

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2514656

一种人手力学测量装置设计与实验评估^{*}

杨圣奥, 张 军, 宋爱国

(东南大学仪器科学与工程学院 南京 210096)

摘 要:针对人手力学评估中多指协同机制与神经力学评估对高精度、个性化适配及高舒适度测量装置的需求,提出了一种高精度六通道人手力学测量系统。该系统机械上集成 7 个平移和 2 个旋转共 9 个独立可调自由度,通过滑轨与旋转铰链机构,能够充分覆盖不同受试者群体在掌长、掌宽、指长等几何特征上的生理差异。为缓解高强度按压下的压痛,接触界面采用热塑性聚氨酯打印柔性接触单元,经二阶 Mooney-Rivlin 超弹性模型有限元仿真验证,其在 100 N 轴向载荷下形变量达 1.422 mm,展现出优异的缓冲性能。系统集成六路 0~200 N 量程应变片式压力传感器,支持 100 Hz 高速采样,其中 0~100 N 压力下最大绝对误差不超过 0.5 N。基于该平台招募了 53 名健康志愿者与 5 名中风恢复期患者,开展了最大自主收缩力(MVC)和 30% 最大自主收缩力恒力保持实验。基于手指相对输出力的归一化耦合矩阵以定量表征指间奴役效应,并利用归一化力标准差评估稳力控制能力。实验结果显示:健康人拇指独立性最高,尺侧三指耦合强;随年龄增长,跨指耦合矩阵致密化增强且归一化力标准差升高;中风组最大自主收缩力整体下降 60%~70%,呈现全局化共同激活,且归一化力标准差约为中青年组的 3 倍。结果表明,本装置在手部力量检测和神经肌肉功能评估方面具有显著的应用潜力。

关键词: 指力;奴役效应;柔性接触界面;手功能评估;归一化耦合矩阵

中图分类号: TH823 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460.4030

Design and experimental evaluation of a human hand force measurement device

Yang Sheng'ao, Zhang Jun, Song Aiguo

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

Abstract: To meet the requirements for high measurement accuracy, personalized fit, and high wearing comfort in hand biomechanics assessment, this study proposes a high-precision six-channel hand force measurement system. It integrates nine independently adjustable degrees of freedom, including 7 translational and 2 rotational. Through slide rail and rotary hinge mechanisms, it accommodates physiological variations in palm length, palm width, and finger length across subject populations. To alleviate tenderness under high-intensity pressing, the contact interface employs flexible contact units 3D-printed with thermoplastic polyurethane. Finite element simulation using a second-order Mooney-Rivlin hyperelastic model shows 1.422 mm deformation under 100 N axial load, demonstrating excellent cushioning performance. The system integrates six strain-gauge pressure sensors with a 0~200 N range, supporting 100 Hz sampling, and maintains a maximum absolute error of less than 0.5 N within the 0~100 N range. Based on this platform, 53 healthy volunteers and 5 stroke patients are recruited for maximum voluntary contraction (MVC) and 30% MVC constant force holding experiments. This study employs a normalized coupling matrix of relative finger output forces to quantitatively characterize inter-finger enslaving effects, and uses normalized force standard deviation to evaluate steady force control capability. Results show: In healthy individuals, the thumb exhibits highest independence, while the three ulnar fingers demonstrate strong coupling; with aging, the inter-finger coupling matrix becomes denser and the normalized force standard deviation increases; in the stroke group, MVC decreased by 60%~70%, presenting a globalized co-activation pattern, with normalized force standard deviation approximately three times that of the young and middle-aged groups. Results show that the device has significant potential in hand strength monitoring and neuromuscular function evaluation.

Keywords: finger force; enslaving effect; flexible contact interface; hand function evaluation; normalized coupling matrix

0 引言

人手在精细操作中需要多指协同用力,但由于生物力学和神经控制因素,手指之间存在神经力学耦合现象,即奴役效应。所谓奴役效应是指当一个手指施力或运动时,其他手指会不由自主地产生力或跟随运动^[1-2]。这一现象在老年人^[3-4]和神经损伤患者^[5-6]中更为突出,提示手指独立控制能力是反映中枢神经功能完整性的重要指标之一。对各手指出力及其相互影响进行定量测量,不仅能揭示人手协同机制,也有望为衰老、神经损伤影响与手功能康复评估提供指标与灵感^[4,7],还可为仿生灵巧手设计提供生理基础^[8]。

国内外在人手功能测量装置方面已有多项成果。在便携式与智能化评估方面,王桥元等^[9]开发了基于移动端的手功能定量评估系统,极大提升了临床与日常测试的便捷性;同时,基于多特征融合的手势识别方法也被广泛应用于人手运动意图的精准解析^[10],具体的力学测量装置上,李哲林等^[11]基于 Jamar Smart 握力计并自研 3D 打印的锥体握径仪,对 168 名 60~99 岁老年受试者进行手长、手宽、握径与握力同步测量,但该方法仅提供整体握力与几何数据,无法解析单指出力、耦合机制或低强度稳力表现。在动态手姿与精细动作追踪方面,雷安琪等^[12]研究的三维空间目标跟踪算法与视觉传感器展现出了显著优势。李泽等^[13]构建了精细动作测量方案,成功解析了钢琴弹奏等复杂任务下的手指动态运动曲线。同样利用此类非接触式追踪技术,白敬等^[14]将 32 通道柔性薄膜压力阵列贴合于 5 类日常抓握工具,也融合 Leap Motion 进行手姿追踪,构建力-姿自动评估平台,可对多种抓握动作进行实时、无创量化评估,但因传感阵列膜层较厚,难以精确分离各个手指的作用力。Carson 等^[5]为食指至小指配置独立按钮或环形传感器,通过单指与四指最大自主收缩力(maximum voluntary contraction, MVC)对比,仅需约 5 min 即可量化中枢驱动效率及潜在认知衰退风险,然而该设计仅测量最大静态按压,忽略动态下的耦合力与稳力变化,且硬件不支持快速手型适配。Ma 等^[15]开发的传感器电子硬件装置(sensor electronic hardware device, SEHD)将 14 枚力敏电阻(force sensitive resistors, FSR)与六轴慢性测量单元(inertial measurement unit, IMU)嵌入 65 mm 握柄中,可以实现握力、前臂旋转平顺度及手指独立性的同步采集,但 FSR 的分辨率与线性度限制了毫米级精度,且固定握柄无法调整指距以测量不同分布下的耦合特性。此外,Abolins 等^[1]基于 4 只 Nano-17 六轴力-矩传感器构建可调式指压板,可以在 1 kHz 采样率捕捉人手奴役效应,但金属接触板刚性高、舒适度差,且整体体积与成本较大,便捷性不足。

