被抓握物体间作用力模型

Fig. 3 Force analysis model for fingers

$\mathbf{F}_{ij}$ 和 $\mathbf{V}_{ij}$ 分别为导线槽 $\mathbf{P}_i$ 到导线槽 $\mathbf{P}_j$ 的拉力向量和位置单位向量, 其中 $\mathbf{V}_{ij}$ 可写为

$$\mathbf{V}_{ij} = \frac{\mathbf{P}_j - \mathbf{P}_i}{\|\mathbf{P}_j - \mathbf{P}_i\|} \quad (1)$$

则 $\mathbf{P}_3$ 处受到的拉力 $\mathbf{F}_{23}$ 以及对 DIP 关节产生的转矩 τ_3 的表达式分别如下

$$\mathbf{F}_{23} = |T_{\text{out}}| \mathbf{V}_{23} \quad (2)$$

$$\tau_3 = (\mathbf{P}_3 - \mathbf{P}_{\text{DIP}}) \mathbf{F}_{23} \quad (3)$$

$\mathbf{P}_2$ 处受到两个方向的拉力作用 $\mathbf{F}_{12}$ 、 $\mathbf{F}_{32}$, 以及对 PIP 关节产生转矩 τ_2 , 计算公式分别如下

$$\mathbf{F}_{12} = |T_{\text{out}}| \mathbf{V}_{12}; \mathbf{F}_{32} = |T_{\text{out}}| \mathbf{V}_{32} \quad (4)$$

$$\tau_2 = (\mathbf{P}_2 - \mathbf{P}_{\text{PIP}}) \mathbf{F}_{12} + (\mathbf{P}_2 - \mathbf{P}_{\text{PIP}}) \mathbf{F}_{32} + (\mathbf{P}_3 - \mathbf{P}_{\text{PIP}}) \mathbf{F}_{23} \quad (5)$$

$\mathbf{P}_1$ 处受到两个方向的拉力作用 $\mathbf{F}_{01}$ 、 $\mathbf{F}_{21}$, 对 MCP 关节产生转矩 τ_1 , 可分别写为

$$\mathbf{F}_{01} = |T_{\text{out}}| \mathbf{V}_{01}; \mathbf{F}_{21} = |T_{\text{out}}| \mathbf{V}_{21} \quad (6)$$

$$\tau_1 = (\mathbf{P}_1 - \mathbf{P}_{\text{MCP}}) (\mathbf{F}_{01} + \mathbf{F}_{21}) +$$

$$(\mathbf{P}_2 - \mathbf{P}_{\text{MCP}}) (\mathbf{F}_{12} + \mathbf{F}_{32}) + (\mathbf{P}_3 - \mathbf{P}_{\text{MCP}}) \mathbf{F}_{23} \quad (7)$$

其中, 导线槽位置坐标 $\mathbf{P}_0 \sim \mathbf{P}_3$ 、掌指关节、近端指间关节和远端指间关节位置坐标 $\mathbf{P}_{\text{DIP}}$ 、 $\mathbf{P}_{\text{PIP}}$ 和 $\mathbf{P}_{\text{MCP}}$ 的表达式分别为

$$\mathbf{P}_0 = \begin{bmatrix} -l_0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}; \mathbf{P}_1 = \begin{bmatrix} l_1 \cos \theta_1 \\ l_1 \sin \theta_1 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$\mathbf{V}_{\text{R3}} = \begin{bmatrix} -a_1 \sin \theta_1 - a_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) - b_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & -a_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) - b_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & -b_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ a_1 \cos \theta_1 + a_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + b_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & a_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + b_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & b_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \quad (15)$$

则外力所作虚功为

$$W_R = F \delta x = \mathbf{F}_{\text{R1}}^T \mathbf{V}_{\text{R1}} + \mathbf{F}_{\text{R2}}^T \mathbf{V}_{\text{R2}} + \mathbf{F}_{\text{R3}}^T \mathbf{V}_{\text{R3}} \quad (16)$$

式中: $\mathbf{F}_{\text{R1}} \sim \mathbf{F}_{\text{R3}}$ 的表达式分别为

$$\mathbf{F}_{\text{R1}} = f_{\text{R1}} \begin{bmatrix} \sin \theta_1 \\ -\cos \theta_1 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (17)$$

$$\mathbf{F}_{\text{R2}} = f_{\text{R2}} \begin{bmatrix} \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ -\cos(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (18)$$

$$\mathbf{F}_{\text{R3}} = f_{\text{R3}} \begin{bmatrix} \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ -\cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (19)$$

其中 $f_{\text{R1}} \sim f_{\text{R3}}$ 为 3 个外力矢量 $\mathbf{F}_{\text{Ri}} (i = 1, 2, 3)$ 在基坐标系的转换。

由上, 可将式(16)改写为

$$W_R = (\mathbf{J} \dot{\boldsymbol{\theta}})^T \mathbf{f} \quad (20)$$

$$\mathbf{P}_2 = \begin{bmatrix} a_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ a_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (9)$$

$$\mathbf{P}_3 = \begin{bmatrix} a_1 \cos \theta_1 + a_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ a_1 \sin \theta_1 + a_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (10)$$

$$\mathbf{P}_{\text{DIP}} = \begin{bmatrix} a_1 \cos \theta_1 + a_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ a_1 \sin \theta_1 + a_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (11)$$

$$\mathbf{P}_{\text{PIP}} = \begin{bmatrix} a_1 \cos \theta_1 \\ a_1 \sin \theta_1 \\ 0 \end{bmatrix}; \mathbf{P}_{\text{MCP}} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (12)$$

