



机器人  
*Robot*  
ISSN 1002-0446, CN 21-1137/TP

## 《机器人》网络首发论文

题目: 柔性外骨骼手的抓取力控制方法  
作者: 刘自文, 赵亮, 于鹏, 杨铁, 杨洋, 常俊玲, 赵新刚, 刘连庆  
DOI: 10.13973/j.cnki.robot.180491  
收稿日期: 2018-08-02  
网络首发日期: 2018-12-25  
引用格式: 刘自文, 赵亮, 于鹏, 杨铁, 杨洋, 常俊玲, 赵新刚, 刘连庆. 柔性外骨骼手的抓取力控制方法[J/OL]. 机器人.  
<https://doi.org/10.13973/j.cnki.robot.180491>



**网络首发:** 在编辑部工作流程中, 稿件从录用到出版要经历录用定稿、排版定稿、整期汇编定稿等阶段。录用定稿指内容已经确定, 且通过同行评议、主编终审同意刊用的稿件。排版定稿指录用定稿按照期刊特定版式(包括网络呈现版式)排版后的稿件, 可暂不确定出版年、卷、期和页码。整期汇编定稿指出版年、卷、期、页码均已确定的印刷或数字出版的整期汇编稿件。录用定稿网络首发稿件内容必须符合《出版管理条例》和《期刊出版管理规定》的有关规定; 学术研究成果具有创新性、科学性和先进性, 符合编辑部对刊文的录用要求, 不存在学术不端行为及其他侵权行为; 稿件内容应基本符合国家有关书刊编辑、出版的技术标准, 正确使用和统一规范语言文字、符号、数字、外文字母、法定计量单位及地图标注等。为确保录用定稿网络首发的严肃性, 录用定稿一经发布, 不得修改论文题目、作者、机构名称和学术内容, 只可基于编辑规范进行少量文字的修改。

**出版确认:** 纸质期刊编辑部通过与《中国学术期刊(光盘版)》电子杂志社有限公司签约, 在《中国学术期刊(网络版)》出版传播平台上创办与纸质期刊内容一致的网络版, 以单篇或整期出版形式, 在印刷出版之前刊发论文的录用定稿、排版定稿、整期汇编定稿。因为《中国学术期刊(网络版)》是国家新闻出版广电总局批准的网络连续型出版物(ISSN 2096-4188, CN 11-6037/Z), 所以签约期刊的网络版上网络首发论文视为正式出版。

## 柔性外骨骼手的抓取力控制方法

刘自文<sup>1,2</sup>, 赵亮<sup>2</sup>, 于鹏<sup>2</sup>, 杨铁<sup>2</sup>, 杨洋<sup>2</sup>, 常俊玲<sup>3</sup>,  
赵新刚<sup>2</sup>, 刘连庆<sup>2</sup>

(1. 东北大学信息科学与工程学院, 辽宁 沈阳 110819; 2. 中国科学院沈阳自动化研究所机器人学国家重点实验室, 辽宁 沈阳 110016;  
3. 辽宁省残疾人康复中心, 辽宁 沈阳 110015)

**摘要:** 为了辅助丧失手部运动功能的患者完成日常生活用品的抓取, 研制了一种基于线张力反馈的柔性外骨骼机器人系统, 其可实现手指指尖抓取力的稳定控制。首先介绍了柔性外骨骼手套的结构设计以及控制策略。然后建立了手指静态力学模型, 通过套索入口侧线张力计算得到手指指尖与物体之间的接触力。针对套索传动过程中存在的摩擦损耗问题, 通过物理方法将套索累计弯曲角度的变化范围限制在  $0^\circ \sim 90^\circ$  范围内, 并采用中值补偿的方法对摩擦损耗进行补偿。最后通过柔性外骨骼手套抓取力控制实验验证了手指静态力学模型以及摩擦补偿方法的有效性, 手指指尖接触力的误差最大范围为  $\pm 1$  N。为了验证柔性外骨骼手套的实际使用效果, 在丧失手部运动功能的患者身上进行了柔性外骨骼手套的抓取实验。实验结果表明, 柔性外骨骼手套可以辅助患者完成对日常生活用品的可靠抓取。

**关键词:** 柔性外骨骼; 仿生学; 摩擦补偿; 静态力学模型; 抓取力控制  
**中图分类号:** R496 **文献标识码:** A

### A Control Method of Grasping Force for Soft Exoskeleton Hand

LIU Ziwen<sup>1,2</sup>, ZHAO Liang<sup>2</sup>, YU Peng<sup>2</sup>, YANG Tie<sup>2</sup>, YANG Yang<sup>2</sup>, CHANG Junling<sup>3</sup>,  
ZHAO Xingang<sup>2</sup>, LIU Lianqing<sup>2</sup>

(1. College of Information Science and Engineering, Northeastern University, Shenyang 110819, China;  
2. The State Key Laboratory of Robotics, Shenyang Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences, Shenyang 110016, China;  
3. Liaoning Provincial Rehabilitation Center for the Disabled, Shenyang 110015, China)

**Abstract:** In order to assist the patients without the hand movement function to grasp the daily necessities, a soft exoskeleton robot system based on wire tension feedback is developed, which can realize the stable control of the fingertip force. Firstly, the structural design and control strategy of the soft exoskeleton glove are introduced. Then a static mechanics model of the finger is established, and the contact force between the fingertip and the object is calculated by the wire tension at the entrance of the Bowden-cable. For the friction loss problem in Bowden-cable transmission, the variation range of the sum of the cumulative angles of the Bowden-cable paths is limited to the range of  $0^\circ \sim 90^\circ$  by the physical method. The friction compensation is performed by the method of median compensation. Finally, the grasping force control experiment of the soft exoskeleton glove proves the effectiveness of the static mechanics model of the finger and the friction compensation method. The maximum range of the fingertip force error is within  $\pm 1$  N. A grasping experiment is performed on the patient without the hand movement function to verify the actual application effect of the soft exoskeleton glove. The experimental results show that the soft exoskeleton glove can assist patients to reliably grasp daily necessities.