尽管已有大量手部功能测量装置以及实验设计,但目前尚缺乏一种兼具高精度、多指分离和舒适可调接口的仪器来评估手指的力输出能力与耦合行为。

针对手功能评估装置在高精度、多指独立、可调节适配及仿生柔性接触界面等方面尚未得到全面满足的问题,设计了一种基于高精度压力传感器的多指神经力学测量系统。系统可对每个手指进行力测量,获取更为完整的多指施力与耦合分布信息,具有高精度、多通道互不干扰、机械可调节适配、轻便及热塑性聚氨酯(thermoplastic polyurethane, TPU)仿生柔性接触界面等优点。最后,通过 53 名覆盖各年龄段的健康志愿者以及 5 名中风恢复期志愿者开展最大自主收缩和恒力保持实验,验证了系统的有效性,为康复评估和手部神经功能变化的检测提供了新工具。

1 人手奴役效应的解剖基础

手指间的奴役效应实验研究通常采用多个手指同时按压传感器的方法来量化,通过计算“奴役指数”来反映某个手指用力时其他手指所受影响的程度^[16-17]。健康成年人手指间的奴役效应存在明显的指间差异:拇指几乎不受连带;食指次之,通常约为 10% 左右;中指较高,可达 20% 以上;无名指与小拇指最高,常达 30% 以上^[18-19];极端情况下,非任务指的耦合力可上探至其自身 MVC 的 67.5%^[2]。这种差异与各手指的解剖结构特点密切相关。

人手屈指力量主要由前臂的屈肌腱群提供,其中最重要的是拇指的长屈肌(flexor pollicis longus, FPL)和四指共同的深指屈肌(flexor digitorum profundus, FDP)、浅指屈肌(flexor digitorum superficialis, FDS)。桡侧四指的 FDP 具有一个共同的肌腹,分出 4 条肌腱分别通向食指、中指、无名指和小指末节指骨。食指到小指在远端指关节的弯曲动作,均可归于如图 1 所示前臂上的一块 FDP 肌肉收缩所致^[20]。所以当 FDP 收缩以弯曲某一手指时,难免牵拉到相邻指的肌腱,造成机械上的连带弯曲。当单根 FDP 腱纵向位移 1 mm 时,其余三腱可被动滑移 0.2~0.35 mm^[21],中指、无名指以及小指之间最为明显。

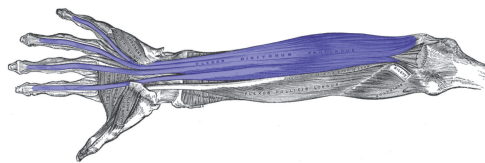


图1 四指深指屈肌示意图

Fig. 1 Schematic diagram of the flexor digitorum profundus of the four fingers

中风偏瘫是研究手指奴役效应病理变化的典型范例。临床观察到,中风患者即使恢复了一定的手部力量,其手指分离动作仍明显受限,常表现为各手指趋向联合运动,中风后患者的手指奴役效应普遍较健康人显著增强^[22]。Li 等^[23]的多指测力实验亦表明,中风患者在一指用力时产生的跨指力量奴役指数明显升高。

此外,在老年人中也观察到奴役效应较年轻人增强的趋势。健康老年人的手指独立控制能力比年轻人差,奴役指数更高,而且这种变化与神经系统机能退化有关^[24]。老化伴随皮质抑制功能降低、运动单位重组等,使多指协同增加。这提示奴役效应的强弱可作为手部功能以及神经系统功能完好程度的一个重要指标。

2 人手力学测量装置仿生机构设计

2.1 力学采集装置结构设计

为确保本测力装置在结构设计层面具备良好的人体工学适配性,并充分覆盖不同性别、手型及个体生理差异所带来的几何特征变异,在设计初期开展了系统的人手尺寸测量实验:共招募 58 名志愿者参与本次测量,覆盖各个年龄段,具体分布如图 2 所示,其中男性 30 名,女性 28 名,平均年龄为 41.8±23.8 岁。

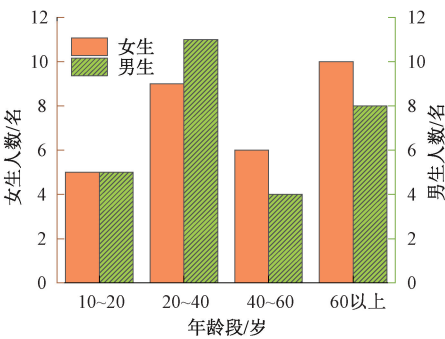


图 2 志愿者年龄分布
Fig. 2 Volunteer age distribution

在专业人士的指导下,采用精度为 0.01 mm 的数字游标卡尺对每位受试者如图 3 所示的手部关键几何参数进行了测量,具体主要包括掌长、四指长度、掌宽和拇指长度。

如表 1 所示,汇总了受试者的手部关键尺寸信息。对各测量量分别进行 Shapiro-Wilk 正态性检验^[25],检验结果显示所有 P 值均大于 0.05,表明各组数据未显著偏离正态分布,故可假设手部尺寸指标 X 服从正态分布,即 $X \sim N(\mu, \sigma^2)$,则可得到:

$$P(\mu - 3\sigma \leq X \leq \mu + 3\sigma) \tag{1}$$


图 3 人手尺寸测量说明
Fig. 3 Instructions for measuring hand dimensions

表 1 人手关键尺寸信息
Table 1 Key dimensions of the human hand

测量信息	均值/mm	方差/mm ²	标准差/mm	P 值
大拇指	65.13	25.20	5.02	0.323 1
食指	91.81	26.33	5.13	0.216 4
中指	103.91	62.01	7.87	0.501 2
无名指	101.10	46.57	6.83	0.623 4
小拇指	82.52	34.97	5.91	0.132 9
掌长	65.49	22.15	4.71	0.642 7
掌宽	73.10	48.92	6.99	0.223 1

注: P 值均来源于 Shapiro-Wilk 正态性检验
为覆盖 99.7% 以上的人群手部尺寸变异范围,滑轨可调节的最大长度 $L_{\max}$ 应设计为:

$$L_{\max} = \mu + 3\sigma \tag{2}$$

所有尺寸设计参照式(2),将各组数据的均值与方差代入可得到:掌长最大值为 79.62 mm,据此将掌托滑轨有效最大行程向上取整设定为 80 mm。四指中以中指长度最大,故使用其数据得到指侧调节范围最大应设置为 128 mm。横向布置方面,掌宽结构设计采用 95 mm 可调范围。而拇指因具较高独立性及较大外展个体差异,单独配置滑动—旋转复合调节机构:滑动行程设计为 78 mm,并在末端增设平面旋转铰接,使受试者的左/右手可在自然内收至最大外展姿势间精确定位拇指传感接触点。

