

DOI: 10.7652/xjtuxb201910001

多段连续结构手功能康复外骨骼 运动规划与结构优化

李敏^{1,2}, 陈佳洲¹, 何博¹, 徐光华^{1,2}, 谢俊^{1,2}, 朱圣晨¹, 陈朝阳³

(1. 西安交通大学机械工程学院, 710049, 西安; 2. 西安交通大学机械制造系统工程国家重点
实验室, 710054, 西安; 3. 韦恩州立大学生物医学工程系, 48201, 美国马萨诸塞州底特律)

摘要: 针对现有康复机器人手指运动轨迹仿生度低、轨迹规划策略与正常人手指运动轨迹差异较大的问题,提出了基于 Tau-jerk 引导策略的手指运动轨迹规划方法。首先建立外骨骼机器人的运动学模型,并用 ABAQUS 进行运动学仿真,引入修正系数调整运动学模型;然后以 jerk 值为耦合对象,推导出内部 Tau-jerk 引导策略,引入最小做功和最小面积确定最优轨迹和最优多段连续结构;最后比较了 Tau-jerk 规划的运动轨迹与多项式插值方法规划的轨迹同真实人手运动轨迹的偏差。实验结果表明:采用 Tau-jerk 轨迹规划的外骨骼运动平均关节角度误差小于 1.5°,且平均指尖轨迹误差小于 1 mm;与 3 次多项式插值和 3、4、5 次多项式插值运动规划相比,Tau-jerk 轨迹规划方法更符合人手指运动轨迹。

关键词: 手功能康复;外骨骼;运动规划;康复机器人

中图分类号: TP206 **文献标志码:** A **文章编号:** 0253-987X(2019)10-0001-09

Motion Planning and Structure Optimization of a Multi-Segment Mechanism-Based Hand Rehabilitation Exoskeleton

LI Min^{1,2}, CHEN Jiazhou¹, HE Bo¹, XU Guanghua^{1,2}, XIE Jun^{1,2},
ZHU Shengchen¹, CHEN Chaoyang³

(1. School of Mechanical Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China;
2. State Key Laboratory for Manufacturing Systems Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710054, China;
3. Department of Biomedical Engineering, Wayne State University, Detroit, MI 48201, USA)

Abstract: The finger motion trajectory of existing rehabilitation robots has a low bionic degree, and the trajectory planning strategy is mostly far from normal people finger motion trajectory. To solve this difficulty, a method of finger motion trajectory planning following Tau-jerk guiding strategy is proposed. The kinematics model of the exoskeleton robot is established and simulated by ABAQUS, and a modified coefficient is introduced to adjust the model. Then, the internal Tau-jerk guiding strategy is derived by taking jerk value as the coupling object, and the minimum work and minimum area are introduced to search for the optimal trajectory and optimal multi-segment continuous structure. Finally, the deviation between the trajectory of Tau-jerk planning and the other polynomial interpolation methods is compared with that of real human hands. The experimental results show that the average joint angle error of exoskeleton motion using Tau-jerk planning is less than 1.5°, and the average fingertip trajectory error is less than 1 mm. Compared

with motion planning using cubic polynomial interpolation and 3, 4, 5 polynomial interpolation, Tau-jerk trajectory planning model well coincides with human finger motion.

Keywords: hand rehabilitation; exoskeleton; motion planning; rehabilitation robot

手是由刚性的骨骼和柔性的肌肉、软组织、皮肤组合而成的刚柔一体化的有机整体,其功能对日常生活(DL)的独立具有重要意义。脑卒中引起的神经损伤可能导致手指运动功能丧失^[1]。部分或全部丧失手指运动功能将极大地妨碍人的日常生活,从而降低生活质量。手功能康复外骨骼机器人通常直接附着在人手上,它能够帮助脑卒中患者进行手指康复训练,加强患肢的习得性应用,从而使患肢恢复运动功能^[2-8]。但是如果机器人转动中心和人体手指关节转动中心存在一定偏差,就可能对病人造成二次伤害^[9]。基于此,本课题组前期提出了一种更仿生的刚柔结合的创新手功能康复机器人^[10],如图1所示。本文仍采用此机器人。

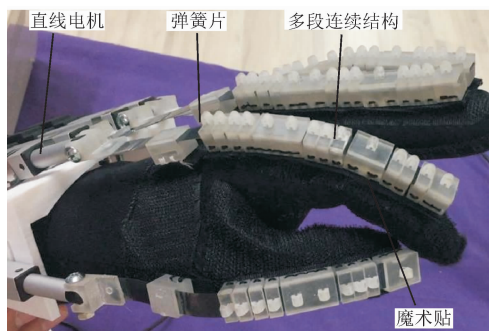


图1 多段连续结构手功能康复外骨骼机器人

神经生理学康复训练的 Bobath 理论强调抑制异常运动模式,刺激患者保持正确运动的感觉,引导其产生正常运动模式^[2],这对手功能康复机器人的结构和运动轨迹规划策略提出了很高的仿生要求。多数手功能康复外骨骼机器人的设计主要集中在结构和外形的仿生,对运动轨迹的仿生较少关注。在仿生轨迹规划和控制方面,易金花等将他们提出的手功能康复机器人关节运动与摆线运动规律和 3、4、5 次多项式运动规律进行了对比贴近,试图使康复机器人关节运动符合抓握运动规律^[11];Iqbal 等将最小 jerk 轨迹规划方法用于刚性结构手功能康复机器人手指运动轨迹规划,根据给定的起始点、目标点以及运动时间获得了和人类运动轨迹类似的规划结果^[12]。