**Keywords:** soft exoskeleton; bionics; friction compensation; static mechanical model; grasping force control

## 1 引言 (Introduction)

近年来, 我国脑卒中 (中风) 患者的人数连年攀升, 根据 2015 年中国卒中协会发布的《中国脑卒中防治报告 (2015)》显示, 我国每年新发脑血管病患者约 270 万, 每年死于脑血管病的患者约

130 万, 每 12 s 就有 1 人发生卒中, 每 21 s 就有 1 人死于卒中, 脑卒中已经成为中国居民的第一位死因<sup>[1]</sup>。而在所有的中风幸存者中, 大约有 80% 的人患有不同程度的手臂及手部运动功能障碍<sup>[2]</sup>。这些患者无法完成最简单的日常活动, 比如抓取水杯喝

水、拿汤匙吃饭等。同时，手部运动功能的恢复相对于其他身体部位的恢复较慢，从而导致患者的日常生活长期需要其他人的帮助，给家庭造成严重的经济和生活负担。然而，外骨骼机器人是目前公认的有助于患者恢复肢体运动功能的方法<sup>[3-4]</sup>。通过外骨骼机器人的助力作用，可以在一定程度上辅助或者替代医生开展持续有效的康复训练，对于恢复患者肢体运动功能具有重要作用，同时能够减缓由于长期肢体残疾所带来的并发症。目前，手部外骨骼机器人从结构性质上主要分为2类：刚性外骨骼手<sup>[5-6]</sup>和柔性外骨骼手<sup>[7-8]</sup>。人们对刚性外骨骼手的研究较早，部分研究成果能很好地实现患者的康复训练，例如法国 Kinetec 公司研制的手指手腕关节康复器，德国 Otto Bock 公司开发的 Wave Flex 型手指康复装置以及韩国 MAREF 公司开发的 Reliver RL-100 型手部康复训练仪等。但是它们都存在着无法克服的缺点：1) 结构复杂且体积较大，无法在日常生活中应用；2) 刚性结构不能与手部达成完美的贴合，患者在使用过程中易受到二次伤害；3) 成本太高，使得很多普通家庭无法承受，难以普及。但是，近几年出现的柔性外骨骼手恰恰弥补了刚性外骨骼手的不足，其具有柔性、轻便、灵活等特点，将有望应用到患者的日常生活中，不仅可以辅助患者从事一些简单的日常活动，而且还可以对患者进行康复训练，减少并发症的发生。

为了满足患者在柔性外骨骼手辅助下完成日常抓取操作的需要，很多研究机构逐渐开始了该方面的研究。例如，韩国首尔大学设计的 EXO-Glove Poly 柔性外骨骼手套<sup>[9]</sup>，手套的主体采用硅胶材料，使其具备可清洗、卫生和透气的特点，并且食指和中指采用欠驱动方式来适应形状不规则物体的抓取；南洋理工大学设计了用纺织材料作衬底的柔性外骨骼手套<sup>[10]</sup>，提出极限学习机 (ELM) 前馈控制算法并将其应用到手指 MCP (掌指关节) 的弯曲角度控制中；韩国科技大学设计的便携性柔性外骨骼手套<sup>[11]</sup>，将整个驱动装置安置于手背侧，提高了整个装置的功率/重量比等。虽然很多研究机构都针对手部丧失运动功能的患者设计了不同的柔性外骨骼手套并进行了相关研究<sup>[12]</sup>，但是几乎未涉及在抓取操作过程中柔性外骨骼手套的抓取力控制，然而手指指尖与物体之间的接触力控制对于患者能否成功完成抓取是至关重要的。

目前在抓取力控制方面柔性外骨骼手套可以采取2种做法：1) 在柔性外骨骼手套的指尖位置设置薄膜压力传感器。该抓取力控制方法在刚性机械手

中的应用较为常见，但是由于薄膜压力传感器固定在人手而非刚性机械手上，其具有柔性的特质使得薄膜压力传感器的位置在使用过程中易发生移动，导致测量结果不可靠，并且从患者穿戴舒适、安全角度出发，应尽量避免在患者穿戴部分添加电气连接。2) 根据使用者的主观判断：是否能够拿起目标物体，及时按下停止按钮。考虑到大多数的患者手部都无法灵活操控停止按钮以及大部分患者的触觉都不是很灵敏甚至完全丧失触觉，如果在抓取物体的过程中患者没有及时按下按钮，将会对患者造成不必要的伤害。

针对以上2种抓取力控制方案和目前柔性外骨骼手套设计存在的问题，本文借鉴人体解剖学结构进行柔性外骨骼手套仿生设计，并针对其提出了一种基于线张力反馈的指尖接触力控制方法，整套装置的示意图如图1所示。为了实现该目标，首先建立柔性外骨骼手套的手指静态力学模型，接着针对套索传动过程中存在的摩擦损耗问题提出了相应的补偿方案，最后实现了基于线张力反馈的指尖接触力控制，并对手部丧失运动功能的患者进行了实验验证。



图1 柔性外骨骼手套装置示意图

Fig.1 Diagram of the soft exoskeleton glove device

## 2 柔性外骨骼手套结构仿生设计 (Bionic design of the soft exoskeleton glove)

手的结构是数亿年来生物进化的结果，因此能量、效率和力的作用方式都经过了不断的优化，值得模仿和学习。故柔性外骨骼手套以人手结构为基础，采用仿生学设计，可以使柔性外骨骼手套的运动更加符合人手的自然运动轨迹。

从解剖学上分析：人的手指由骨骼、关节以及附着在其表面上的韧带组织组成，这些组织由肌肉和肌腱驱动。肌腱穿过环形滑轮结构并连接肌肉

和指骨. 每个手指由 3 个关节组成, 肌腱通过传递肌肉力量来引起手指的屈曲和伸展. 基于仿生学原理, 柔性外骨骼手套以人手的方式将肌腱的张力传递到手指.

手指处的肌腱能够正常发挥功能主要依靠 3 个部分: 止点、滑车、肌腹, 如图 2 所示. 止点是肌腱与指骨相连的位置, 为肌腱提供着力点. 滑车具有约束指屈肌腱并为肌腱提供力学支点的功能. 肌腹通过收缩带动肌腱运动, 从而带动与肌腱相连的指骨运动.

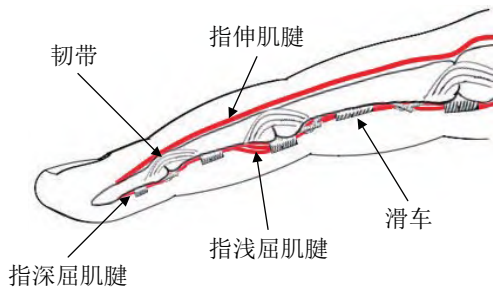


图 2 手指解剖结构

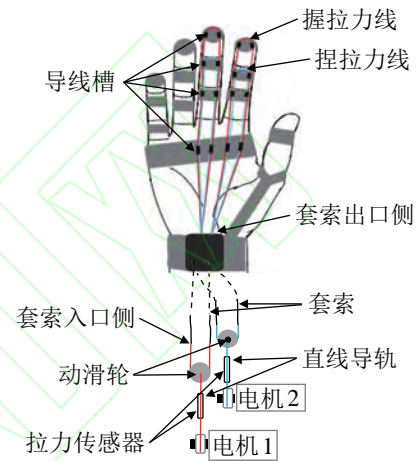
Fig.2 Anatomic structure of the finger

人手抓取操作分为“捏”运动模式 (precision grip) 和“握”运动模式 (power grip) [13]. 在“捏”运动模式中, 物体被夹在手指的屈肌面和与之相对的拇指的屈肌面之间. 在“握”运动模式中, 物体被保持在弯曲的手指和手掌之间的包裹中. 这 2 种运动模式基本涵盖了人手的整个活动类型. 当进行“捏”运动模式时, 大部分驱动力通过指浅屈肌腱进行传递; 而当进行“握”运动模式时, 大部分驱动力则通过指深屈肌腱进行传递. 基于手指解剖学原理, 本文设计的柔性外骨骼手套使用 2 根拉力线分别模仿指深屈肌腱和指浅屈肌腱. 附着在柔性外骨骼手套上的导线槽起到手指滑轮结构的作用, 将肌腱力传递到指骨并防止肌腱在运动过程中偏离其路径. 另外, 柔性外骨骼手套使用如图 3(b) 所示的“放射形”布线方式替代指伸肌腱, 而位于导线槽上方且与拉力线相连的限位卡扣起到限制手指每个关节最大伸展角度的作用.