手指抓握物体时, 受到外部接触力 $\mathbf{F}_{\text{Ri}} (i = 1, 2, 3)$ 作用, 平衡状态如图 3(b) 所示。令 $\mathbf{V}_{\text{Ri}} (i = 1, 2, 3)$ 为 3 个外力作用点的位置矢量对时间的导数, 则有

$$\mathbf{V}_{\text{R1}} = \begin{bmatrix} -b_1 \sin \theta_1 & 0 & 0 \\ b_1 \cos \theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \quad (13)$$

$$\mathbf{V}_{\text{R2}} = \begin{bmatrix} -a_1 \sin \theta_1 - b_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) & -b_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) & 0 \\ a_1 \cos \theta_1 + b_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) & b_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \quad (14)$$

式中: $\mathbf{J}$ 为雅可比(Jacobi)矩阵

$$\mathbf{J} = \begin{bmatrix} -b_1 & 0 & 0 \\ -a_1 \cos \theta_2 - b_2 & -b_2 & 0 \\ -a_1 \cos \theta_3 - a_2 \cos \theta_3 - b_3 & -a_2 \cos \theta_3 - b_3 & -b_3 \end{bmatrix} \quad (21)$$

$\dot{\boldsymbol{\theta}}^T$ 和 $\mathbf{f}$ 的表达式分别为

$$\dot{\boldsymbol{\theta}}^T = [\dot{\theta}_1 \quad \dot{\theta}_2 \quad \dot{\theta}_3] \quad (22)$$

$$\mathbf{f} = \begin{bmatrix} f_{\text{R1}} \\ f_{\text{R2}} \\ f_{\text{R3}} \end{bmatrix} \quad (23)$$

2.2 导线槽最优位置计算

设受试者的手指参数 $a_1 = 44 \text{ mm}$, $a_2 = 23 \text{ mm}$, $a_3 = 21 \text{ mm}$; 设抓握状态时 $\theta_1 = 60^\circ$, $\theta_2 = 72^\circ$, $\theta_3 = 48^\circ$ 。关节转矩与线槽位置的函数关系如下

$$\tau_1 = f(l_0, l_1); \tau_2 = f(l_1, l_2); \tau_3 = f(l_2, l_3) \quad (24)$$

设约束条件

$$\begin{cases} 0 \leq l_0 \leq 11; & 0 \leq l_1 \leq a_1 \\ 0 \leq l_2 \leq a_2; & 0 \leq l_3 \leq a_3 \end{cases} \quad (25)$$

设钢丝绳的拉力 $T_{out}=40\text{ N}$,得到 τ_3 与 l_2 和 l_3 的关系如图 4 所示。无论 l_2 取何值,当 l_3 取最大值时,转矩 τ_3 取得最大值。

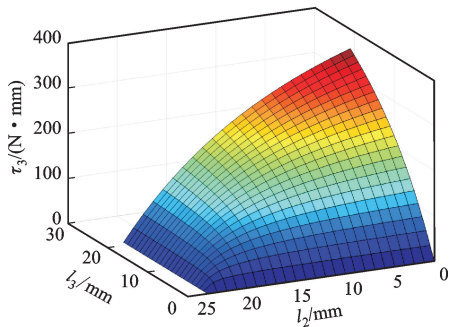


图 4 关节转矩 τ_3 与导线槽位置 l_2 和 l_3 的关系
Fig. 4 Relationship between τ_3 and l_2 and l_3

τ_1 与 l_0 和 l_1 的关系,如图 5 所示。无论 l_1 取何值,当 l_0 取最大值时,转矩 τ_1 取得最大值。

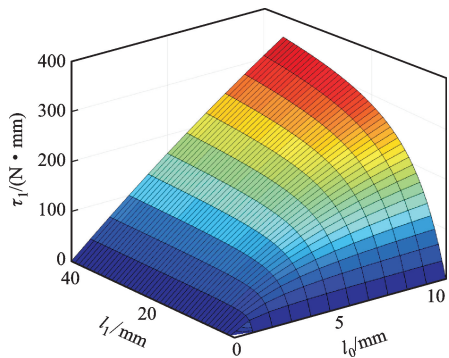


图 5 关节转矩 τ_1 与导线槽位置 l_0 和 l_1 的关系
Fig. 5 Relationship between τ_1 and l_0 and l_1

计算 l_1 和 l_2 的最佳位置时,评价函数 $\tau_1+\tau_2+\tau_3$ 与 l_1 和 l_2 的关系如图 6 所示。要使目标函数 $\tau_1+\tau_2+\tau_3$ 之和最大, l_1 和 l_2 取值要在等高线中心。

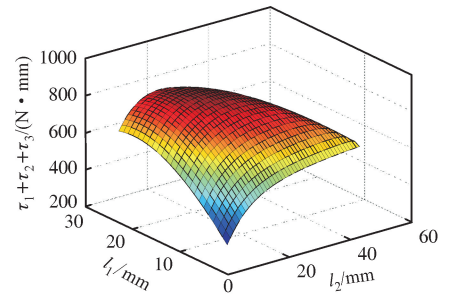


图 6 转矩 $\tau_1+\tau_2+\tau_3$ 与导线槽位置 l_1 和 l_2 关系等高线
Fig. 6 Relationship between $\tau_1+\tau_2+\tau_3$ and l_1 and l_2

根据以上分析,设导线槽的安装位置 $l_0=11\text{ mm}$, $l_1=19\text{ mm}$, $l_2=15\text{ mm}$, $l_3=21\text{ mm}$ 。假设手指完全伸直时, $\theta_1=\theta_2=\theta_3=0$,则钢丝绳长度变化量与关节角的关系为

$$L(\theta) = l_0 + l_3 + a_1 + a_2 - |\mathbf{P}_0 - \mathbf{P}_1| - |\mathbf{P}_1 - \mathbf{P}_2| - |\mathbf{P}_2 - \mathbf{P}_3| \quad (26)$$