刚柔一体化外骨骼康复机器人采用欠驱动方式,由其结构决定输出的康复运动动作轨迹,因此其运动规划和控制问题与结构设计紧密相关。刚柔一

体化康复外骨骼的设计既要有设计参数优化依据和方法,又要考虑仿生运动轨迹规划和控制问题,通过结构调整执行不同康复动作。Arata 等提出并验证了他们的刚柔一体化结构关节运动和实际人手关节运动规律类似,但没有给出设计参数优化依据和方法^[13]。Nycz 等更多地关注了刚柔一体化的手功能康复机器人的双向套索远程驱动部分^[14]。如何进行参数优化设计以及结构的快速调整,为刚柔一体化康复机器人提供更多可调节的、符合正常人手运动模式的手指运动辅助,还需进一步研究。

本文提出了一种 Tau-jerk 运动规划和外骨骼结构优化方法,根据人手指的运动模式指导康复外骨骼运动,符合人体运动模式和安全人机交互。

1 外骨骼运动学模型

1.1 外骨骼运动学模型建立

外骨骼执行过程:5 个直线推杆电机推动弹簧片,带动多段连续结构沿手指弯曲方向运动,多段连续结构通过魔术贴粘连在手套上。外骨骼的指关节运动规划是对角度的轨迹规划,因此需要建立电机行程与指关节弯曲角度的数学模型。假设指关节处多段连续结构的弹簧片在整个过程中保持平坦状态,并且在运动过程中弯曲成具有恒定曲率的圆弧形状(见图 2)。

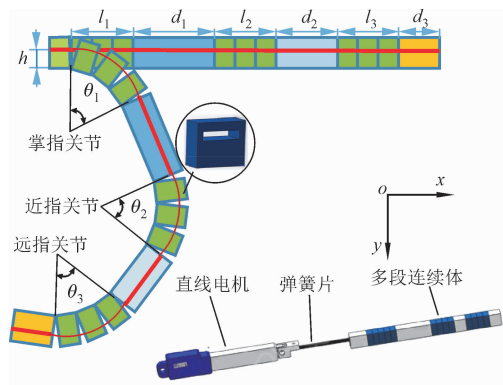


图2 多段连续体运动示意图

以掌指关节(MCP)为例,其弯曲角度所需行程

$$S_1 = \{l_1/[2\tan(\theta_1/2)] + h\}\theta_1 - l_1 \quad (1)$$

式中: h 是弹簧片与魔术贴的距离; θ_1 是掌指关节的弯曲角度; l_1 是掌指关节处连续体的总长度。

因此,单根手指弯曲到图 2 所示角度所需的电

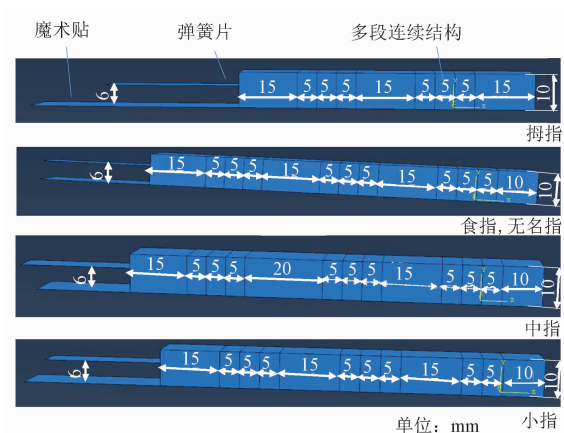
机行程可以表示为

$$S = S_1 + S_2 + S_3 = 1/2[l_1/\tan(\theta_1/2)\theta_1 + l_2/\tan(\theta_2/2)\theta_2 + l_3/\tan(\theta_3/2)\theta_3] + h(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) - (l_1 + l_2 + l_3) \quad (2)$$

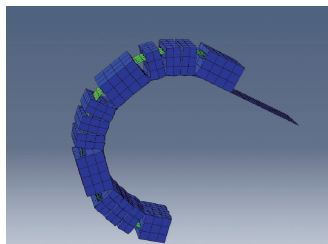
式中: θ_2 和 θ_3 分别是近指关节(PIP)和远指关节(DIP)的弯曲角度; l_2 和 l_3 分别是近指关节和远指关节处连续体的总长度。对于单个关节, 如果 h 固定, 当 $l_i (i=1, 2, 3)$ 增大时, 达到相同关节角度所需的电动机行程减小; 如果 l_i 值固定, 当 h 减小时, 达到相同关节角度所需的电机行程减小。

1.2 多段连续结构有限元分析

为了验证运动学模型的合理性,使用有限元软件 ABAQUS 对多段连续结构进行仿真。首先导入多段连续结构、弹簧片和魔术贴 3D 模型,设置其材料参数如表 1 所示。在 ABAQUS 中将多段连续结构按图 3a 所示装配到魔术贴上,弹簧片穿过多段连续结构并固定在手指末端的连续结构上。设置边界条件,将远离手指末端(最左侧)的连续结构完全固定。模拟推杆电机运行,向弹簧片施加载荷,仿真结果如图 3b 所示。



(a) 多段连续结构仿真模型



(b) 弹簧片驱动下多段连续结构仿真结果

图3 多段连续结构有限元仿真模型及结果

在有限元仿真结果中,可测量并计算得到每根手指 3 个关节角度(拇指 2 个关节)。以食指为例,其关节角度如图 4 所示。

表 1 有限元仿真材料参数设置

仿真材料	密度/kg·m ⁻³	杨氏模量/Pa	泊松比
多段连续结构	1 200	1.0×10 ⁹	0.25
弹簧片	7 900	2.5×10 ⁹	0.30
魔术贴	1 540	28 300	0.40