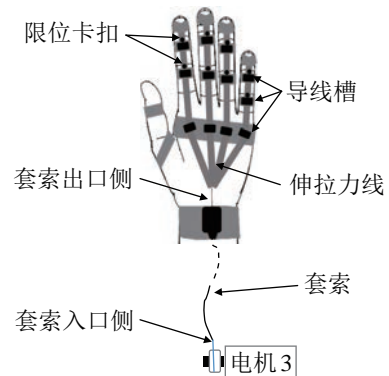
在多指机械手中, 差动机构被用来实现欠驱动以达到对目标物体很好的自适应性 [14]. 本文将机械手中的欠驱动机构应用到柔性外骨骼手套的食指和中指的驱动上, 通过如图 3(a) 所示的结构实现食指和中指的欠驱动控制. 它由一个动滑轮和拉力线构成, 与直流电动机相连的拉力线通过拉动物滑轮来实现手指弯曲运动. 因为动滑轮用于拉动与手指指骨相连的拉力线, 所以拉动的行程和线的张力可

以均匀地分配到 2 根手指.

另外, 由于拇指在抓取过程中基本维持在特定位置, 故通过如图 3(c) 所示的绑带结构将拇指固定在操作空间最大的抓取姿态. 为了减轻直接作用于患者手部的重量, 整个柔性外骨骼手套的主体部分主要采用涤纶和高分子材料, 传动部分则采用允许末端执行器和驱动侧分离的套索传动. 最终柔性外骨骼手套作用在患者手部的重量几乎与普通的手套一样, 完全可以将其实用于患者的日常生活中.



(a) 柔性外骨骼手套手心侧示意图



(b) 柔性外骨骼手套手背侧示意图



(c) 柔性外骨骼手套实物图

图 3 柔性外骨骼手套

Fig.3 The soft exoskeleton glove

### 3 控制策略 (Control strategy)

为了实现手指指尖处的抓取力控制, 本文提出了基于线张力反馈的控制方法, 其核心思想是通过测量套索入口侧的线张力来计算手指指尖抓取力. 首先对套索传动中存在的非线性摩擦损耗进行补偿, 得到套索出口侧的线张力; 然后通过手指静力学模型来进一步计算得到手指指尖抓取力; 最后通过本文提出的控制方法实现抓取力的有效控制. 具体控制框图如图4所示.

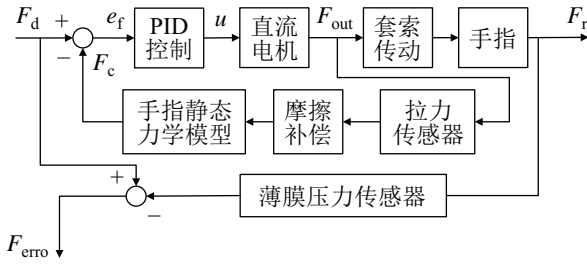


图4 抓取实验控制框图

Fig.4 Control block diagram of the grasping experiment

本文的拉力控制采用增量式PID控制, 图4中,  $F_d$  表示手指指尖与物体之间的期望接触力,  $F_c$  为手指指尖与物体之间的估计接触力,  $F_f$  为手指指尖与物体之间的实际接触力,  $e_f$  为力偏差,  $T_{in}$  为套索入口侧线张力,  $F_{erro}$  为手指指尖与物体之间的实际接触力偏差;  $u$  为电机驱动输入. 套索入口侧测得的线张力  $F_{out}$  通过摩擦补偿和手指静力学模型计算出手指指尖接触力  $F_c$ , 使其跟踪手指指尖与物体之间的期望接触力  $F_d$ . 控制框图中薄膜压力传感器测得的指尖接触力并不作为反馈量作用于系统的闭环控制, 而是通过计算其与期望接触力之间的误差来验证手指静力学模型和摩擦补偿方案的可行性.

#### 3.1 手指静力学模型

为了获得套索出口侧线张力与手指指尖接触力之间的关系, 建立单根手指的静力学模型, 建模时使用了以下假设:

- 1) 每一个关节都是纯粹的旋转关节;
- 2) 拉力线与导线槽之间的摩擦力忽略不计;
- 3) 导线槽在力作用下相对于手指的位置未发生移动.

基于以上假设, 单根手指可以视为一个三连杆结构. 由于将导线槽放置于指骨两侧对指骨的作用效果与放置于指骨中轴线位置的作用效果等同, 故将其视为放置于指骨中轴线位置进行建模.

图5所示为手指静力学模型. 为了便于静力学模型的表示与分析, 在手指的MCP关节轴心处建立基座坐标系  $\{X_0, Y_0, Z_0\}$ . 在手指的MCP、

PIP (近端指间关节) 和 DIP (远端指间关节) 关节轴心处分别建立坐标系  $\{X_1, Y_1, Z_1\}$ 、 $\{X_2, Y_2, Z_2\}$  和  $\{X_3, Y_3, Z_3\}$ , 原点分别位于 MCP、PIP 和 DIP 关节轴心处, 坐标轴  $Z_0$ 、 $Z_1$ 、 $Z_2$  和  $Z_3$  轴与各个关节轴的轴线重合, 且所有的  $Z$  轴方向垂直于纸面向外. 坐标轴  $X_0$ 、 $X_1$ 、 $X_2$  和  $X_3$  轴沿公垂线方向由当前关节轴心指向下一关节轴心, 坐标轴  $Y_0$ 、 $Y_1$ 、 $Y_2$  和  $Y_3$  轴由右手定则确定. 手指各个关节的弯曲角度用  $\theta_i$  ( $i=1,2,3$ ) 描述, 穿过导线槽  $P_i$  ( $i=1,2,3$ ) 的拉力线在导线槽  $P_i$  处形成的角度用  $\alpha_i$  描述.