由于手指弯曲时,3 个手指关节存在如下耦合关系^[21]

$$\theta_3 = \frac{2}{3}\theta_2; \theta_2 = \frac{6}{5}\theta_1 \quad (27)$$

则钢丝绳伸长量随 MCP 关节角的变化关系可由图 7 给出。由图可见,钢丝绳长度变化量与 MCP 关节角正相关,且存在一定的非线性关系。

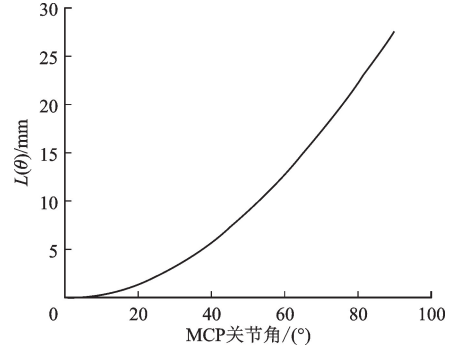
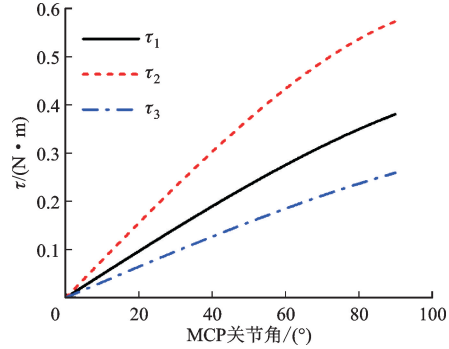


图 7 钢丝绳伸长量与 MCP 关节角的关系
Fig. 7 Relationship between cable elongation and finger MCP joint angle

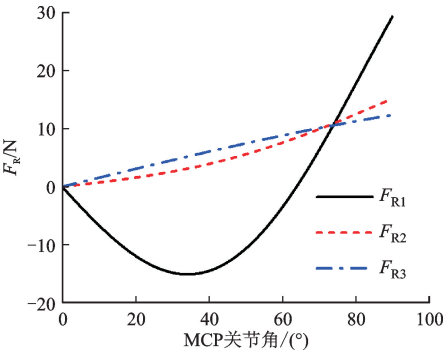
2.3 抓握静力学计算结果

手指抓握物体时,设力的作用点在导线槽上,即 $b_1=l_1$, $b_2=l_2$, $b_3=l_3$;设手指关节弯曲角最大为 $\theta_1=90^\circ$, $\theta_2=108^\circ$, $\theta_3=72^\circ$,3 个关节角之间的关系服从式(27);钢丝绳拉力保持 $T_{out}=40\text{ N}$ 不变。

图 8 给出了各个关节转矩以及外部接触作用力与 MCP 关节角的关系。由图 8(a)可见,3 个关节的转矩都随着 MCP 关节角的增大而增大,且同一角度下 τ_2 所对应的 PIP 关节转矩最大。如图 8(b)所示,当 MCP 关节角大于 64° 时,各个外部接触作用力均为正值,此时抓握有效。



(a) 关节转矩与 MCP 角的关系

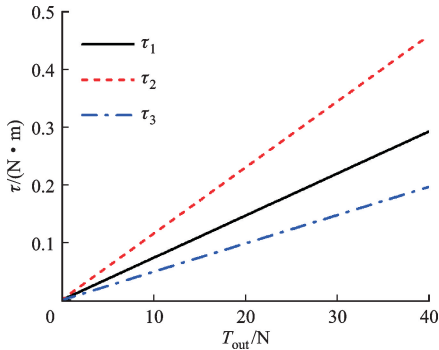


(b)外部作用力与 MCP 角的关系

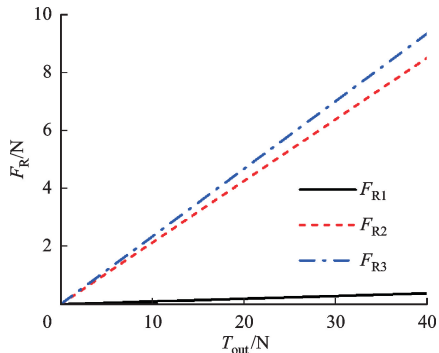
图 8 关节转矩及外部作用力与 MCP 角的关系

Fig. 8 Relationship between finger MCP and output force

为了保证各个外部接触点作用力都为正,取 $\theta_1 = 64.3^\circ, \theta_2 = 77.1^\circ, \theta_3 = 51.4^\circ$ 。当关节角不变、钢丝绳拉力 T_{out} 从 0 到 40 N 变化时,得到各个关节转矩和外部接触力与钢丝绳拉力的关系,如图 9 所示。可见,关节转矩和外部接触作用力的大小均与钢丝绳拉力变化呈线性关系。当人工肌腱拉力为 40 N 时, $\tau_1 = 0.29 \text{ N} \cdot \text{m}, \tau_2 = 0.46 \text{ N} \cdot \text{m}, \tau_3 = 0.20 \text{ N} \cdot \text{m}$, $F_{R1} = 0.38 \text{ N}, F_{R2} = 8.52 \text{ N}, F_{R3} = 9.36 \text{ N}$ 。其中 F_{R3} 为指尖力,其大小已足够支持日常的大部分抓握^[22]。



(a)关节转矩与钢丝绳拉力的关系



(b)外部作用力与钢丝绳拉力的关系

图 9 钢丝绳拉力对关节转矩和外部接触作用力的影响

Fig. 9 Effect of cable tension on joint torque and output force

3 手部外骨骼驱动性能表现

搭建绳驱动直线驱动器的实验平台,测试外骨骼驱动器性能,如图 10 所示。直线驱动器输出端连接拉力传感器和直线编码器,钢丝绳的末端连接弹簧负载。采用速度为内环、位置为外环的推杆位置控制方式,保证位置跟踪的同时内环速度也能平稳变化。