装置的整体机械结构设计如图 4 所示,为满足受试者在手长、指长及掌宽等几何参数方面的个体差异,本装置在机械结构设计中引入了多自由度可调节机制。装置底座上设置平行滑轨,滑轨上安装 6 个传感器滑块,分别对应左右手的拇指及四指。拇指滑块安装于带旋转铰链的支臂上,可在水平面内 0°~45°范围任意调

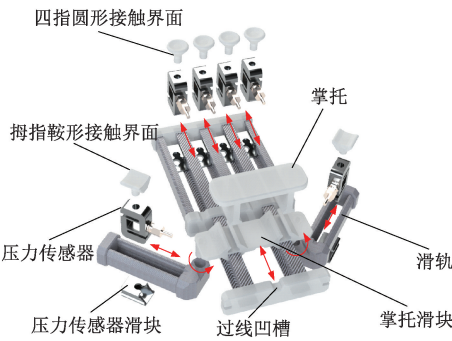


图 4 人手力学测量装置

Fig. 4 Hand force measurement device

节,以符合拇指外展姿态。底座前端设可移动掌托板,用于支撑手掌和腕部,保持前臂与传感器面平行。中间四指接触面采用微凹圆顶结构,拇指接触面设计为符合自然按压轨迹的鞍形曲面。该装置共具备如图 4 所示的 7 个平移和两个旋转共 9 个独立可调自由度,可在短时间内实现对不同手型的精准适配。

2.2 仿生人手接触界面材料选择

本研究中选用了 3 种常见材料进行人手接触界面的设计对比:TPU 是一种具有良好弹性和柔韧性的高分子材料,能够在受力接触时提供一定的缓冲和贴合效果^[26-27]。聚对苯二甲酸乙二醇酯 (polyethylene terephthalate, PET)具有较高的刚度和良好的成型性,是一种常见的硬质塑料材料。而医械级不锈钢则具有高强度、耐腐蚀和优良的生物相容性,常用于医疗器械和精密结构件。

接触界面可近似为如图 5 所示的高度为 h_1 圆台与高度为 h_2 圆柱的串联。

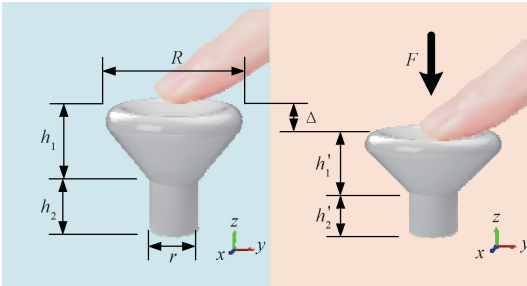


图 5 接触界面按压示意

Fig. 5 Contact interface pressure illustration

对于一维受轴力的变截面杆件在位置 z 处的轴向应变 $\varepsilon(z)$ 与轴向总位移 δ 可表示为:

$$\begin{cases} \varepsilon(z) = \frac{\sigma(z)}{E} = \frac{F}{EA(z)} \\ \delta = \int \frac{F}{EA(z)} dz \end{cases} \quad (3)$$

式中: E 为杨氏模量; F 轴向载荷; $A(z)$ 为在位置 z 处的截面积。由于圆台的半径随位置 z 线性变化,在位置 z 处的截面积 $A(z)$ 为:

$$A(z) = \pi r(z)^2 = \pi \left(R - \frac{R-r}{h_1} z \right)^2 \quad (4)$$

式中: R 为圆台上端半径; r 为圆台下端半径。故圆台段总位移为:

$$\delta_{\text{台}} = \frac{F}{E\pi} \int_0^{h_1} \frac{dz}{\left(R - \frac{R-r}{h_1} z \right)^2} = \frac{F}{E\pi} \frac{h_1}{Rr} \quad (5)$$

圆柱部分半径恒为 r ,截面积 $A(z) = \pi r^2$,可得圆柱段的总位移为:

$$\delta_{\text{柱}} = \int_0^{h_2} \frac{F}{E\pi r^2} dz = \frac{Fh_2}{E\pi r^2} \quad (6)$$

串联后总的位移长度为:

$$\delta_{\text{总}} = \delta_{\text{台}} + \delta_{\text{柱}} = \frac{F}{E\pi} \left(\frac{h_1}{Rr} + \frac{h_2}{r^2} \right) \quad (7)$$

在本设计中,圆柱体直径 r 为 7.2 mm,高 h_1 为 17 mm, $h_2 = 7.2$ mm,圆台顶、底直径 R 、 r 分别为 20 与 7.2 mm。基于材料参数推导了在 100 N 轴向压缩力作用下各材料的位移,如表 2 所示,在相同的压力条件下 TPU 柔性缓冲性能最强,可缓解瞬时压痛,提供更舒适的接触体验。

表 2 100 N 轴向载荷下不同材料打印件位移
Table 2 Displacement of printed parts of different materials under a 100 N axial load

材料	杨氏模量 E/GPa	圆台位移/ mm	圆柱位移/ mm	总位移/ mm
TPU	0.025	0.254 000 0	0.688 000 0	0.942 000 0
PET	2.100	0.003 030 0	0.008 190 0	0.011 220 0
不锈钢	200.000	0.000 031 8	0.000 086 0	0.000 117 8

其中式(3)~(7)的推导基于小变形假设与线性弹性理论。对于不锈钢和 PET 等刚性材料,该线性解析解具有极高的参考价值;然而 TPU 在大应变下表现出显著的非线性超弹性特征。本节的理论计算仅作为一种一阶近似估算,定性对比不同材料的刚度差异。

PETG-CF 材料兼具低密度和高刚度,抗拉强度约为 35~50 MPa^[28]。其比强度优势使装置在满足承载要求的同时实现轻量化,因此选用该材料打印整体机身。整机质量约 1.2 kg,如图 6 所示,既便于实验和临床中的高频移动与快速部署,也能保证结构在重复加载下的安全和耐用性。

