DOI: 10.3901/JME.2019.11.010

基于力触觉感知与电刺激反馈的灵巧假手*

胡旭晖 石珂 祝佳航 宋爱国

(东南大学生物电子学国家重点实验室 南京 210096)

摘要: 针对生机电一体化灵巧操作假手这类典型共融机器人,开展结构优化、力触觉感知和临场感反馈功能重建的研究。为此,提出了一种用于欠驱动手指机构设计的交叉四连杆参数优化方法,该方法实现了手指运动轨迹最优、近指关节(PIP)扭矩与掌指关节(MCP)扭矩之比最大;提出了义肢手指与柔性压力传感器的集成设计方法,实现假手对抓握物体的实时力触觉感知;提出了基于电刺激的指端力触觉临场感反馈方法,实现对义肢抓握情况和握力的再现,增加操作者的本体感。该假手手指运动学与动力学仿真结果表明,所提出的连杆参数优化方法能够提升手指的抓握能力。对9名肢体健全受试者与1名前臂截肢患者进行灵巧假手控制试验,试验结果表明,所提出的指尖力触觉感知方法能够很好辅助受试者完成精细抓握控制;使用电刺激方式作为力触觉临场感反馈器具有更好的本体感知效果。同时,明显提升受试者在视觉受阻状况下使用假手完成抓取任务的成功率。

关键词: 力触觉感知; 电刺激反馈; 灵巧假手

中图分类号: TP242

Dexterous Prosthetic Hand with Force Perception and Electrical Stimulation

HU Xuhui SHI Ke ZHU Jiahang SONG Aiguo

(State Key Laboratory of Bioelectronics, Southeast University, Nanjing 210096)

Abstract: The structural optimization, force tactile perception and the reconstruction of feedback function of a typical human-robot-environment synergic robot such as bio-electromechanical integrated dexterous manipulation prosthesis are studied. A method of cross-four-bar linkage parameter optimization for underactuated finger mechanism design is proposed, this method achieves the optimal trajectory of finger and the maximum ratio of PIP to MCP. The integrated design method of prosthetic finger and flexible pressure sensor is proposed to realize real-time force and tactile perception for grasping object. The method of tactile feedback of fingertip force based on electric stimulation is proposed to reproduce the grasp situation and grip strength of the prosthesis to increase the operator's sense of ontology. The simulation results show that the proposed method can improve the grasping ability of fingers. Nine healthy subjects and one forearm amputee were performed with dexterous hand control experiment. The experimental results showed that the proposed fingertip force tactile perception method could assist the subjects to complete fine grasp control. Compared with vibration stimulation, the use of electric stimulation as a force and tactile sense feedback device has better proprioception effect, and significantly improves the success rate of using the artificial hand to complete the grabbing task under visual obstruction.

Key words: force tactile perception; electric stimulation feedback; dexterous prosthetic hand

0 前言

生机电一体化灵巧操作假手研究,是当前人机共融型机器人的重要研究内容之一,其研究成果可广泛应用于残疾人义肢、康复机器人、高端医疗设备、国防装备等事关国计民生、军队建设的重要领

域,具有重要战略意义。该项研究包括灵巧假手的机械设计、多模态感知的仿生传感器设计,基于生物信号的肢体运动意图识别以及仿生传感器与神经的反馈通路重建等。

灵巧操作假手的机械设计始终是国内外研究的热点^[1-6],德国假肢企业 Otto Bock 公司销售的 Bebionic Hand 具有五个主动自由度和一个被动自由度,假手的最大抓握力达到 140 N,质量仅 390 g。德国工业设备制造商 Schunk 公司销售的仿人型机

* 国家自然科学基金资助项目(91648206)。20181012 收到初稿,20190304 收到修改稿

械手 SVH, 是世界上第一个受国家社保认证的人机协作工业机械手, 其集成有 9 个电动机用于控制 20 个关节的活动。随着 3D 打印技术的发展^[3], 英国 Openbionic 公司设计了基于绳索驱动的 3D 打印假手 Ada Hand。日本 exiii 公司设计了基于齿轮传动的 3D 打印假手。另外, 国内上海交通大学^[7]、哈尔滨工业大学^[8-9]、华中科技大学^[10]等也在灵巧假手研究领域取得了许多重要的研究成果。

目前, 常见的灵巧手机械设计多采用欠驱动结构^[2], 该方案具有便于系统集成、减轻设备重量和降低设备成本的优点。基于交叉四连杆机构的欠驱动手指具有固定的运动轨迹, 同时, 自身的刚性结构适合抓取质量大的物体, 但是较难设计出符合人手手指运动的包络轨迹^[8]。