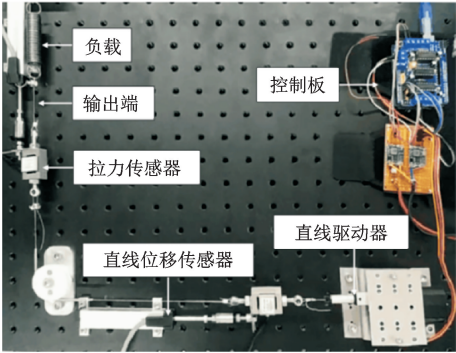
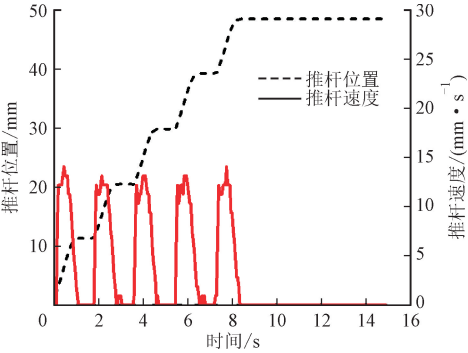


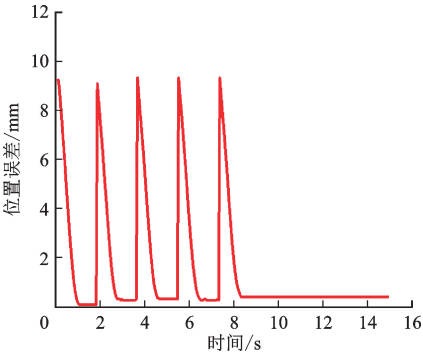
图 10 直线驱动器实验台

Fig. 10 Linear actuator experimental bench

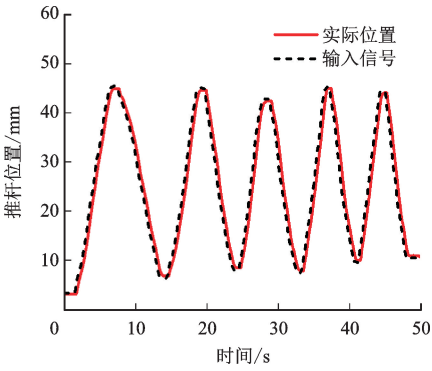
为了测试直线驱动器的响应能力,对推杆进行增量阶跃位置 PID 控制实验,结果如图 11(a)和(b)所示。由图可以看出,位置稳态误差最大为 0.4 mm,没有超调和振荡。通过移动微型滑动电位器来手动控制推杆的位置,结果如图 11(c)和(d)所示,当微型滑动电位器移动速度在 15 mm/s 以内时,跟踪误差在 $\pm 5 \text{ mm}$ 以内。



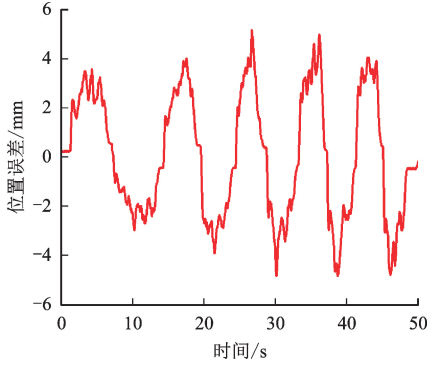
(a)增量阶跃位置控制



(b)增量阶跃控制位置误差



(c)位置跟踪控制



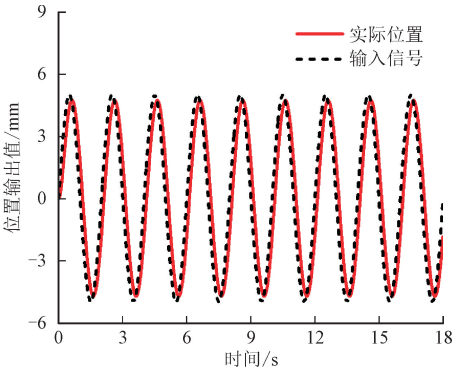
(d)跟踪控制位置误差

图 11 直线驱动器位置 PID 控制实验

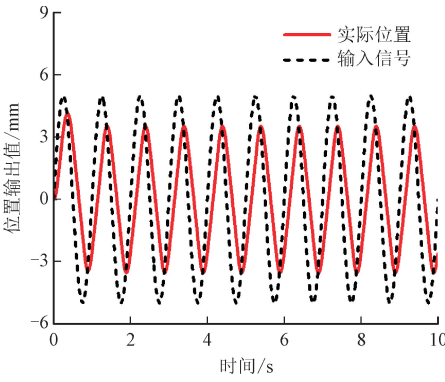
Fig. 11 Position PID control experiment

输入 $x_{in} = 5\sin(2\pi ft)$ 的正弦位置信号进行频率响应测试,结果如图 12 所示。可见,当频率响应为 0.5 Hz 时的输出幅值为 4.70 mm,相位落后 0.12π ; 当频率响应为 1.0 Hz 时的输出幅值为 3.53 mm,相位落后 0.30π ,可以确定位置控制的 -3 dB 频带宽度接近 1 Hz,即在控制频率带宽小于 1 Hz 时,该系统具有准确的位置跟踪精度,能够满足抓握运动需求。

以速度为内环力为外环,进行力 PID 控制实验。使用拉力传感器反馈输出力,实验前调节直线驱动器的张紧装置,保证拉力传感器受力稳定。负载分别选用刚体和弹簧,保证推杆拉力为 10 N 和 20 N,拉力值随时间变化的关系如图 13 所示。