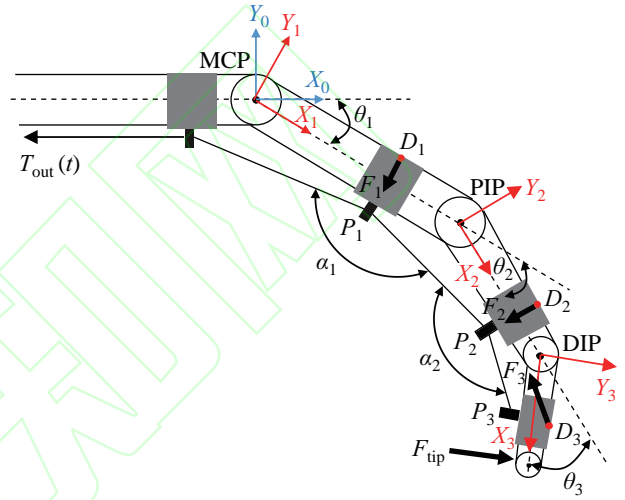


图5 手指静力学模型

Fig.5 Static mechanics model of the finger

首先由式(1)得到由坐标系  $i$  到坐标系  $i+1$  的齐次变换矩阵. 由式(2)得到由坐标系  $i$  到坐标系  $j$  ( $i < j$ ) 的齐次变换矩阵.

$$T_{i+1}^i = \begin{bmatrix} \cos \theta_{i+1} & -\sin \theta_{i+1} & 0 & L_i \rightarrow L_{i+1} \\ \sin \theta_{i+1} & \cos \theta_{i+1} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

$$T_j^i = T_{i+1}^i T_{i+2}^{i+1} \cdots T_j^{j-1} \quad (2)$$

为了得到手指静力学模型, 柔性外骨骼手套中所有导线槽的位置使用式(3)将其转换到基座坐标系  $0$  中.  $P_{\text{tgi}}^i$  为导线槽  $P_i$  所处坐标系  $i$  中的位置向量 (下标中的  $\text{tg}$  为导线槽 (tendon-guide) 的英文缩写形式). 在基座坐标系  $0$  中导线槽  $P_i$  到导线槽  $P_j$  的单位向量  $\hat{v}_{\text{tgi}}^j$  通过式(4)计算得出.

$$P_{\text{tgi}}^0 = T_i^0 P_{\text{tgi}}^i \quad (3)$$

$$\hat{v}_{\text{tgi}}^j = \frac{P_{\text{tgi}}^0 - P_{\text{tgi}}^0}{|P_{\text{tgi}}^0 - P_{\text{tgi}}^0|} \quad (4)$$

而拉力线在每个导线槽  $P_i$  处形成的张角  $\alpha_i$  可以使用式 (5) 计算得出, 即该导线槽与其相邻的 2 个导线槽连线的单位向量的数量积。

$$\alpha_i = \arccos \left( \hat{\mathbf{v}}_{\text{tg}(i+1)}^{\text{tg}i} \cdot \hat{\mathbf{v}}_{\text{tg}(i-1)}^{\text{tg}i} \right) \quad (5)$$

拉力线在直流电机的牵引下作用于导线槽  $P_i$  上的合力  $\mathbf{F}_i$  通过式 (6) ~ 式 (8) 计算得出:

$$|\mathbf{F}_i| = 2T_{\text{out}}(t) \cos \frac{\alpha_i}{2} \quad (6)$$

$$\mathbf{F}_i = |\mathbf{F}_i| \frac{\hat{\mathbf{v}}_{\text{tg}(i+1)}^{\text{tg}i} - \hat{\mathbf{v}}_{\text{tg}(i-1)}^{\text{tg}i}}{2} \quad (7)$$

$$\mathbf{F}_3 = T_{\text{out}}(t) \hat{\mathbf{v}}_{\text{tg}2}^{\text{tg}3} \quad (8)$$

由于拉力线间接作用于手指每节指骨 (近节指骨、中节指骨、远节指骨) 的合力  $\mathbf{F}_i$  ( $i = 1, 2, 3$ ) 的作用点的实际位置位于手指背面相应位置  $\mathbf{D}_i^0$  处, 故在求合力  $\mathbf{F}_i$  对  $P_i$  关节产生的转矩时, 将  $\mathbf{D}_i^0$  视为  $\mathbf{F}_i$  的力作用点。

$$\boldsymbol{\tau}_i = \sum_{j=i}^3 (\mathbf{D}_i^0 - \mathbf{P}_i^0) \times \mathbf{F}_j - \boldsymbol{\tau}_{\text{rmi}} \quad (9)$$

式中,  $\boldsymbol{\tau}_{\text{rmi}}$  表示  $P_i$  关节处的阻滞转矩: 在生物力学领域中, 肌肉等软组织均为黏弹性体, 对手指运动有一定的阻滞作用。

因此, 根据作用于  $P_3$  关节处的转矩及物体与手指指尖接触点的位置即可以计算出物体与手指指尖之间产生的接触力  $\mathbf{F}_{\text{tip}}$ 。

$$\mathbf{F}_{\text{tip}} = \boldsymbol{\tau}_3 \mathbf{x}_3 \quad (10)$$

### 3.2 套索传动摩擦补偿

套索传动 (Bowden-cable transmission) 为布线路径提供了较大的自由度, 与其他传动系统 (例如齿轮传动装置) 相比, 较为紧凑和轻便。由于这些优点, 套索已广泛应用于机械系统, 例如从自行车制动器到复杂的机器人和手术工具。

尽管套索传动具有很多优点, 但是它有一点限制: 绳索在套管里进行力传输的过程中存在非线性摩擦损耗, 即当绳索相对于套管的运动方向和套索累计弯曲角度变化时, 摩擦损耗也随之变化<sup>[15]</sup>。由于无法通过传感器或其他方法实时测量套索累计弯曲角度, 因此不能对摩擦损耗进行有效补偿, 降低了力控制方案的控制性能。

图 6 说明了套索传动装置的示意图。当套索穿过弯曲的套管时, 套索与套管管壁之间的摩擦导致套索入口侧线张力与出口侧线张力之间的差异。这种现象可以用式 (11) 表示<sup>[17]</sup>:

$$T_{\text{out}} = T_{\text{in}} e^{-\mu \xi \phi} \quad (11)$$

式中,  $T_{\text{in}}$  表示套索入口侧线张力的大小,  $T_{\text{out}}$  表示套索出口侧线张力的大小,  $\mu$  表示绳索与套管之间的摩擦因子,  $\xi$  表示绳索相对于套管的运动方向,  $\phi$  为套索累计弯曲角度 (即  $d\phi$  的累计之和)。

从式 (11) 可以得知: 套索里产生的摩擦损耗与  $\mu$ 、 $\xi$ 、 $\phi$  三个参量有关。由于  $\mu$  表示绳索与套管之间的摩擦因子, 对于绳索和套管材料固定的套索装置,  $\mu$  为常数且不受绳索相对滑动速度的影响, 可以通过离线测量的方式获得。同时, 为了减小摩擦损耗对手指指尖接触力控制的影响, 应选用摩擦因子较小的套索材料;  $\xi$  表示绳索相对套管的运动方向, 针对依靠直流电机牵引的套索装置, 直流电机的转动方向可直接表示绳索的运动方向;  $\phi$  表示套索累计弯曲角度, 由于无法对其进行实时测量, 因而对其进行实时补偿较为困难。