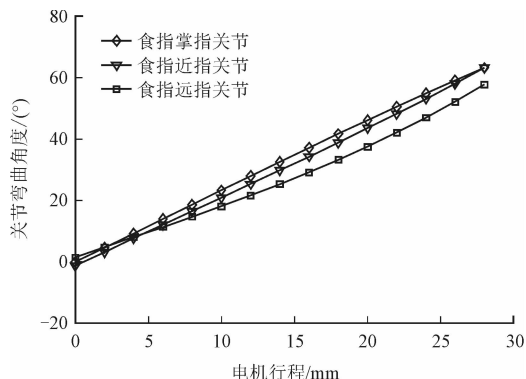


图 4 仿真结果中电机行程与食指各关节角度关系

观察各手指的仿真模型结果及其关节角度数据,发现其关节角度与关节处多段连续结构的长度近似成比例关系。使用 Vicon 光学三维运动捕捉系统监测手指关节运动轨迹。Vicon 系统具有 10 个高性能的 T40MX 摄像头,采样频率为 100 Hz。有限元仿真和 Vicon 实验的角度比及多段连续结构的尺寸比如表 2 所示。

表 2 关节角度与多段连续结构尺寸比

手指	角度比 $\theta_1:\theta_2:\theta_3$		尺寸比
	仿真结果	实验结果	$l_1:l_2:l_3$
拇指	0.535:0.465	0.531:0.469	1:1
食指	0.349:0.321:0.330	0.329:0.347:0.324	1:1:1
中指	0.349:0.325:0.326	0.337:0.352:0.311	1:1:1
无名指	0.349:0.321:0.330	0.332:0.356:0.312	1:1:1
小指	0.374:0.366:0.260	0.373:0.357:0.270	3:3:2

表 2 表明,手指关节角度 $\theta_1:\theta_2:\theta_3$ 的比约等于多段连续结构 $l_1:l_2:l_3$ 的比。

1.3 外骨骼运动学模型修正

将运动学模型式(1)与有限元仿真模型进行对比,求得模型修正系数。食指的近指关节运动学模型与仿真结果对比如图5所示。

观察图 5 可以发现,单关节的电机行程与关节转角近似成正比,因此将单关节的校正因子扩展为一根手指的校正因子。对于拇指、食指、中指、无名指和小指,经计算校正因子分别为 0.62、0.58、0.56、0.58 和 0.59,校正后的运动学模型如下式所示

$$S_m = \mu_m (\{l_{m1}/[2\tan(\theta_{m1}/2)]\theta_{m1} + l_{m2}/[2\tan(\theta_{m2}/2)]\theta_{m2} + l_{m3}/[2\tan(\theta_{m3}/2)]\theta_{m3}\} + h(\theta_{m1} + \theta_{m2} + \theta_{m3}) - (l_{m1} + l_{m2} + l_{m3})) \quad (3)$$

式中: m 为手指编号, 取值 1、2、3、4、5。

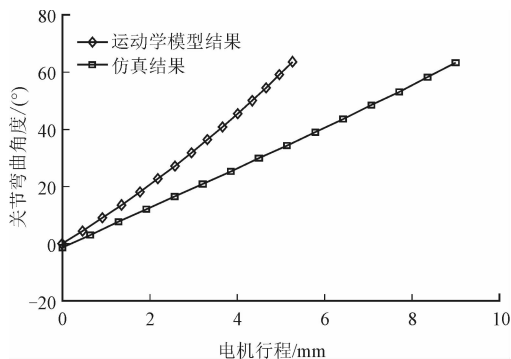
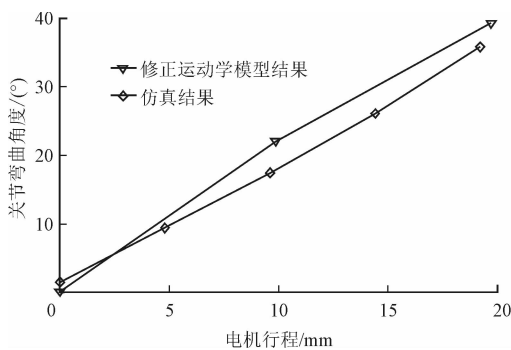


图 5 食指近指关节运动学模型与仿真结果对比

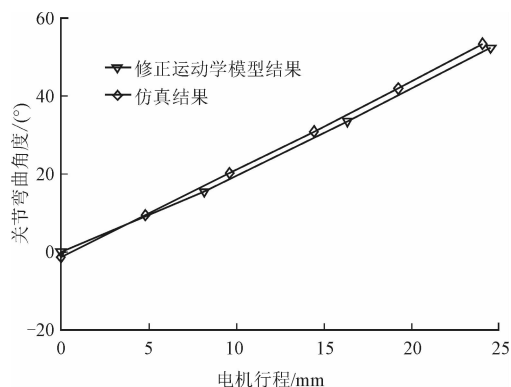
图 6 所示为食指修正运动学模型与仿真结果对比。经计算, 食指的 MCP、PIP 和 DIP 的平均误差分别为 3.77%, 0.68% 和 3.22%, 可见具有校正因子的运动学模型较准确地反映了电动机行程与关节角度之间的关系。