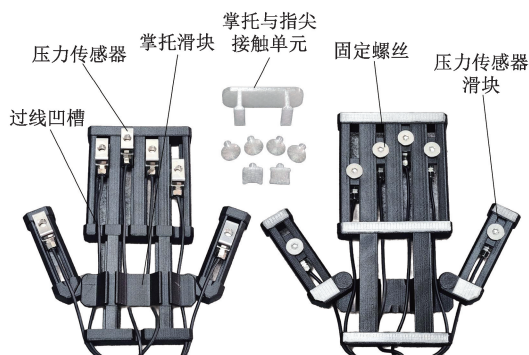


图6 装置打印示意图

Fig. 6 Schematic diagram of the device

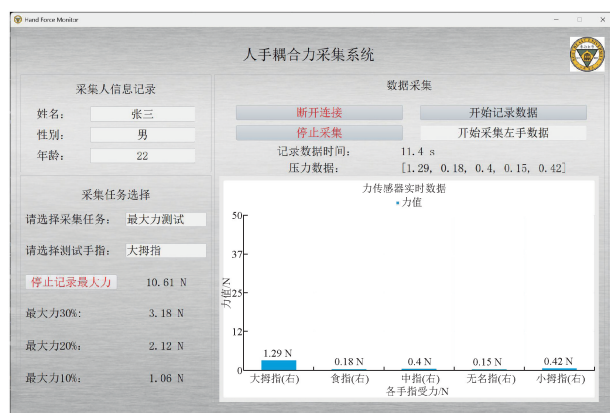


图8 上位机界面

Fig. 8 Interface of the host computer

3 人手力学测量平台设计

3.1 硬件设计

硬件设计如图7所示,其主要包括人手力学测量装置、开关电源、六路变送器、RS485转USB模块等。为实现高精度指尖法向力测量,每个滑块前端均集成一枚应变片式力传感器,量程0~200 N,可覆盖从肌力减弱者到健康成人的指力范围。系统由24 V电源供电,各通道信号经放大、滤波、零点校正后A/D转换,并通过RS485总线实时上传至上位机,实现六通道同步采集与分析。整体在0~200 N范围具备高灵敏度和良好动态响应,可准确捕获快速指力变化。

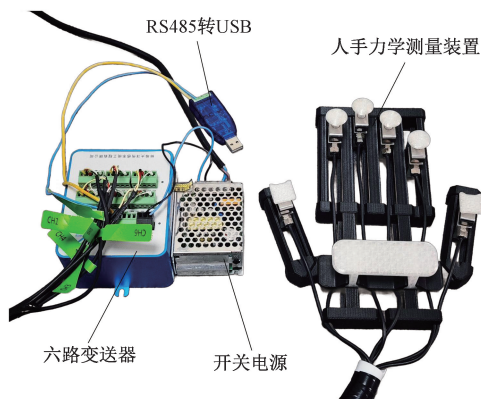


图7 人手力测量装置硬件

Fig. 7 Hardware of the human hand force measurement device

3.2 上位机设计

配合硬件装置,本系统开发了一套专用的上位机软件系统如图8所示,用于传感器数据的同步采集、实时显示和存储分析。

软件基于Qt框架开发,具备跨平台与良好图形界面特性。通信采用Modbus-485协议,采样频率100 Hz,保证多通道数据的稳定高速传输。系统集成受试者信息录

入、实验方案设置与实时显示功能,界面以柱状图实时显示各手指压力。软件支持开始/停止记录与数据保存,实验结果以时间序列文件输出,自动添加时间戳生成保存路径,便于后续分析。上位机设计参考Zatsiorsky团队^[2]的多指力采集系统,本系统在功能上相似但界面更直观,扩展性更强。整体实现了多通道同步采集、实时反馈与简便操作,可满足科研与临床评定需求。

4 实验与结果分析

4.1 不同材料压力仿真分析

普通的刚性材料往往在高强度按压力下会导致不适和疼痛,影响实验对象的自然表现,本研究通过有限元仿真,在相同的边界条件对TPU、PET、不锈钢这3种材料的应力分布、位移及形变量进行了全面对比。

本研究的有限元模型包括一个固定于底板的应变片式压力传感器和一个微凹圆顶的接触界面。应变片式压力传感器材料使用不锈钢,传感器底面全部约束固定,接触界面外表面施加均匀的100 N垂直压力。在网格划分上采用2 mm的二次四面体界面。

本研究对各接触界面的材料属性进行了详细定义:对于形变极小的PET与不锈钢材料,仿真采用线性各向同性弹性模型;而对于TPU材料,由于其在大变形下具有显著的非线性特征,简单的杨氏模量已无法准确描述其力学行为,因此本研究采用二阶Mooney-Rivlin超弹性本构模型对TPU接触垫进行建模。对于不可压缩的超弹性材料,其在单轴拉伸状态下的工程应力 σ 与拉伸比 λ 之间的力学关系可表示为:

$$\sigma = 2 \left(C_{10} + \frac{C_{01}}{\lambda} \right) \left(\lambda - \frac{1}{\lambda^2} \right) \quad (8)$$

式中: C_{10} 与 C_{01} 代表该材料模型常数。

根据 TPU 的真实单轴拉伸数据,在 100% 应变,即 $\lambda=2$ 时定伸应力 σ 为 9.75 MPa,在 200% 应变,即 $\lambda=3$ 的定伸应力 σ 为 12.2 MPa。将此两组已知条件代入本构方程式(8)可推导出该 TPU 材料的超弹性模型常数分别为: $C_{10}=0.76$ MPa, $C_{01}=4.05$ MPa。仿真中使用的所有接触界面材料参数设置汇总于表 3 中。

表 3 不同材料仿真参数

Table 3 Simulation parameters for different materials			
材料类别	本构模型	核心参数设置	泊松比 ν
不锈钢	线性弹性	杨氏模量 $E=200$ GPa	0.26
PET	线性弹性	杨氏模量 $E=2.1$ GPa	0.45
TPU	Mooney-Rivlin	材料常数 $C_{10}=0.76$ MPa	0.49
		材料常数 $C_{01}=4.05$ MPa	

不同材料接触界面下的仿真应力分布如图 9 所示,不论是刚性不锈钢还是相对较为柔软的 TPU,都能将外载荷有效地集中至应变片敏感区,说明 TPU 材料的压力集中的有效性。

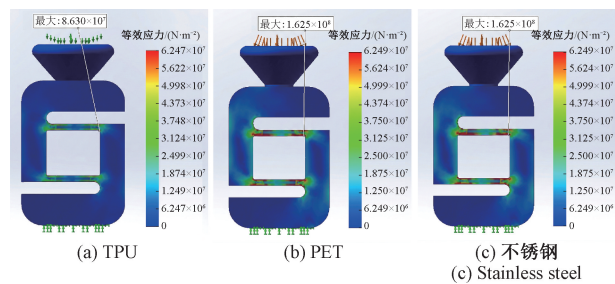


图 9 不同材料应力分布

Fig. 9 Stress distribution of different materials

不同材料的接触界面下的位移分布如图 10 所示,不锈钢材质下的接触界面在恒力作用下的位移最小,仅为 0.040 36 mm,而 PET 为 0.056 9 mm,而 TPU 可以达到 1.422 mm,约为不锈钢的 30 倍以上,证明其柔性缓冲能力十分显著,可在高负荷情景下为手指提供 1~2 mm 的缓冲行程,减少瞬时压痛。