通过对国内外各类假手产品的比较发现^[11], 近年来许多假手虽然在手指端安装有力触觉传感器, 但在实际抓取任务中假手仍主要受使用者的视觉监督控制, 即假肢使用者需要持续观察假肢与环境的交互状态并调整假肢的抓取力大小。在整个操作过程中, 操作者需要注意力高度集中且整个操作过程相对缓慢, 其主要原因在于单点触觉感知源对实际抓握力的获取十分匮乏。为了在实际抓握时得到真实的抓握力估计值, 有必要对灵巧假手各节指骨的力触觉感应区域进行监测^[1]。

假手的力触觉信息虽然对其抓握控制提供了自主调控的反馈, 但由于传感器的小闭环反馈并没有向操作者提供任何感知信息, 控制器在操作者没有主动参与的情况下进行自动调节, 降低了操作者的参与度, 不易被其接受。目前, 较成熟的力触觉反馈方法是将压力刺激或振动刺激作用于受试者大臂处^[12-13], 以期将假手纳入本体映像, 但由于这两种方式与实际触感有较大差别, 使得产生本体映像的训练时间会延长。电刺激^[14-18]是一种非侵入式的反馈方法, 其依靠脉冲电流刺激人体感官神经末梢或肌肉组织, 使人产生接触感或引起人的肌肉运动。该技术在临场感遥操作机器人、康复机器人、临床医学等领域都有广泛的应用。因此, 从提升触觉感知本体感方面考虑, 电刺激适用于假手力触觉反馈。

为解决上述问题, 本文对欠驱动手指的连杆设计方法进行优化, 采用改进的随机搜索算法对交叉四连杆的运动学方程和动力学方程进行加权最优计算, 并使用此方法设计了五自由度 3D 打印灵巧假手; 针对假手手指的抓握力估计算法, 设计了假手力触觉感知系统, 采用分布式触觉传感器对多个手指受力区域进行力触觉矢量合成; 设计了电触觉反馈装置, 对受试者前臂的拇长屈肌进行电刺激, 使

受试者的拇指产生被牵引感。

1 手指连杆机构优化设计

目前, 已有大量文献对四连杆机构的设计提出成熟方案, 但较少涉及应用于欠驱动手指设计的交叉四连杆计算方法, 有文献^[8]对连杆机构的两根连杆长度和两个夹角进行参数搜索找到最优解。但将角度作为搜索参数时其搜索区间太宽, 在短时间内较难搜索到最优解, 另外有研究提出^[6]采用迭代法进行连杆长度计算, 该方法具有较快的求解速度, 但其计算结果受初始值选取的影响较大, 在无专家经验干预下可能无法得到最优解, 并且两种计算方法均未考虑连杆的动力学特性。综合以上方式优缺点, 本文创新性地提出以各连杆长度作为随机搜索变量求出最优解, 并将运动学解与动力学解进行归一化加权计算, 可以在小计算量下得到同时满足运动学指标与动力学指标的交叉四连杆最优配置参数, 最后给出了满足编程化需求的连杆参数计算步骤。

1.1 运动学分析

首先, 将交叉四连杆机构定义于平面直角坐标系 Oxy 中, 图 1 为典型交叉四连杆在 90° 范围内逆时针旋转的运动轨迹(转角步长为 20°), 图右侧手指模型中的四个关节与左侧坐标系中四连杆机构中的四个关节相对应, 该轨迹对应手指的完全伸展到弯曲至 90° 的过程。设连杆 AD 长度为近节指骨长度, A 关节为近指关节(PIP), D 关节为掌指关节(MCP), CD 为固定位置连杆, 控制手指弯曲的电动机输入扭矩施加在 D 关节处。

图 1 连杆运动轨迹与假手设计参照图

一般将手指的运动规律定义为: PIP 与 MCP 旋转角速度之比满足与时间相关的某一函数关系式(1), 为简化运动复杂度, 通常将等式右端设为常数 c 。连杆运动轨迹误差可量化为式(2)所示矩阵 e , 表示为: 当 $\angle ADC$ (以 α 表示)以固定变化率为步长

(设为 n) 转过 90° 的过程中, 每一步内 $\angle BAD$ (以 β 表示) 变化率与 $\angle ADC$ 变化率实际比与预设比 c 的误差绝对值

$$\frac{\omega_A}{\omega_D} = f(t) \approx c \quad (1)$$

$$e = \begin{bmatrix} |(\alpha_1 - \alpha_0) - c \cdot (\beta_1 - \beta_0)| \\ |(\alpha_2 - \alpha_1) - c \cdot (\beta_2 - \beta_1)| \\ \vdots \\ |(\alpha_n - \alpha_{n-1}) - c \cdot (\beta_n - \beta_{n-1})| \end{bmatrix} \quad (2)$$