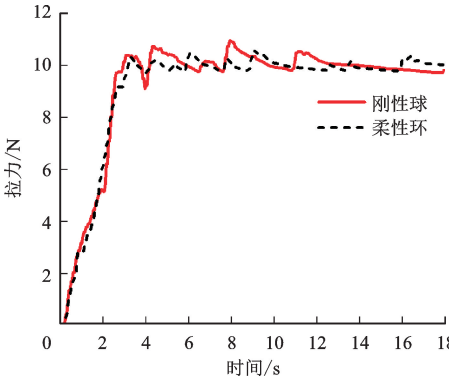
(a)频率响应为 0.5 Hz



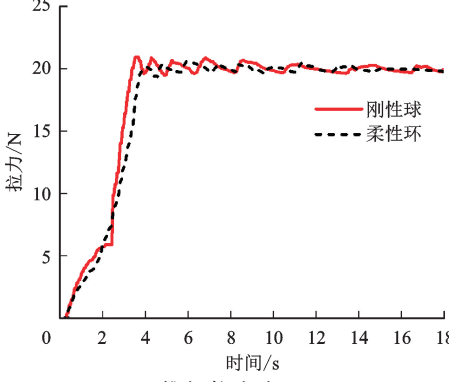
(b)频率响应为 1.0 Hz

图 12 直线驱动器位置带宽实验

Fig. 12 The actuator position bandwidth experiment



(a)推杆拉力为 10 N



(b)推杆拉力为 20 N

图 13 直线驱动器拉力 PID 控制实验

Fig. 13 Force control experiment of actuator

由图(13)可见,负载为刚体时的稳态波动值为 ± 1.0 N,负载为弹簧时的稳态波动值为 ± 0.6 N。相比于大刚度负载,小刚度负载形变量更大,相同的推杆位移会使得拉力变化更慢,因此达到稳态时的拉力值波动更小。

4 手部助力外骨骼效能评估实验

4.1 外骨骼运动学评估

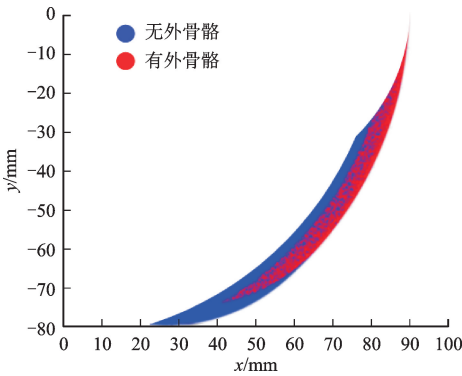
在外骨骼手指贴上标记点,采用 Vicon 光学式三维运动捕捉系统 vero2. 2(英国 OML)开展实验,

场景如图 14。分别测量手指自主弯曲和外骨骼助力弯曲状态下标记点的三维坐标,对采集到的关节角数据进行滤波处理后,统计手指自主弯曲和外骨骼助力弯曲时的手指弯曲角度。

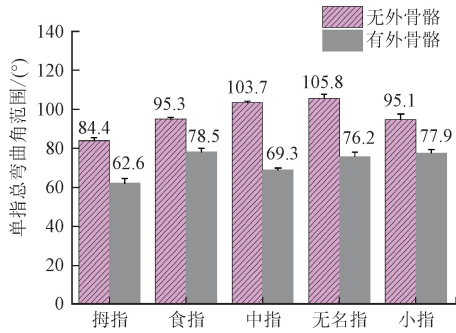


图 14 实验测试场景
Fig. 14 Experimental test scenarios

以食指为例,指骨长度取自于受试者食指参数,采集 MCP 和 PIP 关节弯曲角数据,DIP 关节角保持 0°,食指指尖的工作范围如图 15(a)所示。相比于自主弯曲,外骨骼助力食指弯曲时的指尖点工作空间明显减小。定义单个手指总弯曲角范围为 MCP 弯曲角范围和 PIP/IP 弯曲角范围之和,由图 15(b)可以看到,相比于手指自主弯曲,穿戴外骨骼弯曲时 5 根手指的指尖点工作空间均有明显减小。



(a)食指指尖工作空间范围对比



(b)单个手指总弯曲角范围对比

图 15 采集到的手部运动数据

Fig. 15 Data collected from hand movements

为了进一步分析外骨骼助力与手指自主弯曲下的关节弯曲角范围,定义相对灵活性 c 为人手穿戴外骨骼时关节弯曲角占不穿外骨骼时弯曲角的百分比。由表 1 可见,MCP 关节的相对灵活性可达 63%及以上,PIP/IP 关节的相对灵活性可达 66%及以上,单指总弯曲的相对灵活性可达 67%及以上,表明手指运动灵活性相对较好。各个手指的 PIP/IP 关节角和 MCP 关节角的皮尔森相关系数如表 2 所示,两种情况下的皮尔森相关系数都在 0.90 以上,说明外骨骼的欠驱动方式对手指自身的耦合运动关系影响较小。

表 1 穿戴外骨骼与不穿外骨骼的手指相对灵活性
Table 1 Relative flexibility of fingers with and without hand exoskeleton

关节	$c/\%$				
	拇指	食指	中指	无名指	小指
MCP 关节	71	83	68	63	72
PIP/IP 关节	77	81	66	81	95
单指总弯曲角	74	82	67	72	82

表 2 单个手指 PIP/IP 关节角和 MCP 关节角的皮尔森相关系数

Table 2 Pearson correlation coefficient of single finger PIP/IP joint and MCP joint angles

条件	相关系数				
	拇指	食指	中指	无名指	小指
无外骨骼	0.98	0.94	0.98	0.94	0.96
有外骨骼	0.90	0.95	0.99	0.97	0.98