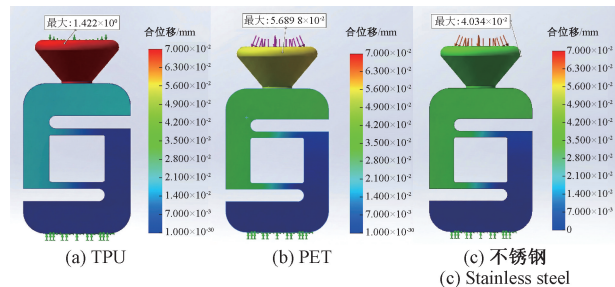


图 10 不同材料位移分布

Fig. 10 Displacement distribution of different materials

从形变仿真结果来看,3 种材料的最大形变从小到大依次为不锈钢、PET、TPU,如图 11 所示,且变化量相差一个数量级:不锈钢的形变小于 6×10^{-4} ,PET 位于中间 1.642×10^{-3} ,而 TPU 的形变则高达 0.154 8。这一显著差异不仅反映出 TPU 在外载荷作用下能够产生更大的弹性形变,还意味着其在循环受力过程中能够吸收并耗散更多的能量,可为受试者提供更舒适的接触体验。

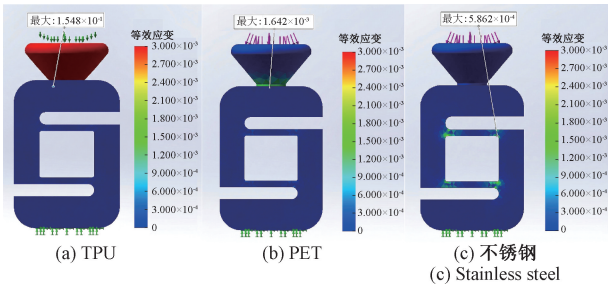


图 11 不同材料形变分布

Fig. 11 Deformation distribution of different materials

4.2 压力测量精度实验

为验证装置中 6 个压力传感器的测量精度与一致性,本研究使用一台如图 12 所示的测力平台,该平台搭载了 0.01 N 分辨率的高精度测力仪,可对各压力传感器进行模拟人手的按压,从而进行压力跟踪与误差评估实验。

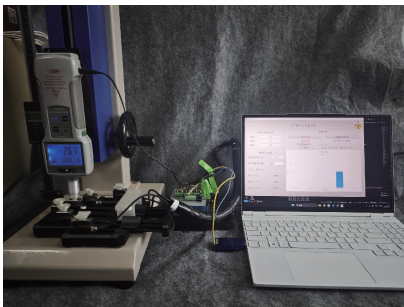


图 12 压力跟踪实验场景

Fig. 12 Pressure tracking experiment setup

为模拟人工施加压力,实验过程中采用手动控制的方式操作测量仪器。加载力由 0 N 逐渐增加至 100 N,再逐步减小至 0 N,形成一个完整的加载—卸载循环。每个压力传感器均独立完成 3 次重复循环测试消除随机误差。实验中,高精度测力仪输出的标准力值作为参考真值,同时记录各传感器的输出信号。

其中手动加载速率的不恒定并未对系统标定精度产生显著影响。软件系统进行同步的 100 Hz 高频同步采样,确保了测量值—真值在时间轴上严格对齐;所用压力传感器动态性能优异,其固有响应频率达 10 kHz,且滞后误差仅为 0.05% F. S.。因此,面对频率较低的手动按

压,标定过程可完全视作准静态加载,传感器能实现无延迟的精准跟随。

部分实验数据的误差分布如图 13 所示。真值与测量值近似重合,随着施加压力的增大误差轻微增加,但总体控制在 0.5 N 以内,表明系统具有良好的测量稳定性与精度。

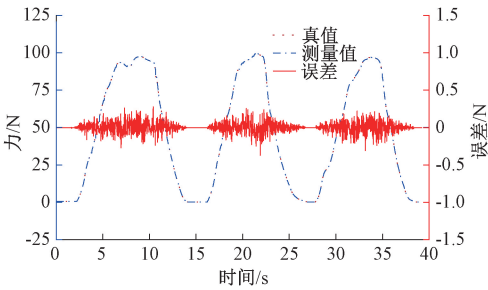


图 13 部分压力数据
Fig. 13 Partial pressure data

6 个压力传感器的误差统计结果如图 14 所示。由图可见,各传感器的测量性能整体较为一致,误差分布特征相近,且在 0~100 N 压力下最大绝对误差均未超过 0.5 N,满足实验精度要求。

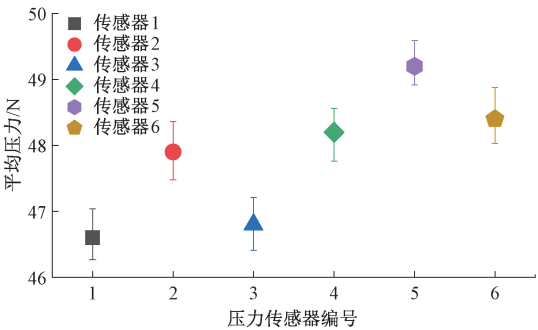


图 14 各传感器误差分布
Fig. 14 Error distribution of each sensor

4.3 单指最大自主收缩力实验

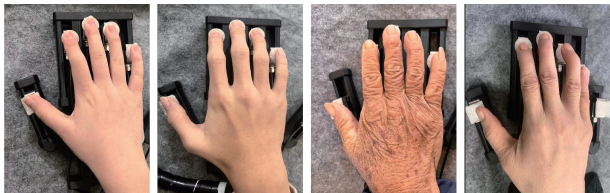
本研究通过单指最大自主收缩力实验,系统分析人手奴役效应,并且对不同年龄段健康志愿者与中风患者群体的指力协同进行了系统对比分析。

基于前期筛选,本研究共纳入 58 名志愿者,本实验的受试者与前述人手尺寸测量实验中的志愿者为同一批人员。对于人员分为了 4 组,分别是青少年组、中青年组、老年组与中风组,具体人员年龄分布及人数如表 4 所示,各组人手示例如图 15 所示。

在实验正式开始前,采集人员首先标定六路压力传感器,再根据受试者的手部关键尺寸校对传感器与掌托的位置以及拇指的外旋角度。校准完成后,受试者在自然放松手指略微弯曲的状态下将手掌平放于装置上,