考虑角度比和修正系数, 手指关节运动学模型公式修改为

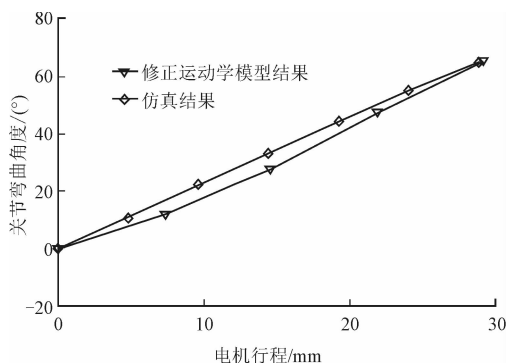
$$\left. \begin{aligned} \mu_m (\{l_{m1}/[2\tan(\theta_{m1}/2)] + h\} \theta_{m1} - l_{m1}) &= S_{m1} \\ \theta_{m2} &= l_{m2}/l_{m1} \theta_{m1}; \theta_{m3} = l_{m3}/l_{m1} \theta_{m1} \end{aligned} \right\} \quad (4)$$



(a) 食指 MCP



(b) 食指 PIP



(c) 食指 DIP

图 6 食指修正运动学模型结果和仿真结果对比

2 Tau-jerk 运动规划

2.1 Tau-jerk 引导策略推导

Lee 在 Gibson“直接知觉”理论的基础上, 通过研究塘鹅捕鱼过程和鸽子着陆过程的录像, 提出并且验证了 Tau 理论^[15-16]。该理论认为生物能够直接利用视觉系统中的 Tau 信息来估计接触时间, 不必利用物体间的距离、速度及加速度进行判断^[17]。广义 Tau 理论认为, Tau 变量不仅仅存在于生物的视觉系统, 而且存在于人和动物的所有知觉系统, 能够用于指导生物的一切运动。基于此, 我们提出一种用于手部康复机器人设计和控制的 Tau-jerk 运动规划方法。

在广义 Tau 理论中, 接触时间和碰撞时间分别指接近或捕捉目标的过程中接触和碰撞前的剩余时间, 并已经成为认知科学研究人员揭示动物接近和捕获目标对象的运动模式的重要线索^[18-19]。Tau 变量是动作间隔的度量, 定义为

$$\tau(t) = x(t)/\dot{x}(t) \quad (5)$$

式中: $x(t)$ 表示 t 时刻的运动间距; $\dot{x}(t)$ 表示运动间距在 t 时刻的变化率。

多数生物运动过程是从静止状态或者类似静止状态开始, 做先加速后减速的运动, 最后达到目标状态。根据生物运动感知理论和广义 Tau 理论, 生物的运动过程是生物利用内部环境感知系统的引导来实现的, 也就是说外部运动间距的闭合是在内部引导间距闭合的过程下实现的。因此, 外部闭合间距的 Tau 变量和内部引导间距的 Tau 变量之间存在着耦合关系

$$\tau_x(t) = k_{xg} \tau_g(t) \quad (6)$$

式中: $\tau_g(t)$ 表示内部间距 $x_g(t)$ 的 Tau 变量; $\tau_x(t)$ 表示外部间距 $x(t)$ 的 Tau 变量; k_{xg} 表示耦合因子。

在重力引导下,内部引导间距以恒定加速度运动闭合,根据自由落体运动规律可得

$$x_g(t) = \frac{1}{2}g(T_g^2 - t^2); \dot{x}_g(t) = -gt \quad (7)$$

式中: T_g 表示在重力引导下的运动持续的时间; g 表示重力加速度。

根据广义 Tau 理论,外部间距的运动方程为

$$\left. \begin{aligned} x(t) &= x_0 / T_g^{2/k_{xg}} (T_g^2 - t^2)^{1/k_{xg}} \\ \dot{x}(t) &= -2x_0 t / (k_{xg} T_g^{2/k_{xg}}) (T_g^2 - t^2)^{(1-k_{xg})/k_{xg}} \\ \ddot{x}(t) &= 2x_0 / (k_{xg} T_g^{2/k_{xg}}) [(2 - k_{xg}) / k_{xg} t^2 - T_g^2] \cdot \\ &\quad (T_g^2 - t^2)^{(1-2k_{xg})/k_{xg}} \end{aligned} \right\} \quad (8)$$

式中: x_0 表示 0 时刻的外部间距。

如果要求间距 x 在 $t \rightarrow T_g$ 时实现平稳的闭合,即闭合时满足距离及其一阶、二阶导数均为 0,则应该取 $0 < k_{xg} < 0.5$ 。

根据内部 Tau-g 引导策略的基本原理,以 jerk 值为耦合对象,提出了内部 jerk 值引导的 Tau 策略,即内部 Tau-jerk 引导策略。同时,相对于手指运动来说,重力对其的影响小于对四肢的影响,故采用基于 Tau-jerk 引导策略作为轨迹规划策略。与内部 Tau-g 引导策略相同,首先内部间距以恒定 jerk 值运动闭合,求得 $x_j(t)$ 的表达式,然后对其进行求导,求得 $\dot{x}_j(t)$ 的表达式,联合得

$$x_j(t) = \frac{1}{6}j(T_j^3 - t^3); \dot{x}_j(t) = -\frac{1}{2}jt^2 \quad (9)$$

式中: T_j 表示在内部 jerk 值引导下的运动持续时间; j 表示 jerk 值(加速度的一阶导数)。求得在内部 jerk 引导策略下的外部间距闭合的运动方程为

$$\left. \begin{aligned} x(t) &= x_0 / T_j^{2/k_{xj}} (T_j^3 - t^3)^{1/k_{xj}} \\ \dot{x}(t) &= -3x_0 t / (k_{xj} T_j^{2/k_{xj}}) (T_j^3 - t^3)^{(1-k_{xj})/k_{xj}} \\ \ddot{x}(t) &= 3x_0 / (k_{xj} T_j^{2/k_{xj}}) [(3 - k_{xj}) / k_{xj} t^2 - T_j^3] \cdot \\ &\quad (T_j^3 - t^3)^{(1-2k_{xj})/k_{xj}} \end{aligned} \right\} \quad (10)$$