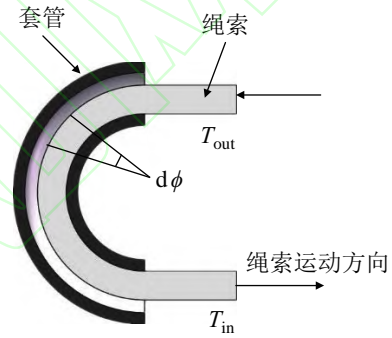


图 6 套索传动示意图<sup>[16]</sup>

Fig.6 Schematic of the Bowden-cable transmission

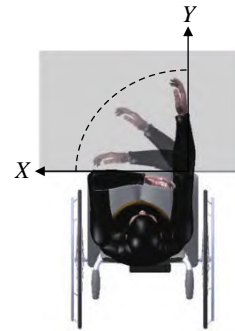


图 7 患者使用柔性外骨骼手套过程中手部的轨迹  
Fig.7 The hand trajectory while the patient using the soft exoskeleton glove

为了减小套索形态变化对抓取力控制的影响, 本文采取物理方法对套索累计弯曲角度的变化范围进行限制并对摩擦进行中值补偿。首先, 对套索累计角度变化范围进行了分析: 考虑到大多数丧失手部运动功能的患者的行动都需要借助轮椅, 故可将柔性外骨骼手套的驱动机构安装于轮椅的背侧, 并将部分套索固定在轮椅上, 最终患者在抓取目标物

时  $\phi$  的变化范围基本在  $0^\circ \sim 90^\circ$  之间变化, 如图 7 所示. 针对于摩擦补偿部分, 由于无法实时测量套索累计弯曲角度, 故本文选取套索累计弯曲角度在  $0^\circ \sim 90^\circ$  之间摩擦损耗最大值的一半进行补偿, 以此来减小套索形态变化对抓取力控制的影响.

基于上述分析, 设计的摩擦补偿控制器主要是将摩擦补偿值添加到套索入口侧线张力中, 来保证套索出口侧线张力能够较好地跟随期望值. 因此, 套索入口侧线张力为

$$T_{in} = T_d + T_f \quad (12)$$

其中,  $T_d$  为期望套索出口侧线张力, 而摩擦补偿  $T_f$  表示为

$$\begin{cases} T_f = 0.5(1 - e^{-\mu\pi/2})T_d, & \xi > 0 \\ T_f = 0.5(1 - e^{\mu\pi/2})T_d, & \xi < 0 \end{cases} \quad (13)$$

为了从理论上证明该摩擦补偿算法的有效性, 对无摩擦补偿和有摩擦补偿情况下的力估计误差的绝对值进行积分并进行对比分析: 首先根据式 (11) 的摩擦模型, 在给定期望套索出口侧线张力  $T_d$  的条件下建立误差表达式, 仅考虑收缩方向.

$$e = T_d - T_{in}e^{-\mu\phi} \quad (14)$$

在无摩擦补偿情况下, 式 (12) 中的  $T_f = 0$ , 则  $T_{in} = T_d$ , 将其代入式 (14) 得

$$e_1 = T_d(1 - e^{-\mu\phi}) \quad (15)$$

在有摩擦补偿情况下,  $T_f = \alpha_d T_d$ , 其中  $\alpha_d = 0.5(1 - e^{-\mu\pi/2})$  ( $\xi > 0$ ), 则  $T_{in} = T_d(1 + \alpha_d)$ , 将其代入式 (14) 得

$$e_2 = T_d(1 - (1 + \alpha_d)e^{-\mu\phi}) \quad (16)$$

为了定量分析不同补偿状态下力估计误差的变化, 对式 (14) 和式 (15) 得到的误差取绝对值并作积分处理. 根据患者实际应用情况, 将积分区间设置为  $0^\circ \sim 90^\circ$ .

无摩擦补偿情况下的误差绝对值积分表达式为

$$E_1 = \int_0^{\pi/2} |e_1| d\phi = T_d \int_0^{\pi/2} |1 - e^{-\mu\phi}| d\phi \quad (17)$$

有摩擦补偿情况下的误差绝对值积分表达式为

$$E_2 = \int_0^{\pi/2} |e_2| d\phi = T_d \int_0^{\pi/2} |1 - (1 + \alpha_d)e^{-\mu\phi}| d\phi \quad (18)$$

本文摩擦因子为 0.1830, 则摩擦补偿系数  $\alpha_d = 0.5(1 - e^{-\mu\pi/2}) = 0.1249$ , 将其分别代入式 (17) (18)

得  $E_1 = 0.208 T_d$ 、 $E_2 = 0.110 T_d$ . 在期望套索出口侧线张力相等时, 有摩擦补偿情况下的力估计误差绝对值积分为无摩擦补偿情况下力估计误差绝对值积分的 52.88%. 故通过理论推导证明了本文设计的摩擦补偿方案可以有效地减小套索出口侧的力估计误差.

由于被控量为手指指尖与目标物体之间的接触力, 因此还需要分析设置固定的摩擦补偿系数对于抓取力误差的影响. 假设上一小节建立得到的手指静力学模型的误差为 0, 则可以得知套索出口侧线张力与手指指尖接触力基本上呈线性关系, 于是在此设其比例系数为  $\delta$ .

设期望得到的手指指尖接触力为  $F_d$ , 则套索入口侧需要提供的线张力  $f_{in}$  为

$$f_{in} = \frac{F_d}{\delta(1 - \alpha_d)} \quad (19)$$

式中,  $\alpha_d$  表示设置的摩擦补偿系数.

而套索中的实际摩擦损耗所占套索入口侧线张力的比值为  $\alpha_r$ , 则经过摩擦补偿后, 手指指尖处实际得到的接触力  $F_r$  为

$$F_r = f_{in}\delta(1 - \alpha_r) \quad (20)$$

通过将期望指尖接触力  $F_d$  与实际指尖接触力  $F_r$  相减, 可以得到手指指尖接触力的误差  $F_{erro}$  为

$$F_{erro} = F_d - F_r = F_d \frac{\alpha_r - \alpha_d}{1 - \alpha_d} \quad (21)$$

分析式 (21) 可以得知: 手指指尖抓取力误差  $F_{erro}$  和期望手指指尖接触力  $F_d$  与摩擦补偿系数偏差有关, 而与套索入口侧线张力无关.