人体手指的抓握方式可以定义为 2 种:强力抓握(power grip)和精确抓握(precision grip)^[23]。为了评价手部助力外骨骼的抓握能力,从 Feix 分类法^[24]中选择日常生活中 33 种不同抓取类型作为抓取任务,对外骨骼的灵巧性进行测试。

图 16 展示了本文所设计手部助力外骨骼的抓取能力。由于内收抓握运动取决于中指和食指 MCP 关节的内收、外展运动,而设计的手部外骨骼手指只有伸展、屈曲主动运动,且远端型和 3 指支撑变动(图 16 中的剪刀和筷子)属于灵巧操作,因此内收握、远端型和 3 指支撑变动这 3 组手部运动单由外骨骼是无法实现的,需要人手提供运动弥补。实验结果表明,设计的手部助力外骨骼在日常活动的抓取中,可以实现几乎所有的自然运动。也就是说,本文所提出的手部外骨骼设计方案可以保证 3 个执行器协同驱动人手,再现 Feix 分类法中全部 33 种类型抓取。



图 16 采用 Feix 分类法测试 33 种不同的抓取类型

Fig. 16 Testing of 33 different grab types in the Feix classification

4.2 外骨骼抓握力评估

为了测试外骨骼的抓握力效果,穿戴外骨骼后用食指分别抓握直径为 60 mm 的海绵球和木球以及直径为 40 mm 的木球,如图 17 所示,每种情况抓握 30 次。控制直线驱动器匀速运动,用弯曲传感器测量食指的总弯曲角度,用拉力传感器测量直线电机的拉力,用微型压力传感器测量食指指尖压力。

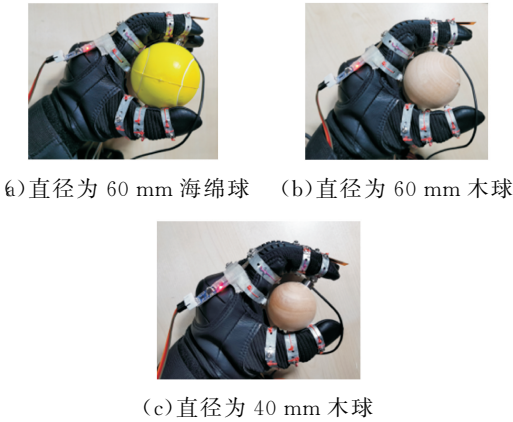
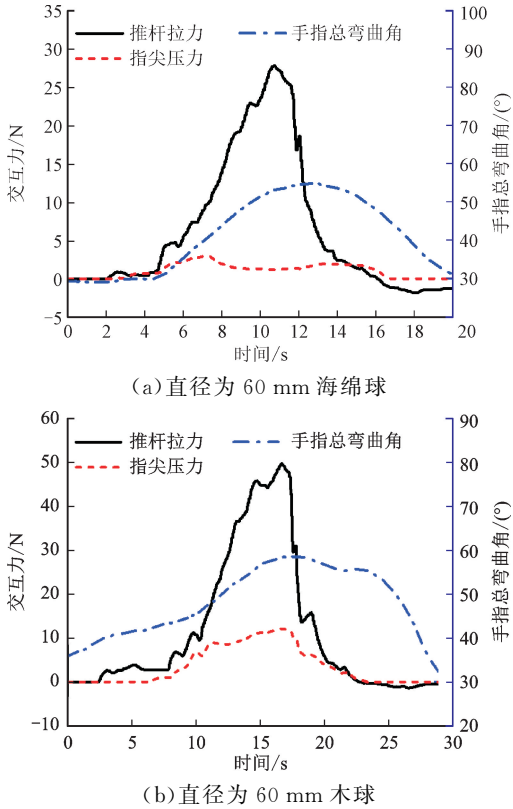


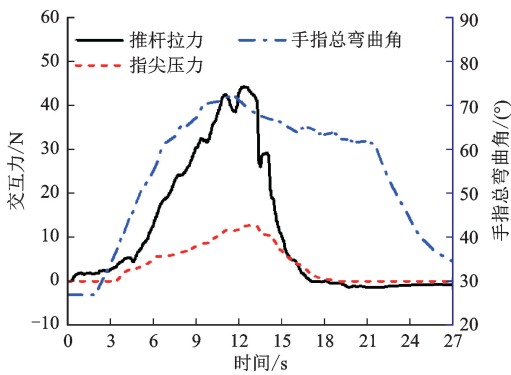
图 17 穿戴外骨骼抓握物体展示
Fig. 17 The to display of grasp objects

可穿戴外骨骼与物体之间的均值交互力数据如图 18,可见推杆拉力随食指弯曲角的增大而逐渐增大。抓握直径为 60 mm 海绵球时的最大指尖力为 2.9 N,此时钢丝绳拉力为 9.8 N;钢丝绳拉力最大为 27.8 N,但此时指尖压力值降低,这可能是指尖压力传感器与海绵球错位导致的。抓握直径为 60 mm 木球的过程中,指尖力和钢丝绳拉力同时达到峰值,分别为 12.2 N 和 49.8 N。抓握直径为

40 mm 木球的过程中,指尖力和钢丝绳拉力同时达到峰值,分别为 12.5 N 和 44.2 N。

综上所述,抓握尺寸相同的物体时,抓握大刚度物体表现的指尖力和钢丝绳拉力比抓握小刚度物体时更大;抓握刚度相同的物体时,抓握尺寸对指尖交互力和钢丝绳拉力的影响不大。直线电机在回程时存在指尖力为零和钢丝绳拉力为负的现象,可能是推杆在克服摩擦力时推动拉力传感器移动而造成的。