将内部 Tau-jerk 引导策略的轨迹规划算法利用手指运动学模型将其从笛卡尔空间转换到关节空间,可得

$$\left. \begin{aligned} \theta(t) &= \theta_j - \frac{\theta_j}{T_j^{3/k_{\theta j}}} (T_j^3 - t^3)^{1/k_{\theta j}} \\ \dot{\theta}(t) &= \frac{3\theta_j t^2}{k_{\theta j} T_j^{3/k_{\theta j}}} (T_j^3 - t^3)^{(1-k_{\theta j})/k_{\theta j}} \\ \ddot{\theta}(t) &= \frac{-3\theta_j t}{k_{\theta j} T_j^{3/k_{\theta j}}} \left(\frac{3-k_{\theta j}}{k_{\theta j}} - 2T_j^3 \right) (T_j^3 - t^3)^{(1-2k_{\theta j})/k_{\theta j}} \end{aligned} \right\} \quad (11)$$

式中: θ_j 是各关节的目标弯曲角度; $k_{\theta j}$ 是决定轨迹

的耦合因子。由式(11)可知,当且仅当 $0 < k_{\theta j} < 0.5$,在 $t \rightarrow T_j$ 时, $\theta \rightarrow 0, \dot{\theta} \rightarrow 0, \ddot{\theta} \rightarrow 0$,能够实现平稳的闭合。取 $\theta_j = 60^\circ, T_j = 4$ s, $k_{\theta j}$ 分别为 0.1、0.2、0.3、0.4,所得的角度轨迹曲线如图 7 所示。由图可知,在(0,0.5) s 范围内,随 $k_{\theta j}$ 增大,关节角度曲线逐渐平滑。 $k_{\theta j}$ 的具体计算方法见 2.2 节。

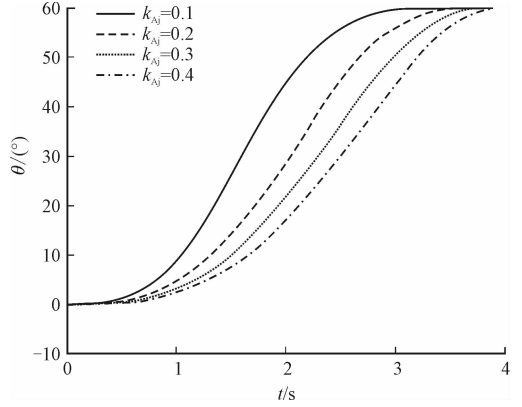


图 7 关节角度随 $k_{\theta j}$ 变化曲线图

2.2 外骨骼康复机器人最优轨迹求解及结构优化

作为手功能康复机器人,应该允许定制不同手部大小、不同的患者状态和不同的康复阶段,因此引入最小做功和最小结构面积原则,制定规范的流程,使得轨迹和结构最优。

要求出电机在一段时间的做功,需先求电机的运行速度和电机推力的变化曲线。式(4)第一个方程两边对时间 t 求导,可得

$$\begin{aligned} \dot{S}_i(t) = & \mu \left[\frac{2l_i \dot{\theta}_i(t) \tan[\theta_i(t)/2] - l_i \theta_i(t) \dot{\theta}_i(t) \sec^2[\theta_i(t)/2]}{4 \tan^2[\theta_i(t)/2]} + \right. \\ & \left. h \dot{\theta}_i(t) \right] \end{aligned} \quad (12)$$

式中: $i=1,2,3$ (分别代表 MCP、PIP、DIP); $\theta_i(t)$ 由式(11)求得。

因此,电机运行速度可表示为

$$v(t) = \dot{S}_1(t) + \dot{S}_2(t) + \dot{S}_3(t) \quad (13)$$

将式(11)、式(12)代入式(13),即可得关于 $\theta(t)$ 和 $\dot{\theta}(t)$ 的电机速度关系式。

康复机器人采用的电机为加拿大厂商 FIRG-ELLI 所产的微型直线推杆电机 L12-50-100-I,其推力和运行速度满足以下关系式

$$f(t) = -3v(t) + 36 \quad (14)$$

式中: $f(t)$ 表示推杆电机的推力; $v(t)$ 表示电机运行速度,且 $6 \text{ mm/s} \leq v(t) \leq 12 \text{ mm/s}$ 。

在 T_j 时间内,电机的做功为

$$W = \int_0^{T_j} f(t) v(t) dt \quad (15)$$

针对给定结构的驱动器、给定关节运动角度和运动时间,在最小做功的原则下,可求得唯一最优 k_{Aj} 值(耦合因子),即确定使电机做功最小的仿生轨迹。针对患者制订康复训练动作,需要求得最优仿生轨迹并设计最优驱动器结构,因此引入另一个参数,即结构面积

$$s = (l_1 + l_2 + l_3)h$$

(16)

对工作和结构区域进行归一化(以去除尺寸)

$$W_{\text{nor}} = \frac{W - W_{\text{min}}}{W_{\text{max}} - W_{\text{min}}}; s_{\text{nor}} = \frac{s - s_{\text{min}}}{s_{\text{max}} - s_{\text{min}}}$$

(17)

组合这两个参数

$$M_{W-s} = W_{\text{nor}}^2 + s_{\text{nor}}^2$$

(18)