## 4 实验 (Experiment)

### 4.1 实验系统构成

图 8 所示为柔性外骨骼手套的实验控制系统. 直流电机选用深圳信达公司的 XD-37 GB555, 齿轮减速器减速比 100:1, 额定输出扭矩 10 kg·cm; 驱动模块选用成都艾思控公司 AQMH2407ND (24 V, 7 A); 模拟数据采集卡选用美国 National Instruments 公司 PCIe-6363 (32 路 AI), 最大采样率为 2 MHz; 薄膜压力传感器选用美国 Tekscan 公司 FlexiForceA201 (线性误差  $< \pm 3\%$ ), 测量范围为 0 ~ 110 N; 拉力传感器选用安徽大洋公司 DYLY-103 (精度 0.03%), 测量范围 0 ~ 100 N. 实验控制系统的物理硬件结构主要由柔性外骨骼手套本体、传感器检测模块、数据采集/输出模块、嵌入式控制器模块等组成. 系统开发软件为 LabVIEW, 其中直流电机的 PWM (脉宽调制) 控制、I/O 通信

等部署在嵌入式控制器 (STM32F103RBT6) 上运行, 主要控制算法在上位机 LabVIEW 上运行, 并可以实时保存相关运行数据. 上位机安装有高精度的模拟数据采集卡 (PCIe-6363), 用于实时采集拉力传感器与薄膜压力传感器的模拟信号.

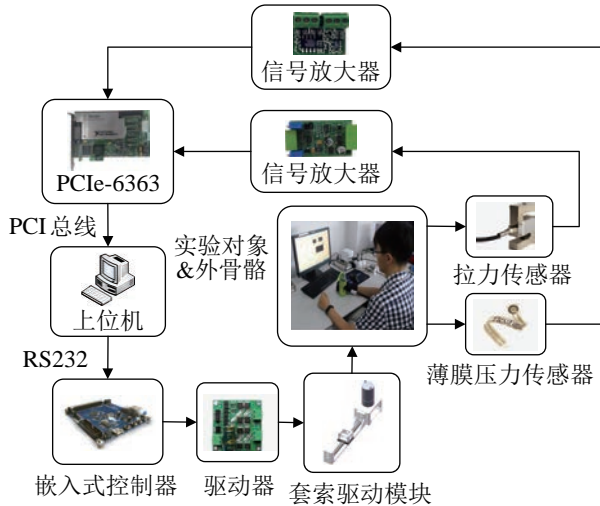


图 8 柔性外骨骼手套实验系统

Fig.8 The experimental system of the soft exoskeleton glove

### 4.2 摩擦补偿实验及结果分析

为了通过实验验证摩擦补偿算法的有效性, 本文在前述实验系统的基础上, 用搭载拉力传感器的直线导轨替代柔性外骨骼手套主体部分, 用于测量套索出口侧的线张力.

针对本文提出的摩擦补偿算法, 首先需要通过实验获得套索累计弯曲角度为  $90^\circ$  时套索的摩擦特性曲线, 进而建立实际摩擦模型. 实验过程中, 根据文 [16] 的方法将套索累计弯曲角度  $\phi$  固定在  $90^\circ$ , 绳索与套管之间的相对滑动速度设为  $0.0042 \text{ m/s}$ , 实验结果如图 9 所示.

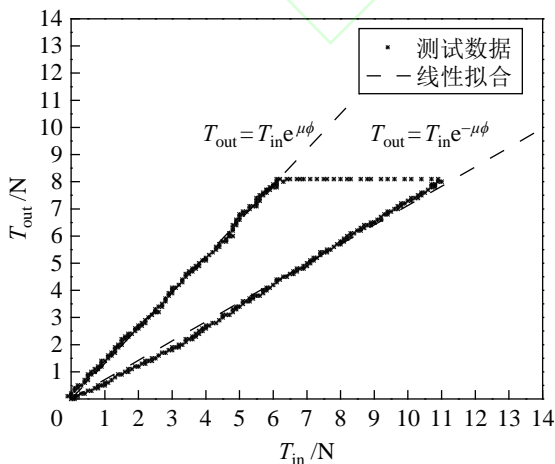


图 9  $\phi = 90^\circ$  时的套索摩擦特性曲线

Fig.9 Friction characteristic curve of the Bowden -cable ( $\phi = 90^\circ$ )

根据图 9 中套索累计弯曲角度  $\phi = 90^\circ$  时的摩擦特性曲线, 并对其进行分段线性拟合得到实际摩擦模型

$$\begin{cases} T_{out} = 0.7532T_{in}, & \xi > 0 \\ T_{out} = 1.3132T_{in}, & \xi < 0 \end{cases} \quad (22)$$

同时, 将  $\mu = 0.183$ 、 $\phi = \pi/2$  代入式 (11) 得到套索累计弯曲角度  $\phi = 90^\circ$  时的理论摩擦模型:

$$\begin{cases} T_{out} = T_{in}e^{-\mu\phi} = 0.7502T_{in}, & \xi > 0 \\ T_{out} = T_{in}e^{\mu\phi} = 1.3330T_{in}, & \xi < 0 \end{cases} \quad (23)$$

通过比较两种情况下得到的摩擦模型, 不仅验证了前人推导的摩擦模型的正确性, 同时可根据套索累计弯曲角度  $\phi = 90^\circ$  时的实际摩擦模型计算出实际摩擦补偿  $T_f$ , 最终将其代入式 (12) 得到套索入口侧线张力  $T_{in}$ .

$$\begin{cases} T_f = 0.5(1 - e^{-\mu\phi})T_d = 0.1249T_d, & \xi > 0 \\ T_f = 0.5(1 - e^{\mu\phi})T_d = -0.165T_d, & \xi < 0 \end{cases} \quad (24)$$

根据上述得到的摩擦补偿控制器, 对本文设计的摩擦补偿算法进行了定量实验, 以此来验证算法的有效性. 实验过程中套索的摩擦因子不变, 改变套索累计弯曲角度, 分别在套索累计弯曲角度  $0^\circ \sim 90^\circ$  范围内选取 6 组角度, 角度之间间隔为  $15^\circ$ . 针对每一组实验分别在没有摩擦补偿和有摩擦补偿两种情况下进行实验, 并将期望套索出口侧的线张力设为  $10 \text{ N}$ .