多篇文献已指出使用误差均值 $\text{mean}(e)$ 与误差方差 $\text{var}(e)$ 作为运动学指标, 因此定义式(3)为量化运动学指标 M , i 表示经过随机搜索的连杆样本集合下标, k 表示样本容量。式(3)中 $\max(E_{\text{mean}})$ 与 $\max(E_{\text{var}})$ 分别为误差均值和误差方差在该连杆样本集合下的归一化因子, 由于公式(3)中涉及的两种运动学指标已经完成了归一化处理, 因此消除了均值和方差之间数量级上的差异。此时采用先归一化, 后加权的方法能客观整定出一个统一的量化运动学指标 M , 此时令 w 为 0.5 可以平等保留两项特征对最终的量化运动学指标的影响

$$M_i = w \cdot \frac{\text{mean}(e_i)}{\max(E_{\text{mean}})} + (1-w) \cdot \frac{\text{var}(e_i)}{\max(E_{\text{var}})} \quad (3)$$

$$E_{\text{mean}} = \begin{bmatrix} \text{mean}(e_1) \\ \vdots \\ \text{mean}(e_k) \end{bmatrix} \quad E_{\text{var}} = \begin{bmatrix} \text{var}(e_1) \\ \vdots \\ \text{var}(e_k) \end{bmatrix} \quad (4)$$

由于所提出方法以连杆长度作为随机搜索参数, 因此, 为了计算 M 需要借助连杆间几何关系, 将连杆长度转化所求关节角度。设 D 点为坐标原点, AD 长度为 l_1 , BC 长度为 l_2 , AB 长度为 l_3 , CD 长度为 l_4 。首先建立式(5)所示连杆运动模型, 即计算当 α 在最大活动范围内各连杆活动关节的平面坐标值。受四连杆运动关系约束, 并非所有连杆配置参数均能使 α 的活动范围为 2π , 为保证连杆运动过程中不会出现奇点, 还需要利用式(7)计算当 AD 与 BC 始终保持在交叉状态时 α 的区间 $[\alpha_{\min}, \alpha_{\max}]$

$$A, B, C, D = g(l_1, l_2, l_3, l_4, \alpha) \quad \alpha \in [\alpha_{\min}, \alpha_{\max}] \quad (5)$$

$$\beta = \angle BAD = \arccos\left(\frac{AB \cdot AD}{|AB| \cdot |AD|}\right) \quad (6)$$

$$\alpha_{\min}, \alpha_{\max} = h(l_1, l_2, l_3, l_4) \quad (7)$$

通过式(6)最终可以计算在连杆参数 l_1, l_2, l_3, l_4 下主动角 α 与从动角 β 的关系。综上所述, 所提出

运动学指标 M 计算方式具体步骤如下。

(1) 随机搜索连杆参数 l_1, l_2, l_3, l_4 并代入式(7)计算主动角活动区间 $[\alpha_{\min}, \alpha_{\max}]$ 。

(2) 判断区间长度是否大于 90, 若成立则采用滑动窗口算法进行 e 矩阵计算。统一设窗口左端点为主动角旋转起始角 α_0 , 其中窗口长度为 90, 滑动步长为 1。若不成立, 则重新选取连杆参数。

(3) 重复执行步骤(1)与步骤(2), 重复次数为 k , 并对有效的 e 矩阵按元素进行均值与方差计算, 进而求得两个归一化因子。

(4) 对每个有效的 e 矩阵进行运动学指标 M 求解, 选取其中最小值 $\min(M_i)$ 作为最优运动学指标。

步骤(4)中 $\min(M_i)$ 由所对应的 e_i 完全确定, 因此该 e_i 所对应的配置参数 $l_1, l_2, l_3, l_4, \alpha_0$ 即为运动学最优解, 即当各连杆在如上长度配置下, 主动角从初始角度 α_0 开始逆时针旋转 90° 时具有最小与运动轨迹误差。

1.2 动力学分析

扭矩传递效率是衡量欠驱动手指抓握能力的重要指标, 从实用性角度考虑, 手指的动力学指标甚至比运动学指标更重要。定义扭矩传输比 T 为连杆机构的动力学参数, 其中 m_α 为主动角关节的输入扭矩, m_β 为从动角关节的输出扭矩

$$T = \frac{m_\beta}{m_\alpha} \quad (8)$$

利用虚功原理可知, 若系统处于静态平衡, 有

$$m_\beta \cdot d\beta + m_\alpha \cdot d\alpha = 0 \quad (9)$$

即

$$T = -\frac{d\alpha}{d\beta} \quad (10)$$

因此可将动力学指标的求解转化为计算等式右侧的导数。为计算方便, 首先根据式(5)和式(6)可得到 β 关于 α 的表达式, 然后再求 β 关于 α 的导数, 最后对其取负倒数。