表 4 实验人员信息
Table 4 Participant information

分组	人数/名	平均年龄/岁	标准差/岁	健康状况
青少年组	10	14.60	1.265	健康
中青年组	30	44.60	13.683	健康
老年组	13	69.71	6.354	健康
中风组	5	72.40	2.577	中风



(a) 青少年组 (b) 中青年组 (c) 老年组 (d) 中风组
(a) Adolescent group (b) Middle-aged group (c) Elderly group (d) Stroke group

图 15 各组人手示例

Fig. 15 Representative hands from each group

按照顺序测量受试者的各手指的 MVC。在每次试验中,仅令目标手指施加最大按压力并保持 5~10 s,其余手指保持自然松弛,无需刻意用力或抑制,具体实验场景如图 16 所示。



图 16 实验场景

Fig. 16 Experimental setup diagram

在单指 MVC 实验中,4 组人员平均 MVC 结果如图 17 所示,健康志愿者五指指力分布趋势为:食指与拇指承担了最强的粗大抓握力,中指次之,无名指和小指由于肌腱截面积较小且杠杆臂较短,表现出明显较低的峰值力。该力学差异主要源于食指和拇指更粗壮的肌腱及更有利的力臂结构,使其在施加抓握力或是按压力时拥有优势;而尺侧两指则在肌腱力量输出和杠杆效应上均受到限制。

从年龄分布来看,MVC 随年龄增长呈现先上升后下降的趋势。中青年组达到所有组的峰值,较青少年组整体高约 30%~40%,随后在老年组明显回落较峰值下降

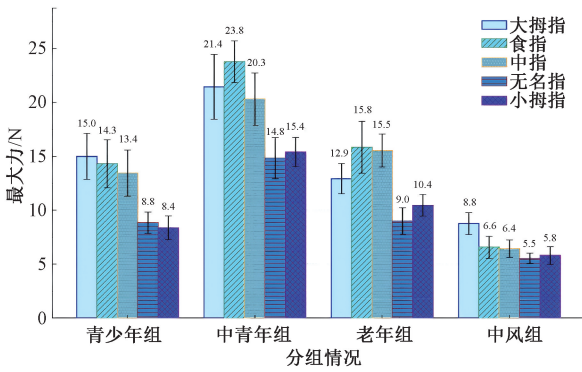


图 17 各手指最大自主用力

Fig. 17 Maximum voluntary force of each finger

约 25%~40%。到老年期提示随年龄神经肌肉招募与肌量的同步下降,指力也会下降。

从健康程度来看,中风组五指 MVC 整体相较中青年组下降 60%~70%,各指间最大力也相近,原本清晰的桡侧强、尺侧弱的特征消失,指间 MVC 差异钝化。这一初步观察结果符合中风患者皮质脊髓通路受损后的普遍招募不足与选择性激活能力下降的理论预期:一方面峰值输出受限,另一方面异常协同与共同收缩增多,使单指最大用力难以独立表达。

为排除受试者个体力量差异对力学数据的影响,本研究基于各手指的归一化输出力,构建了 5×5 的指间力耦合矩阵 M 。矩阵中的非对角线元素 $M_{i,j}$ 代表目标指 i 用力时,非目标指 j 的相对输出,即:

$$M_{i,j} = \frac{F_{i,j}}{MVC_j} \times 100\%, \quad i \neq j \quad (9)$$

式中: $F_{i,j}$ 为手指 i 达到最大自主收缩力时,手指 j 上同步记录到的耦合力值; MVC_j 为手指 j 自身的单指最大自主收缩力。

理论上非任务指存在下压或伸展反翘趋势。受限于手指微曲的实验姿势与单向压力传感器特性,偶发的抬指动作仅会使测量值降至 0 N 而无负值。因此,实际提取的耦合力 $F_{i,j}$ 均为非负的正向屈曲力,直接参与计算即可客观量化指间屈肌的共同激活水平。

在此基础上,对组内所有受试者的数据求取算术平均值,生成各组的群体耦合矩阵 M^{avg} ,其矩阵各元素 $M_{i,j}^{avg}$ 的计算公式为:

$$M_{i,j}^{avg} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N M_{i,j}^{(k)} \quad (10)$$

式中: $M_{i,j}^{(k)}$ 代表第 k 名受试者的耦合系数。

最终得到如图 18 所示的热图。其中对角线元素表示同一手指的自相关,其值恒为 1.00;非对角线数值越高表明目标手指用力时对其他手指的牵动作用越明显,即该手指引发的奴役效应越强。

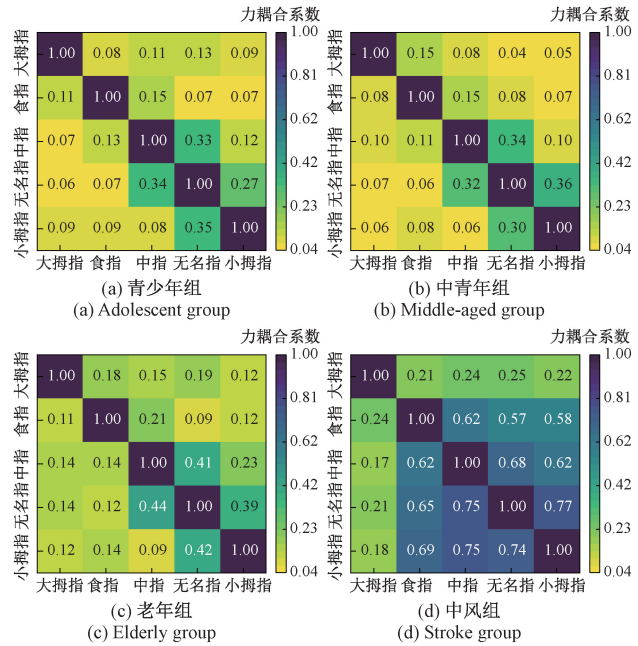


图 18 最大自主用力下手指耦合

Fig. 18 Interfinger coupling under maximal voluntary force

定量结果表明,拇指与食指的被动激活率极低,具备高度的解剖与运动学独立性,适于主导精细操作。相反,尺侧三指间由于深指屈肌的解剖束缚存在显著耦合,例如无名指最大发力时,中指与小指的随动均超 30%。年龄对比显示,青少年与中青年组的指间耦合矩阵高度相似;而老年组的矩阵则呈现系统性增大与致密化。这提示衰老会导致皮质控制特异性下降及外周机械耦合加剧,进而显著增强手指间的协同依赖。