(c)直径为 40 mm 木球

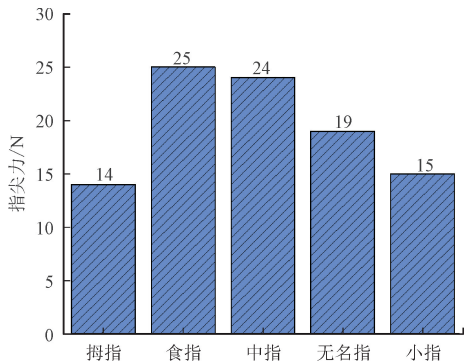
图 18 穿戴外骨骼抓握不同球体时的交互力

Fig. 18 The interactive force of grasping different spheres

受试者穿戴手部外骨骼握住压力传感器,保持 PIP 关节角接近 90° ,指尖与拉力计探针接触,测量每个手指的指尖最大力,如图 19 所示。外骨骼助力模式下,食指指尖力最大,为 25 N;拇指指尖力最小,为 14 N。拇指的指尖力较小,可能是由于拇指的驱动路径比其它 4 个手指复杂所导致。可以看到,其余 4 指产生的指尖力均达到了日常活动中手指指尖轴向力^[25]的一半以上。



(a)指尖力测试方法



(b)测试结果

图 19 指尖力测试方法及测试结果展示

Fig. 19 Test of fingertip force

4.3 外骨骼助力效率评估

在手臂的肱桡肌和桡侧腕长伸肌位置贴上肌电片,肌电信息采集系统选用无线表面肌电采集系统 ultium-32(美国 Noraxon 公司),采集频率最高可达 4 000 Hz。受试者穿戴外骨骼,对质量为 3 kg 的砝码进行 10 cm 高度抓握抬升和放下的连续运动,如图 20 所示。



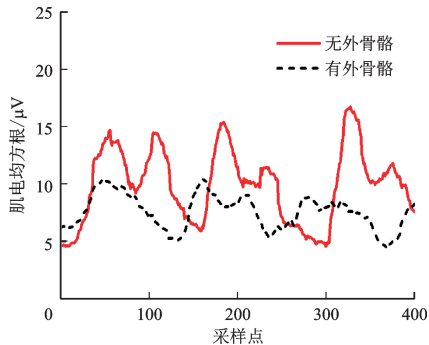
(a)砝码抓握抬升

(b)肌电片粘贴位置

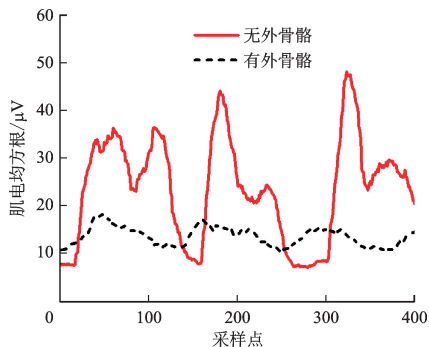
图 20 手部抓握负载肌电采集系统展示

Fig. 20 EMG collection of hand grasping load

手部进行连续的抓握和放下运动,无线表面肌电系统采集手臂肌电信号,低通滤波后计算均方根值,结果如图 21 所示。相比于无手部外骨骼的情况,外骨骼助力下肱桡肌和桡侧腕长伸肌肌电信号的均方根峰值分别减小了 37.86% 和 62.46%。两块肌肉的肌电活动明显减小,说明外骨骼能够明显减少手臂肌肉耗能。



(a)肱桡肌



(b)桡侧腕长伸肌

图 21 肌电采集信号结果对比

Fig. 21 EMG signal of hand

5 结 论

(1)通过分析人体手部生理学特性,提出了一种采用套索驱动的手部助力外骨骼系统,可与穿戴的手套结合在一起。对手指穿戴外骨骼开展静力学建模,计算得到绳驱动方案中导线槽的最优位置,分析了钢丝绳长度变化量与手指关节角的关系。计算关节转矩、关节角、接触力和钢丝绳拉力之间的关系,证明了外骨骼通过人工肌腱(钢丝绳)驱动的可行性。

(2)对直线驱动器以速度为内环、位置为外环进行位置PID实验,结果表明:驱动器的位置阶跃响应稳态误差为0.2 mm,频率响应的-3 dB频带宽度接近1 Hz。对直线驱动器拉力进行控制,结果表明拉力稳态误差为0.6 N。证明外骨骼可以实现高精度的位置控制和力控制。

(3)对手部可穿戴外骨骼进行了运动学、抓握力和助力效率实验,综合评估外骨骼的效能。结果表明:相比于手指自主弯曲,外骨骼助力下手指MCP及PIP/IP的关节运动范围占比分别可达63%和66%以上,单指总弯曲范围占比可达67%以上,手指MCP和PIP/IP关节角度的皮尔森相关系数可达0.90以上。本文提出的手部助力外骨骼可再现Feix分类法中全部33种类型抓取,外骨骼指尖力可达14 N以上。穿戴外骨骼对3 kg砝码进行抓握抬升,外骨骼助力使得肱桡肌和桡侧腕长伸肌的机电均方根峰值分别减小了37.86%和62.46%,表明外骨骼可明显减少手臂肌肉耗能。

参考文献:

- [1] 贺波勇,沈红新,彭祺攀. 近地一次环月两次交会的载人登月任务规划[J]. 国防科技大学学报, 2020, 42(6): 19-30.
HE Boyong, SHEN Hongxin, PENG Qibo. Manned lunar mission planning based on once low earth orbit and twice low lunar orbit rendezvous and dockings[J]. Journal of National University of Defense Technology, 2020, 42(6): 19-30.
- [2] 焦维新. 中国开展载人登月的必要性[C]//第二十五届全国空间探测学术研讨会摘要集. 2012: 99.
- [3] 朱恩涌,果琳丽,陈冲. 有人月球基地构建方案设想[J]. 航天返回与遥感, 2013, 34(5): 1-6.
ZHU Enyong, GUO Linli, CHEN Chong. Research on manned lunar base construction scheme[J]. Spacecraft Recovery & Remote Sensing, 2013, 34(5): 1-6.
- [4] 方红根,史士财,刘宏,等. 外骨骼机构舱外航天服手套阻尼的测量与Preisach建模[J]. 西安交通大学学报, 2008, 42(7): 891-894.
FANG Honggen, SHI Shicai, LIU Hong, et al. Damping parameters measurement and Preisach modeling of extra vehicular activity glove based on exoskeleton mechanism[J]. Journal of Xi'an Jiaotong University, 2008, 42(7): 891-894.
- [5] GRAZIOSI D, STEIN J, ROSS A, et al. Phase VI advanced EVA glove development and certification for the international space station[C]//31st International Conference On Environmental Systems. Warrendale, PA, USA: SAE International, 2001: 2001-01-2163.
- [6] SCHEURING R A, MATHERS C H, JONES J A, et al. Musculoskeletal injuries and minor trauma in space: incidence and injury mechanisms in U. S. astronauts[J]. Aviation, Space, and Environmental Medicine, 2009, 80(2): 117-124.
- [7] 方红根,谢宗武,刘宏,等. 舱外航天手套关节阻尼的建模与测量[J]. 宇航学报, 2008, 29(3): 1064-1069.
FANG Honggen, XIE Zongwu, LIU Hong, et al. Study on modeling of EVA glove joint and damping parameters measurement[J]. Journal of Astronautics, 2008, 29(3): 1064-1069.
- [8] MOHAMADDAN S, KHAMIS H, JAMALI A, et al. Development and control of hand exoskeleton system using intended movement[C]//2021 IEEE 3rd Eurasia Conference on Biomedical Engineering, Healthcare and Sustainability (ECBIOS). Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2021: 9-12.
- [9] CASAS R, SANDISON M, CHEN Tianyao, et al. Clinical test of a wearable, high DOF, spring powered hand exoskeleton (HandSOME II)[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2021, 29: 1877-1885.
- [10] KIM S, LEE J, BAE J. Analysis of finger muscular forces using a wearable hand exoskeleton system[J]. Journal of Bionic Engineering, 2017, 14(4): 680-691.
- [11] ZHANG Fuhai, HUA Lei, FU Yili, et al. Design and development of a hand exoskeleton for rehabilitation of hand injuries[J]. Mechanism and Machine Theory, 2014, 73: 103-116.
- [12] IN H, KANG B B, SIN M K, et al. Exo-glove: a wearable robot for the hand with a Soft tendon routing system[J]. IEEE Robotics & Automation Magazine, 2015, 22(1): 97-105.
- [13] KANG B B, LEE H, IN H, et al. Development of a polymer-based tendon-driven wearable robotic hand[C]//2016 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA). Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2016: 3750-3755.
- [14] POPOV D, GAPONOV I, RYU J H. Portable exoskeleton glove with soft structure for hand assistance in activities of daily living[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2016, 22(2): 865-875.
- [15] 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.
- [16] BÜTZER T, LAMBERCY O, ARATA J, et al. Fully wearable actuated Soft exoskeleton for grasping assistance in everyday activities [J]. *Soft Robotics*, 2021, 8(2): 128-143.
- [17] 赵芳. 软体外骨骼手部康复机器人的研究 [D]. 天津: 天津理工大学, 2016.
- [18] 李敏, 陈佳洲, 何博, 等. 多段连续结构手功能康复外骨骼运动规划与结构优化 [J]. *西安交通大学学报*, 2019, 53(10): 1-9.
- LI Min, CHEN Jiazhou, HE Bo, et al. Motion planning and structure optimization of a multi-segment mechanism-based hand rehabilitation exoskeleton [J]. *Journal of Xi'an Jiaotong University*, 2019, 53(10): 1-9.
- [19] CHEN Wenyuan, LI Guangyong, LI Ning, et al. Soft exoskeleton with fully actuated thumb movements for grasping assistance [J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2022, 38(4): 2194-2207.
- [20] 杨建宇, 谢华龙, 史家顺. 线驱无关节手指外骨骼的运动耦合方法 [J]. *机器人*, 2016, 38(1): 27-32.
- YANG Jianyu, XIE Hualong, SHI Jiashun. A motion coupling method for tendon-driven jointless finger exoskeleton [J]. *Robot*, 2016, 38(1): 27-32.
- [21] 张玉茹, 李继婷, 李剑锋. 机器人灵巧手: 建模、规划与仿真 [M]. 北京: 机械工业出版社, 2007.
- [22] TRAN P, JEONG S, HERRIN K R, et al. Review: hand exoskeleton systems, clinical rehabilitation practices, and future prospects [J]. *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, 2021, 3(3): 606-622.
- [23] 刘自文, 赵亮, 于鹏, 等. 柔性外骨骼手的抓取力控制方法 [J]. *机器人*, 2019, 41(4): 483-492.
- LIU Ziwen, ZHAO Liang, YU Peng, et al. A control method of grasping force for soft exoskeleton hand [J]. *Robot*, 2019, 41(4): 483-492.
- [24] FEIX T, PAWLIK R, SCHMIEDMAYER H B, et al. The generation of a comprehensive grasp taxonomy [EB/OL]. [2022-10-10]. <https://www.researchgate.net/publication/242074675>.
- [25] 李剑锋, 张兆晶, 张雷雨, 等. 手部外骨骼运动相容性设计综述 [J]. *上海交通大学学报*, 2018, 52(6): 729-742.
- LI Jianfeng, ZHANG Zhaojing, ZHANG Leiyu, et al. Review of the kinematic compatibility design of hand exoskeletons [J]. *Journal of Shanghai Jiaotong University*, 2018, 52(6): 729-742.

(编辑 李慧敏 刘杨)