为了综合运动学与动力学两项性能指标, 考虑将 M 与 T 再进行一次加权量化, 见式(11)。由于指标 MT 在越趋于 0 时性能越好, 所以在进行量化时需要取倒数。经过初步试验发现, 当权值 λ 为 0.5 时, 得到的动力学指标较差, 原因在于在搜索空间内无法找到同时满足运动学指标和动力学指标的参数。为此, 需要根据实际情况调整该参数, 本文的研究内容主要为了使机械手获得更好的抓握能力, 因此将该权重参数设为 0.6。

$$MT_i = \lambda \cdot M_i + (1 - \lambda) \cdot \frac{\text{mean}(T_i^{-1})}{\max(T_{\text{mean}}^{-1})} \quad (11)$$

$$T_{\text{mean}} = \begin{bmatrix} \text{mean}(T_1) \\ \vdots \\ \text{mean}(T_k) \end{bmatrix} \quad (12)$$

1.3 参数搜索范围优化

为提高算法搜索效率，还需对连杆参数的搜索范围进行优化。 l_1 由所设计手指的近节指骨长度决定，为已知量。考虑到 l_1 与 l_2 间大小、连杆的旋转方向没有特定约束关系，可令 $l_2 < l_1$ ，因为 $l_2 > l_1$ 的情况可通过将连杆机构等比缩放至 l_2 与原 l_1 相等，并更改旋转方向得到。除此以外 l_2 受 l_3 与 l_4 的约束，需要满足 $l_2 > l_1 - l_3 - l_4$ 。 l_3 与 l_4 无法预设初始大小关系，但从机械手设计角度考虑，其长度比 l_1 、 l_2 小得多，因此，可通过预先给出粗略搜索范围进行计算，然后根据具体指标情况细调搜索范围。

2 力触觉感知系统设计

根据抓取对象的不同，假手的抓取动作主要可分为捏取和握取。对于轻薄、纤细的物体，如：纸、笔等，通常采用捏取动作来进行抓取，即使用假手指尖末端对物体进行夹持；对于柱状、体积较大、接触面不规则等物体，通常采用握取的方式进行抓取；对于一些中等体积的物体，既可以采用捏取的方式，又可以采用握取的方式来抓取，图2为假手采用不同的方式对生活用品抓取的场景。

图2 假手抓取试验场景图

人手集成有密集的机械感受器，单独的手指指尖力触觉传感往往无法真实表达实际抓握情况。为了更加可靠地检测到力触觉感知信号，准确地识别力触觉强度，本文采用分布式压力传感器检测假手指内侧的受力情况，并对手指各个区域受到的压

力进行矢量合成。

首先，针对图示假手在常用抓取模式下，分析使用拇指和食指发力时各手指的受力情况，各试验场景编号标注于图左上角。当完成抓取动作(1~3)时，主要受力区域为拇指的中节指骨和食指的近节指骨、中节指骨。完成捏取动作(4~6)时，受力区域向指尖处转移，主要受力区域位于拇指和食指的远节指骨，个别捏取动作(4)的受力区域延伸至拇指和食指的指尖。柔性压敏传感器(FSR)是一种低成本、体积小、柔性材质、面接触式的力触觉传感器。本文使用六个柔性压敏传感器组成柔性传感阵列，集成于拇指中节指骨(Thumb MP)、拇指远节指骨(Thumb DP)、拇指指尖(Thumb FP)、食指近节指骨(Index PP)、食指中节指骨(Index MP)以及食指远节指骨(Index DP)。

为了将分布式力触觉传感阵列信息转化为单一的力触觉估计值，对手指抓握估计力建立了如下数学模型

$$F_{idx} = \sqrt{(F_{DP} + F_{MP})^2 + F_{PP}^2 - 2 \cdot F_{PP} \cdot (F_{DP} + F_{MP}) \cdot \cos \epsilon} \quad (13)$$

$$F_{thb} = \sqrt{F_{DP}^2 + F_{MP}^2 - 2 \cdot F_{DP} \cdot F_{MP} \cdot \cos \gamma} + F_{FT} \quad (14)$$

力触觉的矢量合成原理，基于手指对物体在受力法向上的分解与矢量叠加。式(13)为假手食指握力矢量融合公式，其中 F_{DP} 为食指远节指骨力传感器值， F_{MP} 为食指中节指骨力传感器值， F_{PP} 为食指近节指骨力传感器值， ϵ 为中节指骨与近节指骨夹角。式(14)为假手拇指握力矢量融合公式，其中 F_{DP} 为拇指远节指骨力传感器值， F_{MP} 为拇指中节指骨力传感器值， F_{FT} 为拇指指尖力传感器值， γ 为远节指骨与中节指骨夹角。因此，假手的最终握力估计为食指握力与拇指握力的代数和。