图 8 所示为外骨骼康复机器人最优轨迹求解及结构优化流程。具体流程为:

- (1)确定患者的康复训练动作,获取该运动的目标关节角度 θ_j 和运动持续时间 T_j 的信息;
- (2)以 0.001 精度遍历 k_{Aj} 取值($0 < k_{Aj} < 0.5$),由式(11)得到 k_{Aj} 所对应的 3 个关节的 $\theta(t)$ 及 $\dot{\theta}(t)$ 值,从而计算出电机运行速度曲线 $v(t)$ 和推力曲线 $f(t)$,根据式(15)求解电机做功 W ;
- (3)遍历 l_i 和 h ,取 $5\text{ mm} \leq l_i \leq 20\text{ mm}$, $6\text{ mm} \leq h \leq 12\text{ mm}$,得到 112 种结构面积 s ;
- (4)将电机做功 W 与结构面积 s 做归一化处理,由式(18)计算 M_{W-s} ,当 M_{W-s} 取得最小值时,对应的 k_{Aj} 和 s 为最优解;
- (5)由最优 k_{Aj} 和 s ,结合 θ_j 和 T_j 以内部 Tau-jerk 引导策略重建仿生轨迹,即由式(11)求得各关节角度随时间的变化曲线 $\theta(t)$; s 对应的 l 和 h 值用于制造外骨骼机器人的多段连续结构。

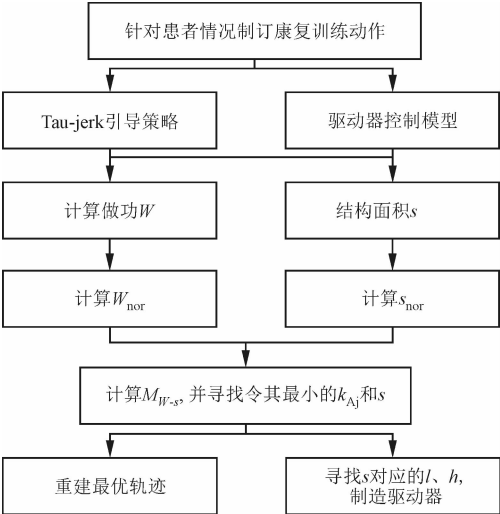


图 8 外骨骼康复机器人最优轨迹求解及结构优化流程

3 运动规划实验验证

3.1 外骨骼康复机器人系统搭建

为了验证所提出的 Tau-jerk 运动规划的有效性,测量一名 24 岁健康男性被试运动关节角度信息,设计最优外骨骼结构。目标运动手势为从手指张开到手指闭合,如图 9 所示。运动的持续时间是 4 s。使用本文提出的手指运动规划和外骨骼结构优化方法,针对特定手部运动和手部尺寸获取优化的结构和轨迹(见表 3)。

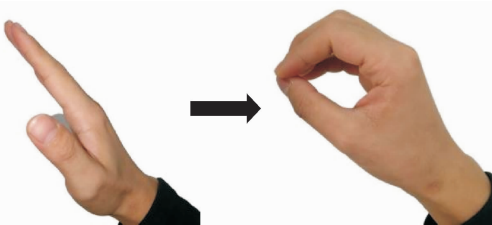


图 9 被试者的手部运动过程

表 3 结构参数和 Tau 耦合因子

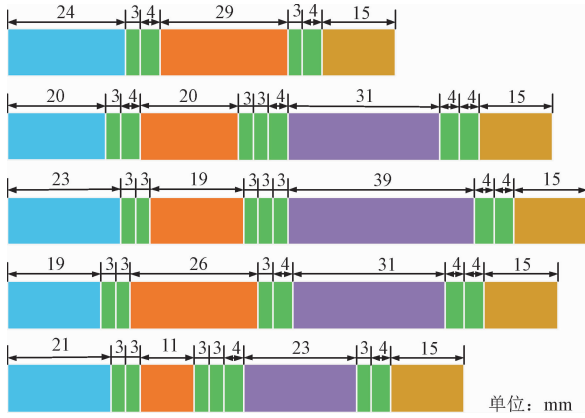
手指	MCP		PIP		DIP	
	l_1, h /mm	k_{Aj}	l_2, h /mm	k_{Aj}	l_3, h /mm	k_{Aj}
拇指	6, 6	0.465 6	7, 6	0.435 2		
食指	6, 6	0.465 6	9, 6	0.373 3	7, 6	0.435 2
中指	6, 6	0.465 6	10, 6	0.342 9	7, 6	0.435 2
无名指	7, 6	0.435 2	10, 6	0.342 9	6, 6	0.465 6
小指	6, 6	0.465 6	10, 6	0.342 9	7, 6	0.435 2

最优外骨骼康复机器人的样机和多段连续结构的厚度如图 10 所示。多段连续结构使用的 3D 打印机(3D Systems MJP3600)由 VisiJet Crystal 材料制作。VisiJet Crystal 是 3D Systems 公司生产的一种高精度半透明树脂,具备高耐用性和稳定性。用于连接直线电机的刚性部件用 PLA(D3020,深圳市极光沃科技有限公司)打印制成。将多段连续结构缝制到魔术贴上,再粘贴到缝有另一面魔术贴的织物手套上。使用的直线电机是 FIR-GELLI 公司的 L12-50-210-12-I。弹簧片的厚度和宽度分别为 0.3 mm 和 8 mm。原型机的质量为 435 g,包括手套、多段连续结构和电机。控制系统封装在一个盒子中(总计 150 g),通过蓝牙串口通信从电脑接收控制信号。