在本研究初步测试中,中风组的奴役系数呈现出明显上升并近乎全局化的趋势,矩阵稀疏性丧失,表现为广泛的共同激活和分离运动失败。这一模式与皮质脊髓束受损及网状脊髓通路代偿占优相一致,这提示了皮质脊髓束损伤后运动控制由精细化转向粗大协同。

综合结果显示,正常人群中拇指最具独立性,体现其解剖及神经控制的专属性;中指、无名指与小指间耦合较强,易发生随动。整体上,手指独立性随年龄与病理状态呈递减趋势。

4.4 恒力保持实验

本实验旨在系统评估五指在恒力下的输出稳定性。首先,受试者对 5 个手指分别完成 MVC 标定,以获得个体化的力基准;随后每根手指逐一施力到 30% MVC 并保持 15 s 恒力。

在数据处理阶段,首先从每次恒力保持任务的稳定区间内提取各手指的力时间序列,并计算其标准差。为消除不同受试者个体绝对力量差异的干扰,将该标准差除以对应手指的最大自主收缩力(MVC),得到归一化力

标准差 (normalized standard deviation, nSD)。其计算公式定义为:

$$nSD_i = \frac{\sigma_i}{MVC_i} \times 100\% \quad (11)$$

式中: σ_i 为手指 i 在恒力保持稳定阶段输出力信号的标准差; MVC_i 为手指 i 的单指最大自主收缩力。基于上述处理方法,图 19 展示了 4 组受试者在 30% MVC 恒力保持任务下的归一化标准差分布情况。

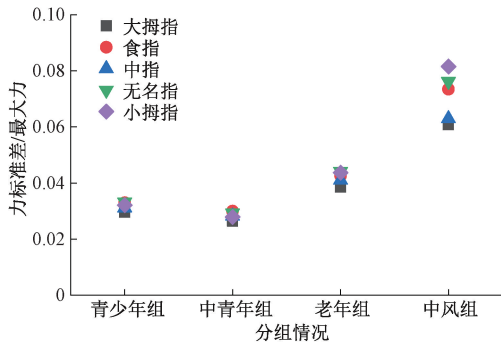


图 19 归一化力波动分布

Fig. 19 Normalized force fluctuation distribution

整体来看,青少年组与中青年组的归一化标准差较低,表明其在力控制过程中具有较高的输出稳定性与精细运动协调能力。相比之下,老年组的归一化标准差有所升高,反映出随年龄增长,神经肌肉系统在力反馈调节与运动单位募集方面的协同能力出现退化。这一趋势揭示了老化过程对手指稳定输出能力的削弱效应,与既往关于老年人肌肉控制精度下降的研究结果一致^[25]。中风组的归一化标准差显著高于其余三组,是中青年组的 3 倍左右,初步提示中枢神经损伤对手部稳定控制造成了深远影响。相较健康人群,中风患者在恒力保持过程中呈现出明显的不稳定输出特征。

总体而言,归一化标准差作为衡量指力输出稳定性的敏感指标,能够有效反映神经控制精度、肌肉协调性及病理状态对手部功能的综合影响。

5 结 论

本文研发了一种基于高精度应变片压力传感器的人手力学测量装置。相较于传统单点或静态测力平台,所设计的装置可对拇指及四指进行实时力学测量,支持 0~200 N 量程、100 Hz 高频采样与多自由度机械可调节适配,集成 PETG-CF 机体与可拆卸 TPU 柔性接触界面,兼具高精度、重量轻与佩戴舒适性高等优点。

为全面揭示手指耦合与稳态输出特征,本文使用基于归一化统计与耦合矩阵的多指力学分析方法,分别统计峰值力、耦合系数与归一化波动,系统地刻画了

指间奴役效应与年龄以及健康状况的相关性。实验结果表明,该系统能够在健康志愿者自然用力条件下准确捕获各手指的最大输出力及其耦合特性,揭示出拇指具有最高的独立性,而尺侧三指表现出最强的耦合规律。研究进一步发现,老年个体的手部奴役系数显著增加,而中风患者的四指协同程度极高。上述结果表明,该系统可作为手部力量监测及神经肌肉功能评估的可靠计量工具。

尽管本研究初步验证了该系统的有效性,但尚存在一定的局限性。特别是在探究病理状态对多指耦合与力控制的影响时,中风组的临床样本量较小。当前针对中风患者得出的实验结果及病理机制推断仅可视为初步的探索性发现,尚不能直接推广至所有不同损伤程度的患者群体。未来的工作将致力于开展大规模的临床试验,通过扩充不同病理特征的患者样本量,进一步确证本装置及所提力学评估指标在手部力量监测与神经肌肉功能量化评估中的普适性与可靠性。

参考文献

- [1] ABOLINS V, STREMOUKHOV A, WALTER C, et al. On the origin of finger enslaving: Control with referent coordinates and effects of visual feedback[J]. Journal of Neurophysiology, 2020, 124(6): 1625-1636.
- [2] ZATSORSKY V M, LI Z M, LATASH M L. Enslaving effects in multi-finger force production[J]. Experimental Brain Research, 2000, 131(2): 187-195.
- [3] VAN BEEK N, STEGEMAN D F, JONKERS I, et al. Single finger movements in the aging hand: Changes in finger independence, muscle activation patterns and tendon displacement in older adults[J]. Experimental Brain Research, 2019, 237(5): 1141-1154.
- [4] CARMENT L, ABDELLATIF A, LAFUENTE-LAFUENTE C, et al. Manual dexterity and aging: A pilot study disentangling sensorimotor from cognitive decline[J]. Frontiers in Neurology, 2018, 9: 910.
- [5] CARSON R G. The multifinger force deficit: A protocol to detect incipient cognitive decline[J]. Journal of the American Geriatrics Society, 2022, 70(5): 1605-1608.
- [6] 王月娜. 手指拔伸扳法对改善脑卒中早期手功能及体感诱发电位的影响[J]. 河南医学高等专科学校学报, 2024, 36(2): 225-228.
- WANG Y N. Effect of finger traction and extension manipulation on improving early hand function and somatosensory evoked potentials in stroke patients[J]. Journal of Henan Medical College, 2024, 36(2): 225-228.
- [7] 阮晔,郭雁飞,孙双圆,等. 50 岁及以上人群握力水平