3 力触觉反馈系统设计

将假手的力触觉信息准确、自然地反馈给控制者能加快建立其与假肢的本体映像，有助于提升假手控制流畅性与可靠性。常用的力触觉反馈方式主要包括机械刺激与电刺激两种。

机械刺激法是将压力与振动在时间-空间上进行组合，然后施加在受试者指尖以模拟触觉的方法。对于前臂假肢患者这一类特殊群体，由于失去了感觉神经末梢分布最密集的区域，当刺激源直接施加在手指以外的其他位置时，会出现皮下机械感受器

稀疏而造成的反馈不明显情况,降低了触觉反馈的效果。电刺激法是将电脉冲经体表刺激感觉神经末梢^[14-17]或者肌肉组织^[18],当刺激源施加在手臂等触觉弱敏感区域,仍然能具有较强反馈感。研究表明^[14]当施加电刺激在手臂特定位置,能够使残疾患者产生“幻指感”,但随截肢程度的增加,“幻指感”将逐渐减弱。综合以上方式的优缺点,本文提出以电刺激信号代替神经中枢控制信号,对人手的拇长屈肌进行代理控制,最后建立假手端触感与拇长屈肌肌肉牵引感之间的本体映像。当假手感知到力触觉信号时,贴在前臂的刺激电极会释放电脉冲使拇长屈肌非自主地产生收缩,使健全受试者的拇指有被牵引的感觉。

试验中的电刺激信号由自制的小型单通道电刺激器产生,刺激信号为单极性恒流电脉冲序列,脉冲序列的频率、幅值和脉冲宽度会使受试者产生压力、振动等不同的感觉。当幅值过大,会产生刺痛感,因此试验中采用贴片凝胶电极作为电刺激电极,将两电极分别贴在同一肌群的近端和远端,两电极的连线与肌纤维方向平行。对于肢体健全的受试者和截肢程度较低的残疾人,可以将电极准确贴在拇长肌所在位置,但当截肢程度较高时,由于相应肌群的损伤或缺失,无法直接将电刺激信号作用于目标肌纤维上。已有文献^[19-20]指出,将电极贴于非本体感反馈(non-somatotopical feedback)区域的主要肌群处,经过多次训练仍然能够建立电触觉刺激与期望幻指感的映射。考虑到电刺激信号施加在肌纤维细胞膜后,产生的去极化效应会对表面肌电信号的波形产生干扰,若在进行电触觉反馈的同时进行基于表面肌电信号的手势识别,有可能使假手产生手势误识别,因此实际进行触觉反馈试验时,需要在施加电刺激信号后增加时延,然后再继续进行假肢控制,本试验在施加电刺激信号后的 50 ms 内将不对肌电信号进行特征提取与模式识别,以此消除电触觉反馈对假手控制的影响。

4 试验结果与分析

4.1 连杆机构仿真试验

为了验证连杆优化算法的可行性,使用 Python 3.5 作为编程语言,分别调用 numpy、sympy 包中的矩阵运算法则与求导运算法则进行相关内容计算。

试验中设 l_1 长度为 40 mm,经过 l_3, l_4 长度范围的粗调、精调,预设 l_3, l_4 在 4~10 mm 范围内随机选取,精度为 0.01 mm。运行优化算法时设总共随机搜索 10 000 组参数,最终解得 $CD = 5.63$ mm,

$AB = 5.68$ mm, $\angle ADC$ 的起始运动角度为 101° ,并按顺时针方向旋转。

图 3 与图 4 中的实线分别为利用本方法计算求得的轨迹误差曲线和扭矩传输比曲线,其中最大轨迹误差不超过 10° ;随着连杆从初始角不断旋转,扭矩输出比逐渐增大,最大至 1.6。另外,对文献中出现的另外两组连杆参数进行轨迹误差与扭矩传输比计算($AD=37.11$ mm, $CD=8.55$ mm, $AB=8.78$ mm, $BC=37.04$ mm^[5]; $AD=26$ mm, $CD=4.8$ mm, $AB=5.4$ mm, $BC=25$ mm^[6]),分别对应于图 3 与图 4 中的点划线和虚线。根据对比曲线可知,该优化算法能提升连杆的扭矩传输比。

图 3 连杆运动误差

图 4 连杆扭矩传输比曲线

需要注意的是,若发现连杆在以预设旋转方向转动时,扭矩传输比不断减小,可尝试更改预设旋转方向,该方法不会对连杆运动状态和轨迹误差造成影响。

4.2 力触觉感知试验

本节与下一节试验邀请了 9 名前臂健全且无运动神经损伤的受试者(6 男 3 女, (24 ± 1) 岁)和 1 名前臂截肢患者(男, 40 岁)进行力触觉感知与力触觉反馈的试验。试验中,采用东南大学机器人传感与控制技术研究所与江苏丹阳假肢厂联合研制的多自由度假手作为控制对象,另外采用 Thalmic Lab 公司的 MYO 手环作为手部动作意图检测的生物电信号传感设备。另外,假手端的六个柔性传感单元配置位置如图 5 所示。