将最优轨迹求解及结构优化流程(图 8)中求得的相关节角度随时间的变化曲线 $\theta(t)$ 代入式(3),求得电机行程随时间的变化曲线 $S(t)$,作为电机的运



(a) 外骨骼康复机器人样机



(b) 多段连续结构尺寸图

图 10 外骨骼康复机器人样机和多段连续结构尺寸图

动控制信号。

3.2 手指及外骨骼轨迹测量和误差评估方法

为了评估所提出的运动规划和外骨骼结构优化方法,比较了被试者手指主动运动的轨迹,3次多项式插值轨迹,3、4、5次多项式插值轨迹,以及使用 Tau-jerk 运动规划的外骨骼驱动的手部运动轨迹。使用前述 Vicon 光学三维运动捕捉系统监测手部主动运动和外骨骼驱动的轨迹信息,将 38 个直径为 9 mm 的 marker 点附着于受试者的指关节。实验重复 3 次。将轨迹信息映射到二维平面,通过向量法得到对应的指关节角度变化信息。

使用式(19)计算关节角度相对标准误差

$$e_{\theta_i} = \sqrt{\frac{1}{n} e_{\theta_i(t)}^2} / q \times 100\% \quad (19)$$

式中: $e_{\theta_i(t)}$ 表示在 t 时刻,第 i 个关节规划的角度曲线与真实的角度曲线之间的绝对偏差; q 表示关节初末角度差; n 为样本数量。

使用式(20)计算指尖轨迹相对标准误差

$$e_{tr_m} = \sqrt{\frac{1}{n} [e_{x_m(t)}^2 + e_{y_m(t)}^2]} / D \times 100\% \quad (20)$$

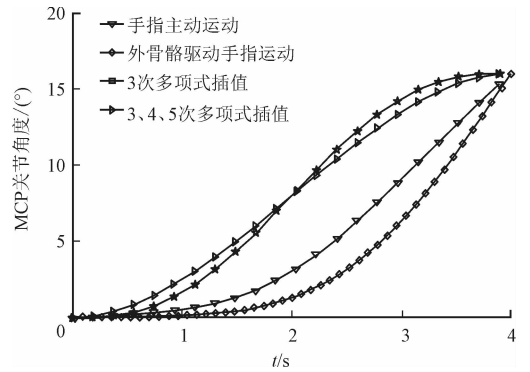
式中: $e_{x_m(t)}$ 表示第 m 根手指在 t 时刻,规划的指尖轨迹的 x 轴坐标与真实轨迹的 x 轴坐标的绝对误差; $e_{y_m(t)}$ 表示第 m 根手指在 t 时刻,规划的指尖轨迹的 y 轴坐标与真实轨迹的 y 轴坐标的绝对误差;

D 表示指尖初始位置与目标位置间的直线距离。

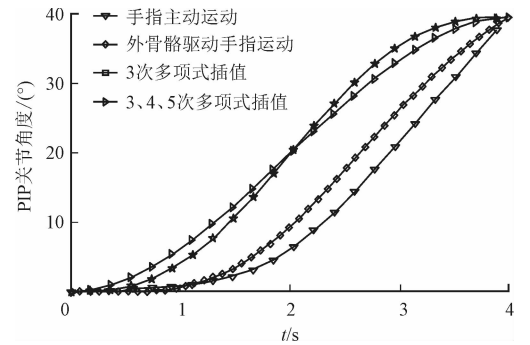
4 结果与讨论

将被试者手指主动运动的轨迹,3次多项式插值轨迹,3、4、5次多项式插值轨迹,以及使用 Tau-jerk 运动规划的外骨骼驱动的手部运动轨迹绘制在同一张图中,便于观察四者轨迹的区别。图 11 展示了被试者食指 MCP、PIP 和 DIP 的角度变化曲线,以及食指指尖轨迹的变化曲线;图 12 展示了被试者拇指 MCP 和 PIP 的角度变化曲线,以及食指指尖轨迹的变化曲线。

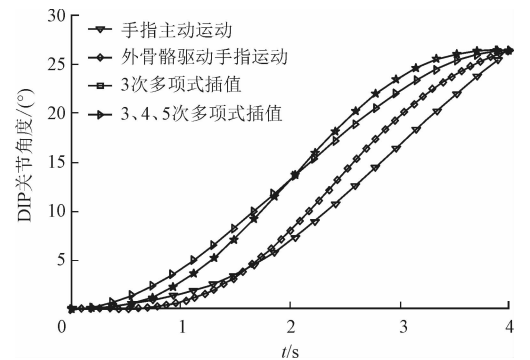
将每一个关节和指尖轨迹中的 3 次多项式插值轨迹,3、4、5 次多项式插值轨迹,以及使用 Tau-jerk