- 对认知功能影响的前瞻性队列研究[J]. 中华流行病学杂志, 2022, 43(10): 1611-1618.
- RUAN Y, GUO Y F, SUN SH Y, et al. Prospective cohort study on the effect of grip strength levels on cognitive function in individuals aged 50 and above[J]. Chinese Journal of Epidemiology, 2022, 43(10): 1611-1618.
- [8] 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, 1-11[2026-01-10].
- GUO H Y, LIU K H, ZHANG J, et al. Design and control of an underactuated dexterous hand with rigid-flexible coupling structure [J/OL]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 1-11[2026-01-10].
- [9] 王桥元, 陆小锋, 朱民耀, 等. 基于移动端的手功能定量评估系统[J]. 电子测量技术, 2018, 41(20): 102-106.
- WANG Q Y, LU X F, ZHU M Y, et al. Quantitative evaluation system of hand function based on mobile terminal[J]. Electronic Measurement Technology, 2018, 41(20): 102-106.
- [10] 程淑红, 程彦龙, 杨镇豪. 基于手势多特征融合及优化 Multiclass-SVC 的手势识别 [J]. 仪器仪表学报, 2020, 41(6): 225-232.
- CHENG SH H, CHENG Y L, YANG ZH H. Gesture recognition based on multi-feature fusion and optimized Multiclass-SVC [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2020, 41(6): 225-232.
- [11] 李哲林, 白钰婷, 颜好倩, 等. 中国老年人的手部尺寸和握力分析[J]. 人类工效学, 2025, 31(2): 39-44.
- LI ZH L, BAI Y T, YAN Y Q, et al. Analysis of hand dimensions and grip strength among elderly Chinese adults [J]. Chinese Journal of Ergonomics, 2025, 31(2): 39-44.
- [12] 雷安琪, 冯玉田, 唐子成. 基于 LBFGS-EKF 算法的三维空间目标跟踪研究[J]. 电子测量技术, 2017, 40(10): 99-103.
- LEI AN Q, FENG Y T, TANG Z CH. Research on 3D spatial target tracking based on LBFGS-EKF algorithm[J]. Electronic Measurement Technology, 2017, 40(10): 99-103.
- [13] 李泽, 丁伯慧, 何改云, 等. 基于 Leap motion 的钢琴弹奏手指运动曲线的测量与分析[J]. 电子测量与仪器学报, 2020, 34(3): 58-65.
- LI Z, DING B H, HE G Y, et al. Measurement and analysis of finger motion curves during piano playing based on Leap motion[J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2020, 34(3): 58-65.
- [14] 白敬, 王智贤, 温秀兰. 基于姿态与力测量的手功能自动康复评估方法[J]. 测控技术, 2024, 43(4): 77-82.
- BAI J, WANG ZH X, WEN X L, et al. An automatic rehabilitation assessment method for hand function based on posture and force measurement[J]. Measurement & Control Technology, 2024, 43(4): 77-82.
- [15] MA C C, MO P C, HSU H Y, et al. A novel sensor-embedded holding device for monitoring upper extremity functions[J]. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, 2022, 10: 976242.
- [16] MARTIN J R, LATASH M L, ZATSIORSKY V M. Interaction of finger enslaving and error compensation in multiple finger force production[J]. Experimental Brain Research, 2009, 192(2): 293-298.
- [17] MARTIN J R, ZATSIORSKY V M, LATASH M L. Multi-finger interaction during involuntary and voluntary single finger force changes [J]. Experimental Brain Research, 2011, 208(3): 423-435.
- [18] SHINOHARA M, LATASH M L, ZATSIORSKY V M. Age effects on force produced by intrinsic and extrinsic hand muscles and finger interaction during MVC tasks[J]. Journal of Applied Physiology, 2003, 95(4): 1361-1369.
- [19] PARK J, XU D Y. Multi-finger interaction and synergies in finger flexion and extension force production [J]. Frontiers in Human Neuroscience, 2017, 11: 318.
- [20] LUNG B E, BURNS B. Anatomy, shoulder and upper limb, hand flexor digitorum profundus muscle [M]. StatPearls Publishing, 2023.
- [21] LANG C E, SCHIEBER M H. Human finger independence: Limitations due to passive mechanical coupling versus active neuromuscular control[J]. Journal of Neurophysiology, 2004, 92(5): 2802-2810.
- [22] ROBY-BRAMI A, JARRASSE N, PARRY R. Impairment and compensation in dexterous upper-limb function after stroke. From the direct consequences of pyramidal tract lesions to behavioral involvement of both upper-limbs in daily activities[J]. Frontiers in Human Neuroscience, 2021, 15: 662006.
- [23] LI SH, LATASH M L, YUE G H, et al. The effects of stroke and age on finger interaction in multi-finger force production tasks [J]. Clinical Neurophysiology, 2003, 114(9): 1646-1655.
- [24] RAGHAVAN P, PETRA E, RRAKAUER J W, et al.

Patterns of impairment in digit independence after subcortical[J]. Journal of Nearophysiokgy, 2006, 95: 369-378.

[25] SHAPIHRO S S, WILK M B. An analysis of variance test for normality[J]. Biometrika, 1965, 52(3): 591-611.

[26] XIAO J H, GAO Y F. The manufacture of 3D printing of medical grade TPU[J]. Progress in Additive Manufacturing, 2017, 2(3): 117-123.

[27] 杨柳,肖书平,列皓琰,等. 表面微凸 TPU 微孔片材的制备及压力传感性能[J]. 工程塑料应用, 2025, 53(4): 37-44.

YANG L, XIAO SH P, LIE H T, et al. Preparation of surface micro-convex TPU microporous sheets and their pressure sensing performance[J]. Engineering Plastics Application, 2025, 53(4): 37-44.

[28] BHANDARI S, LOPEZ-ANIDO R A, GARDNER D J. Enhancing the interlayer tensile strength of 3D printed short carbon fiber reinforced PETG and PLA composites via annealing[J]. Additive Manufacturing, 2019, 30: 100922.

作者简介



杨圣奥,2023 年于扬州大学获得学士学位,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:sa.yang@seu.edu.cn

Yang Sheng'ao received his B.Sc. degree from Yangzhou University in 2023. He is

currently a master's student at Southeast University. His main research interest is bio-inspired robotics.



张军(通信作者),2008 年于南京理工大学获得学士学位,2013 年于东南大学获得博士学位,现为东南大学教授,主要研究方向为仿生机器人、康复机器人、深空探测机器人和医疗机器人等。

E-mail:j.zhang@seu.edu.cn

Zhang Jun (Corresponding author) received his B.Sc. degree from Nanjing University of Science and Technology in 2008, and his Ph.D. degree from Southeast University in 2013. He is currently a professor at Southeast University. His main research interests include bio-inspired robotics, rehabilitation robotics, space robotics, and medical robotics.



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、博士生导师,主要研究方向为机器人传感与控制技术、信号处理、遥控操作技术等。

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

Song Aiguo received his B.Sc. and M.Sc. degrees 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 and Ph.D. advisor at Southeast University. His main research interests include robotic sensors and control, signal processing, teleoperation, etc.