图5 力触觉感知对比试验图与传感器配置位置

力触觉传感试验的试验内容为：首先操作者穿戴 MYO 手环，训练通过手握拳或手伸掌动作来控制假手完成抓握动作，以及通过手腕外翻或手腕内翻来增减假手手指抓握力的大小，其中假手的握力程序控制每根手指的输出力相同且同时增减。然后使用该假手抓握图 2 中各个试验场景的物体，在抓握不同物体时，可以调整握力来使其抓握稳固且不过度挤压。该试验目的在于检验当受试者实时调控假手的握力时，假手抓握端的实际力触觉是否得到有效感知。

本试验邀请其中 1 名肢体健全受试者在每个场景中重复抓取物体 10 次并稳定提起 10 s，第一次稳定抓取后，其余 9 次不改变其抓握力。对假手分别关于食指与拇指的力触觉信息进行矢量合成并对每组场景总计 10 次抓取数据进行平均数统计，统计结果如图 6 所示。

图6 假手抓握力估计矢量合成曲线

试验表明，所提出的力传感系统在抓取场景下的握力估计效果优于捏取场景；以不同抓取模式抓取同一个物体会在捏取和抓取之间的动作产生一定的估计值漂移，但总体试验结果表明该方法具有较好的力触觉感知能力；假手在小握力与大握力值的切换过程中能够实现柔顺调控，使假手能够完成精细的抓取任务。另外，为了放大所提出的力触觉感知方法对假手自身小闭环控制作用的效果，对试验场景 1 中的抓取柔软胶带任务进行了有力触觉感知

与无力触觉感知对比试验(食指与拇指的抓取力均为 5 N)，试验右图能明显看出无力触觉感知时，无法对被抓物体形成可控的抓取动作。

4.3 力触觉反馈试验

试验准备阶段，健全受试者与截肢患者根据先前研究所述方法^[21]进行手握拳和伸掌动作的训练，其中截肢患者按图 7 的穿戴方式将肌电传感器穿戴于残端，并想象残端完成握拳和伸掌动作。之后，指示截肢患者(编号 1)以及 9 名肢体健全受试者(编号 2~10)依序号分别完成规定试验内容。

图7 截肢患者佩戴肌电传感器情况

力触觉反馈试验的试验内容为：首先受试者将肌电传感器佩戴于前臂，同时将一对凝胶电极粘贴在指长伸肌位置的皮肤上，两电极片的连线与肌纤维方向基本保持平行，以免使电脉冲发散至其余肌群。试验开始时，首先用眼罩遮挡双眼，并在试验人员指导下使假手在一圆柱积木上方约 10 cm 处悬停，之后受试者在视线受阻情况下控制假手抓取积木，具体试验场景如图 8 所示。

图8 力触觉反馈试验场景布置

本试验的目的在于研究电触觉反馈在无视觉反馈监督下，能否有效在肌电假手抓握场景中完成预定任务，因此对电触觉刺激信号的参数整定不做深入研究，结合已有工作基础^[20]，设定电流脉冲幅值为 2 mA，频率为 100 Hz，脉冲宽度为 200 μ s，对于不同受试者，脉冲宽度参数将做微调，使受试者有舒适的按压感。

为测试电触觉反馈对假手控制闭环的影响, 试验设计了受试者在蒙眼状态下分别进行有电触觉反馈和无反馈状态下的积木拾取试验。当受试者通过电刺激反馈感到已抓到积木时, 需要提起并向试验人员告知。对于截肢患者, 直接将接收腔安装在其前臂上进行抓握试验。试验人员则根据受试者真实抓起情况对抓取成功次数进行统计, 每名受试者共进行 20 次抓取, 当完成后关闭假手力触觉感知功能与反馈功能, 再次进行 20 次抓取并统计抓取成功次数。所有受试者的抓握成功次数统计数据如表 1 所示, 物品位置参数见表 2。

表 1 力触觉反馈抓握试验结果表

受试编号	有力反馈/次	无力反馈/次
1	17	2
2	14	2
3	16	3
4	15	2
5	11	1
6	12	0
7	14	1
8	13	1
9	13	2
10	16	1

表 2 试验台物品位置参数表

编号	距离/cm	编号	距离/cm
a	45	f	9
b	51	g	10
c	18	h	12
d	12	i	10
e	5	j	8

表 1 分别统计了进行有电触觉反馈和无反馈的前提下, 受试者抓取 20 次圆柱积木中成功的次数。通过比较抓握成功次数可知, 电刺激临场感反馈试验组的抓握成功率明显高于无力反馈试验组, 试验中设定的无反馈试验对象作为对照组, 验证了电触觉反馈能代替视觉反馈完成机电假手控制闭环。通过分析截肢患者与健全受试者的统计数据发现, 前臂截肢患者通过直接佩戴假肢进行抓取, 较其他健全肢体受试者具有更高的抓取成功率, 这表明佩戴该义肢在多次抓取过程中, 已经产生了一定的本体映像。