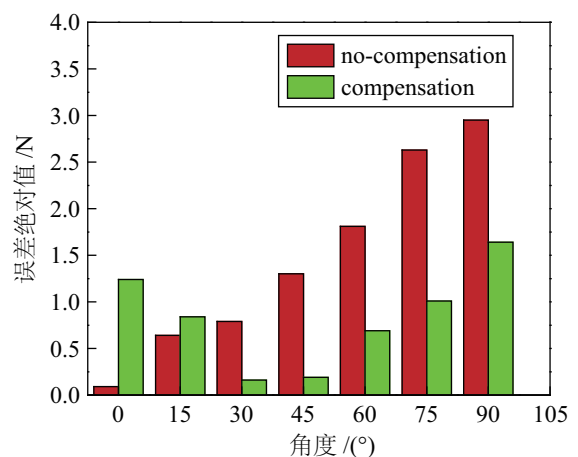


图 10 套索出口侧线张力跟踪误差绝对值

Fig.10 The absolute value of the wire tension tracking error at the outlet side of the Bowden-cable

图 10 为套索出口侧线张力跟踪实验的误差绝对值. 分别对实验过程中 6 组无摩擦补偿和有摩擦补偿情况下的误差绝对值进行了叠加求和, 得



到了无摩擦补偿情况下力跟踪误差绝对值的和为 10.21 N，而有摩擦补偿情况下的力跟踪误差绝对值的和为 5.77 N，即有摩擦补偿情况下的力跟踪误差绝对值的和为无摩擦补偿情况下的 56.51%，实验结果基本与 3.2 节理论计算得到的力估计误差绝对值的积分相吻合。因此，摩擦补偿实验同样验证了本文的摩擦补偿算法可以有效减小套索出口侧的力估计误差。

### 4.3 抓取力控制实验及结果分析

为了通过实验验证手指静态力学模型和摩擦补偿的有效性，基于前述实验控制系统，进行了抓取物体实验验证：分别在有摩擦补偿和无摩擦补偿条件下，由柔性外骨骼手套带动实验对象的手指进行抓取目标物体操作，并通过薄膜压力传感器检测抓取目标物体时手指指尖的实际接触力，比较实验者在不同补偿条件下手指指尖接触力的跟踪效果。由于实验过程中绳索的运动速度变化比较平缓，故绳索同时作为驱动件和反馈件产生的耦合作用可以忽略不计。



图 11 抓取实验

Fig.11 Grasping experiment

本实验以水杯作为被抓取对象，在控制参数的设置中，拉力传感器和薄膜压力传感器的采样频率均为 100 Hz，抓取目标物体的时间设置为 10 s，直流电机的起始速度为 5 r/min。Smaby 等对人们完成日常抓取任务（如打开和合上拉链，插入和拔出插头、钥匙和 ATM 卡，以及使用遥控器按钮）时的夹持力进行了测量<sup>[18]</sup>，在其测量结果中，除了插入和拔出插头（约 30 N），大多数抓取任务需要的夹持力小于 10.5 N。故在本实验中将指尖期望接触力设为 10 N。同时，稳定抓取姿态下手指各关节弯曲角度以及指尖与物体接触点的位置为  $\theta_1 = 8^\circ$ 、 $\theta_2 = 41^\circ$ 、 $\theta_3 = 34^\circ$ 、 $\mathbf{x}_3 = [6.5 \ -8 \ 0]$ 。

图 12 为柔性外骨骼手套指尖接触力控制实验结果。柔性外骨骼手套在套索累计弯曲角度  $\phi = 0^\circ$

时（如图 12(a) 所示），即套索入口侧线张力  $T_{in}$  近似等于出口侧线张力  $T_{out}$  时，根据手指静态力学模型计算指尖接触力的控制算法可使指尖接触力低超调地跟踪手指指尖的期望接触力。

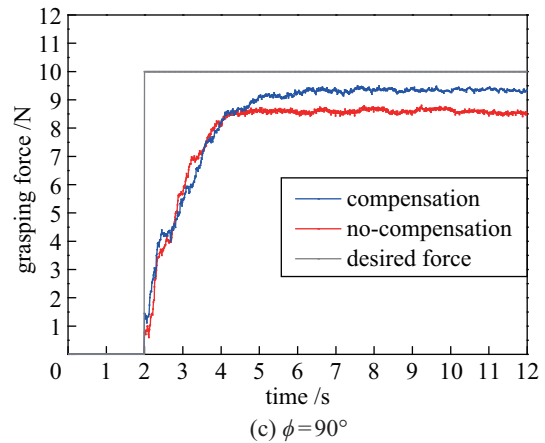
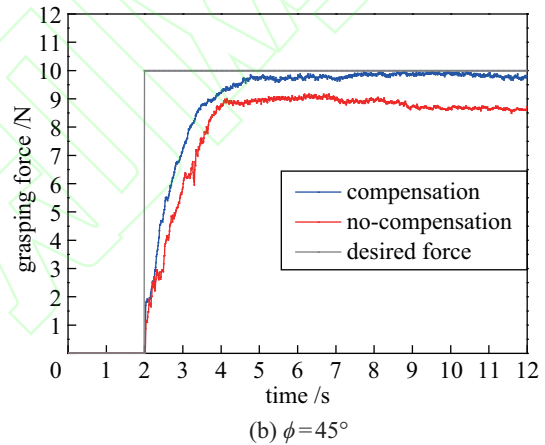
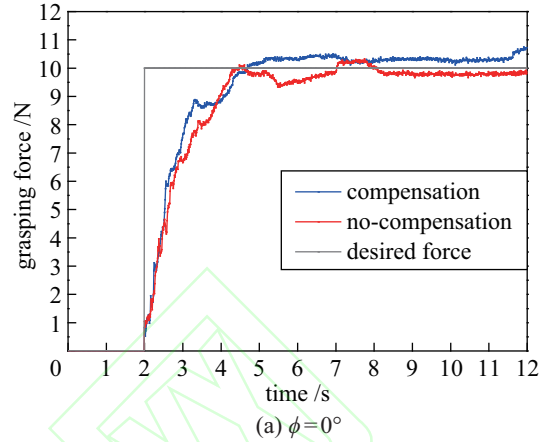


图 12 柔性外骨骼手套指尖接触力控制实验

Fig.12 Control experiment on the fingertip contact force of the soft exoskeleton glove

当柔性外骨骼手套的套索累计弯曲角度  $\phi = 90^\circ$  时（如图 12(c) 所示），采用有摩擦损耗补偿控制算法的抓取力误差最大为 0.77 N，而采用无摩擦损耗补偿控制算法的抓取力误差最大为 1.59 N，相比而言，有摩擦补偿的控制算法有效降低了抓取力

误差. 图 12(a) ~ (c) 分别为套索累计弯曲角度为  $0^\circ$ 、 $45^\circ$ 、 $90^\circ$  时的指尖接触力控制实验曲线, 通过对比有摩擦补偿和无摩擦补偿情况下的力跟踪曲线, 同样可以得出结论: 有摩擦补偿的控制算法在应对套索累计弯曲角度变化时, 有更好的力跟踪效果. 针对柔性外骨骼手套实验过程中产生的抓取力误差进行了分析: 由于柔性外骨骼手套的抓取力控制采用增量式 PID 控制器并且整个控制器中设有积分环节, 故不存在稳态误差, 因此抓取力误差主要为力估计误差. 同时, 力估计误差由两部分组成: 一部分为摩擦补偿产生的力估计误差, 另一部分则是手指静态力学模型产生的模型误差.

#### 4.4 外骨骼手套辅助患者抓取试验

为了验证该柔性外骨骼手套在患者身上的实际使用效果, 由一名已有 15 年病史的 32 岁截瘫患者完成抓取试验. 该名患者的手部丧失运动能力, 手臂仍可以正常运动. 整个实验过程在医护人员的监督指导下完成, 实验结果如图 13 所示.