4.4 线上识别与控制试验

对本文提出的力感知与反馈闭环进行实际线上识别与控制试验, 研制了融合力感知与反馈、基于表面肌电图像识别的灵巧假肢, 并设计了多种日常生活场景, 如两指或三指精细捏取、五指抓取、倒水、抬升大臂喝水、单食指操作开关等动作。

试验场景如图 9 所示, 图中的桌长 100 cm, 宽 50 cm, 高 75 cm, 截肢患者站在桌面长边一侧的中点位置, 图中桌上放置的物品从左至右分别为: 一瓶装有饮用水的饮料瓶、两个直径 9 cm 的硬质塑料水杯、四块底面直径为 5 cm, 高度为 4 cm 的圆柱木块, 一个船型开关控制台灯, 各物品在桌上的具体位置如图 10 所示。试验过程中对截肢患者进行实时录像, 记录患者完成各个任务的时间。本试验主要记录分析受试者完成的两类任务。

图 9 预设日常生活场景的线上识别与控制试验

图 10 试验台物品布置情况

(1) 抓取积木: 任务开始前, 受试者呈立正姿势, 开始后每次抓取一个圆柱木块放置或堆叠于图 11 的位置 A 处, 堆叠完所有木块后, 再依次放回原位, 归位最后一个木块即认定任务结束。

(2) 倒水饮水: 任务开始前, 受试者呈立正姿势, 开始后抓取一个塑料水杯放置在位置 A, 然后抓取另一个水杯至位置 B, 之后抓取饮料瓶并用另一只手拧开瓶盖, 在位置 B 的水杯中倒入 1/2 容量的水, 然后重新拧紧瓶盖放回原位, 将位置 B 的水完全倒入 A 位置的杯中, 最后举起 A 位置的杯并喝一口水放回原位, 之后将剩余 B 位置的空杯放回原

位, 归位最后一个空杯即认定任务结束。

图 11 展示了截肢患者与肢体健全受试者完成两类任务的时间柱状图, 柱状图纵坐标为受试者完成四轮任务的平均用时。截肢患者完成任务 1 与任务 2 分别用时 42 s 和 67.75 s, 方差分别为 6.67 和 4.92; 健全受试者分别用时 10.65 s 和 19.36 s, 方差分别为 0.17 和 0.72。分析数据可知, 截肢患者能够顺利四轮任务, 重复完成时间误差在 ± 5 s 内, 但总用时和重复完成时间误差与健全受试者相比还有较大差距。

图 11 任务完成时间

5 结论

针对生机电一体化灵巧操作假手进行了结构优化、力触觉感知与反馈方面的研究, 提出了一种用于欠驱动手指机构设计的交叉四连杆参数优化方法。试验结果表明, 该方法能对连杆运动轨迹和扭矩传输祈祷优化作用, 且该方法适合做运动轨迹自定义。在所设计手指机构的基础上提出了义肢手指与柔性压力传感器的集成设计方法, 采用分布式触觉传感器对多个手指受力区域进行力触觉矢量合成, 实现假手对抓握物体的实时力触觉感知, 最后提出了基于电刺激的指端力触觉临场感反馈方法, 对受试者前臂的拇长屈肌进行电刺激, 该方法使受试者的拇指产生被牵引感, 实现对义肢抓握情况和握力的再现, 增加了操作者的本体感。

未来工作将在该研究基础上, 进一步完善具有力触觉感知与反馈的灵巧手结构, 为基于生物信号的动作意图识别提供良好的机械与硬件平台。

参 考 文 献

- [1] KRAGTEN G A, HERDER J L. The ability of underactuated hands to grasp and hold objects[J]. Mechanism and Machine Theory, 2010, 45(3): 408-425.
- [2] BUTTERFAß J, GREBENSTEIN M, LIU H, et al. DLR-Hand II: Next generation of a dextrous robot hand[C]// Proceedings 2001 ICRA. IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No. 01CH37164). IEEE, 2001: 109-114.
- [3] OMARKULOV N, TELEGENOV K, ZEINULLIN M, et al. Design and analysis of an underactuated anthropomorphic finger for upper limb prosthetics[C]// 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). IEEE, 2015: 2474-2477.
- [4] CONTROZZI M, CLEMENTE F, BARONE D, et al. The SSSA-MyHand: A dextrous lightweight myoelectric hand prosthesis[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2017, 25(5): 459-468.
- [5] CHOI K Y, AKHTAR A, BRETL T. A compliant four-bar linkage mechanism that makes the fingers of a prosthetic hand more impact resistant[C]// 2017 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA). IEEE, 2017: 6694-6699.
- [6] RODRIGUEZ N E N, CARBONE G, CECCARELLI M. Optimal design of driving mechanism in a 1-DOF anthropomorphic finger[J]. Mechanism and Machine Theory, 2006, 41(8): 897-911.
- [7] HUA L, SHENG X, ZHANG D, et al. Towards the analysis and optimization of underactuated hands for effective grasp[J]. International Journal of Humanoid Robotics, 2016, 13(3): 1650004.
- [8] CHENG M, JIANG L, NI F, et al. Design of a highly integrated underactuated finger towards prosthetic hand[C]// 2017 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM). IEEE, 2017: 1035-1040.
- [9] ZHANG T, WANG X Q, JIANG L, et al. Biomechatronic design and control of an anthropomorphic artificial hand for prosthetic applications[J]. Robotica, 2016, 34(10): 2291-2308.
- [10] XIONG C H, CHEN W R, SUN B Y, et al. Design and implementation of an anthropomorphic hand for replicating human grasping functions[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2016, 32(3): 652-671.
- [11] BELTER J T, SEGIL J L, DOLLAR A M, et al. Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review[J]. Journal of Rehabilitation Research & Development, 2013, 50(5): 599-618.
- [12] CATALANO M G, GRIOLI G, FARNIOLI E, et al. Adaptive synergies for the design and control of the Pisa/IIT SoftHand[J]. The International Journal of

- Robotics Research, 2014, 33(5): 768-782.
- [13] WU C, SONG A, LING Y, et al. A control strategy with tactile perception feedback for EMG prosthetic hand[J]. Journal of Sensors, 2015(2015): 1-15.
- [14] CHAI G, SUI X, LI S, et al. Characterization of evoked tactile sensation in forearm amputees with transcutaneous electrical nerve stimulation[J]. J. Neural Eng., 2015, 12(6): 066002.1-14.
- [15] 金世俊, 黄惟一, 宋爱国. 遥作机器人触觉临场感的电触觉实现[J]. 机器人, 1997, 19(5): 333-337.
JIN Shijun, HUANG Weiyi, SONG Aiguo. Electro-tactile realization of telepresence robot touch sense[J]. Robot, 1997, 19(5): 333-337.
- [16] 帅立国, 况迎辉, 宋爱国, 等. 背指式指端电触觉再现装置及其性能评价[J]. 工业仪表与自动化装置, 2000(6): 25-27.
SHUAI Ligu, KUANG Yinghui, SONG Aiguo, et al. Back-finger fingertip electric tactile reproducing device and its performance evaluation[J]. Industrial Instrumentation Automation, 2000(6): 25-27.
- [17] 徐飞, 张定国, 许恒. 电触觉的皮肤神经机理仿真及实验验证[J]. 中国生物医学工程学报, 2014, 33(1): 22-27.
XU Fei, ZHANG Dingguo, XU Heng. Simulation and experimental verification of skin nerve mechanism of electrical touch[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2014, 33(1): 22-27.
- [18] 张定国, 朱向阳. 功能性电刺激研究在中国的回顾、现状与展望[J]. 中国康复理论与实践, 2010, 16(9): 848-850.
- ZHANG Dingguo, ZHU Xiangyang. Review, status quo and prospect of functional electrical stimulation research in China[J]. Chinese Rehabilitation Theory and Practice, 2010, 16(9): 848-850.
- [19] CHAI G, ZHANG D, ZHU X. Developing non-somatotopic phantom finger sensation to comparable levels of somatotopic sensation through user training with electrotactile stimulation[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2017, 25(5): 469-480.
- [20] ZHANG D, XU H, SHULL P B, et al. Somatotopical feedback versus non-somatotopical feedback for phantom digit sensation on amputees using electrotactile stimulation[J]. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, 2015, 12(1): 44-54.
- [21] 胡旭晖, 宋爱国, 李会军. 基于表面肌电图像的灵巧假手控制系统[J]. 控制理论与应用, 2018, 35(12): 1707-1714.
HU Xuhui, SONG Aiguo, LI Huijun. Dexterous robot hand control system based on surface electromyography image[J]. Control Theory & Applications, 2018, 35(12): 1707-1714.
-
- 作者简介: 胡旭晖, 男, 1994 年出生, 博士研究生。主要研究方向为灵巧手、生物信号识别、功能性电刺激。
E-mail: xuhui.hu@seu.edu.cn
宋爱国(通信作者), 男, 1968 年出生, 博士, 教授, 博士研究生导师。主要研究方向为机器人传感与控制技术、信号处理、遥操作技术等。
E-mail: a.g.song@seu.edu.cn