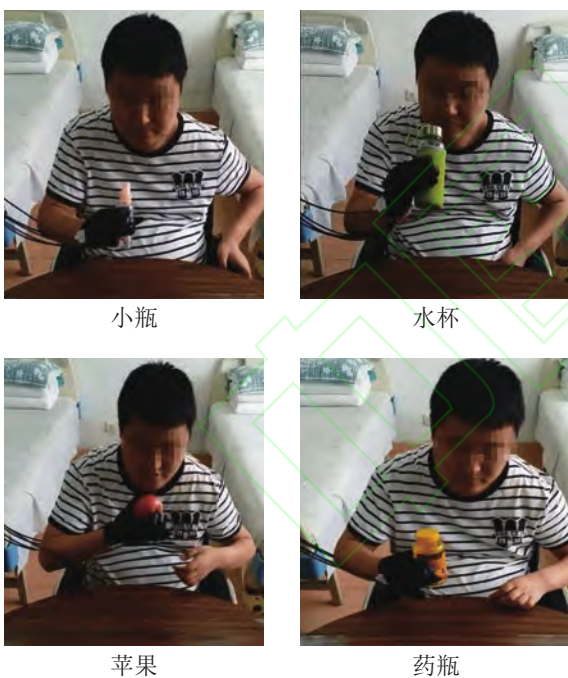


图 13 患者完成的日常物品抓取实验

Fig.13 Grasping experiment of daily necessities by a patient

图 13 所示为患者在柔性外骨骼手套辅助下完成的日常物品(小瓶、水杯、苹果、药瓶)抓取实验. 在穿戴柔性外骨骼手套前, 患者无法对水杯等日常物品进行抓取, 而穿戴上柔性外骨骼手套后患者可以对一些日常物品进行有效抓取, 因此可以得出结论, 柔性外骨骼手套具有辅助患者抓取日常生活用品的功能, 对于改善患者生活质量以及提升患者对生活的信心具有重要意义.

## 5 结论 (Conclusion)

针对柔性外骨骼手抓取力控制问题, 本文借鉴人手解剖学结构设计并实现了一种欠驱动式柔性外骨骼手套, 并提出了一种基于线张力反馈的手指指尖抓取力控制方法, 可实现手指指尖抓取力的稳定控制. 本文首先针对柔性外骨骼手套建立手指静态力学模型, 得到了静态时手指指尖接触力与套索出口侧线张力之间的数学关系, 接着针对套索在力传输过程中的摩擦损耗问题, 在减小摩擦因子和限制套索累计弯曲角度变化范围的基础上, 选取整个摩擦损耗范围的中值进行补偿, 使得抓取力误差最大范围保持在  $\pm 1$  N. 最后, 由患者在柔性外骨骼手套辅助下完成日常物品抓取实验, 实验中该装置可以有效地辅助手部实现日常物品的抓取. 后续将围绕套索传动过程中的摩擦补偿方法开展进一步研究, 以提高摩擦补偿的精度.

## 参考文献 (References)

- [1] 王陇德. 中国脑卒中防治报告 (2015) [M]. 北京: 中国协和医科大学出版社, 2015.  
Wang L D. Chinese stroke prevention report (2015)[M]. Beijing: Peking Union Medical College Press, 2015.
- [2] Beebe J A, Lang C E. Active range of motion predicts upper extremity function 3 months after stroke[J]. Stroke, 2009, 40(5): 1772-1779.
- [3] Reinkensmeyer D J, Emken J L, Cramer S C. Robotics, motor learning, and neurologic recovery[J]. Annual Review of Biomedical Engineering, 2004, 6: 497-525.
- [4] Takahashi C D, Der-Yeghiaian L, Le V, et al. Robot-based hand motor therapy after stroke[J]. Brain, 2008, 131(2): 425-437.
- [5] Chiri A, Vitiello N, Giovacchini F, et al. Mechatronic design and characterization of the index finger module of a hand exoskeleton for post-stroke rehabilitation[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2012, 17(5): 884-894.
- [6] Ma Z, Ben-Tzvi P. RML glove – An exoskeleton glove mechanism with haptics feedback[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2015, 20(2): 641-652.
- [7] Lee S W, Landers K A, Park H S. Development of a biomimetic hand extensor device (BiomHED) for restoration of functional hand movement post-stroke[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2014, 22(4): 886-898.
- [8] Biggar S, Yao W. Design and evaluation of a soft and wearable robotic glove for hand rehabilitation[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2016, 24(10): 1071-1080.
- [9] 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 and Automation Magazine, 2015, 22(1): 97-105.
- [10] Xiloyannis M, Cappello L, Binh K D, et al. Preliminary design and control of a soft exosuit for assisting elbow movements and hand grasping in activities of daily living[J]. Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering, 2017, 4(1). DOI: 10.1177/2055668316680315.

- [11] 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, 2017, 22(2): 865-875.
- [12] Nycz C J, Delph M A, Fischer G S. Modeling and design of a tendon actuated soft robotic exoskeleton for hemiparetic upper limb rehabilitation[C]//37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Piscataway, USA: IEEE, 2015: 3889-3892.
- [13] Napier J R. The prehensile movements of the human hand[J]. Journal of Bone and Joint Surgery: British Volume, 1956, 38(4): 902-913.
- [14] 史士财, 高晓辉, 姜力, 等. 欠驱动自适应机器人手的研制 [J]. 机器人, 2004, 26(6): 496-501.  
Shi S C, Gao X H, Jiang L, et al. Development of the underactuated self-adaptive robotic hand[J]. Robot, 2004, 26(6): 496-501.
- [15] 王启中, 李继婷. 手康复机器人钢丝绳-绳套传动系统中的摩擦补偿 [J]. 机器人, 2014, 36(1): 1-7.  
Wang Q S, Li J T. Friction compensation in cable-conduit transmission system of hand rehabilitation robot[J]. Robot, 2014, 36(1): 1-7.
- [16] Jeong U, Cho K J. Feedforward friction compensation of Bowden-cable transmission via loop routing[C]//IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Piscataway, USA: IEEE, 2015: 5948-5953.
- [17] 李佳. 套索传动系统建模及柔顺控制研究 [D]. 南京: 东南大学, 2016.  
Li J. Modeling and compliance control of tendon-sheath transmission system[D]. Nanjing: Southeast University, 2016.
- [18] Smaby N, Johanson M E, Baker B, et al. Identification of key pinch forces required to complete functional tasks[J]. Journal of Rehabilitation Research & Development, 2004, 41(2): 215-223.

### 作者简介:

刘自文 (1993-), 男, 硕士生. 研究领域: 柔性外骨骼机器人.

刘连庆 (1980-), 男, 博士, 研究员. 研究领域: 微纳机器人, 智能机器与系统, 生物机电控制.

于 鹏 (1981-), 男, 硕士, 副研究员. 研究领域: 外骨骼机器人.