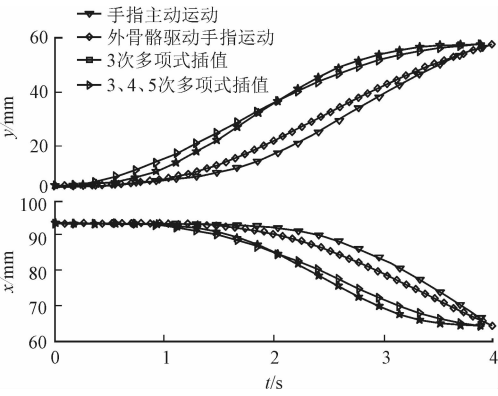
(a) 食指 MCP 角度变化曲线



(b) 食指 PIP 角度变化曲线



(c) 食指 DIP 角度变化曲线



(d)食指指尖轨迹曲线

图 11 被试者食指各关节角度变化曲线和指尖轨迹曲线

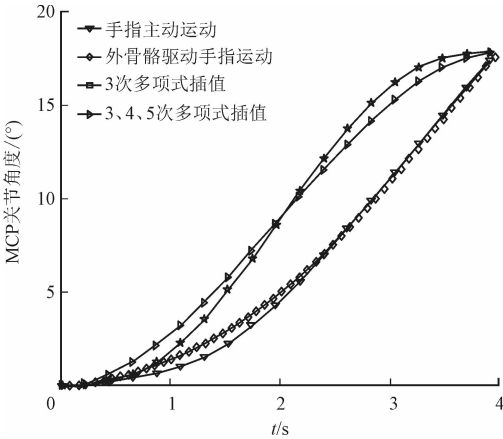
运动规划的外骨骼驱动的手指运动轨迹,分别与手指主动运动轨迹作比较,计算其相对标准误差。被试者 5 根手指的统计结果如表 4 所示。

表 4 平均关节角度误差和指尖轨迹误差统计

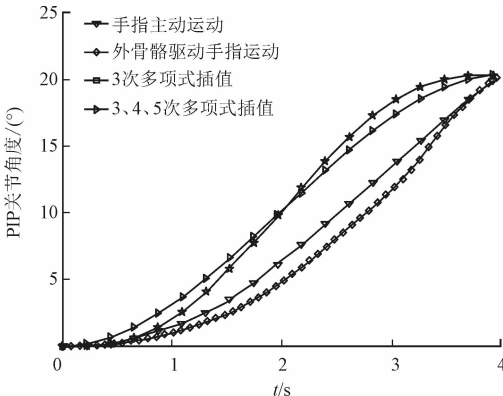
运动规划形式	关节角度误差		指尖轨迹误差	
	相对标准误差	绝对误差	相对标准误差	绝对误差
	/ %	/ (°)	/ %	/ mm
外骨骼驱动	7.13	1.23	2.39	0.82
3 次多项式插值	16.59	3.49	17.56	8.21
3、4、5 次多项式插值	17.78	3.50	18.67	8.15

由表 4 可以看出,使用 Tau-jerk 运动规划的外骨骼驱动的手指运动轨迹与期望的轨迹(手指主动运动轨迹)非常吻合,平均关节角度误差为 7.13% (1.23°),平均指尖轨迹误差为 2.39% (0.82 mm),表明提出的 Tau-jerk 运动规划的外骨骼明显更符合人类手指运动模式。

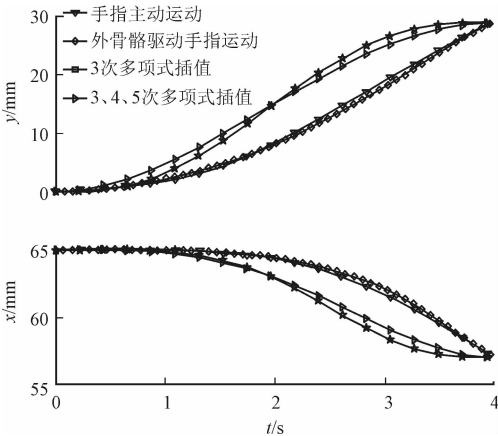
现有的手功能康复机器人运动轨迹仿生度低,



(a)拇指 MCP 角度变化曲线



(b)拇指 PIP 角度变化曲线



(c)拇指指尖轨迹曲线

图 12 被试者拇指各关节角度变化曲线和指尖轨迹曲线

易对患者造成二次伤害,因此应重视康复机器人的运动规划策略。本文提出的 Tau-jerk 运动规划方法具有更高的仿生性,意味着更好的康复体验,更自然的康复运动。该方法对康复机器人的运动规划、上肢义肢的运动规划等具有指导意义。

5 结 论

本文针对多段连续结构的手功能康复外骨骼,提出了一种 Tau-jerk 运动规划策略和外骨骼结构优化方法,根据人手指主动运动的指关节角度信息指导手部康复外骨骼运动。评估实验结果表明,与 3 次多项式插值和 3、4、5 次多项式插值相比,本文提出的 Tau-jerk 运动规划方法使康复外骨骼更符合人类手指运动模式。外骨骼驱动手指运动的平均关节角度误差小于 1.5°,且平均指尖轨迹误差小于 1 mm,由外骨骼驱动的手指动作和手指主动运动非常吻合。由于外骨骼结构存在最大关节角度偏小的问题,在未来的研究中,需进一步优化外骨骼的结构,使之能达到或接近“握拳”的姿态,即每根手指

(除大拇指)的 MCP、PIP、DIP 角度之和大于 120° , 且大拇指可以扣住食指和中指。

参考文献:

- [1] HEO P, GU G M, LEE S J, et al. Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering [J]. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 2012, 13(5): 807-824.
- [2] HOGAN N, KREBS H I, ROHRER B, et al. Motions or muscles? Some behavioral factors underlying robotic assistance of motor recovery [J]. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 2006, 43(5): 605-618.
- [3] TAKAHASHI C D, DER-YEGHIAIAN L, LE V, et al. Robot-based hand motor therapy after stroke [J]. *Brain: A Journal of Neurology*, 2008, 131(2): 425-437.
- [4] CONNELLY L, JIA Y, TORO M L, et al. A pneumatic glove and immersive virtual reality environment for hand rehabilitative training after stroke [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2010, 18(5): 551-559.
- [5] IN H, KANG B K, SIN M, 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.
- [6] BORBONI A, MOR M, FAGLIA R. Gloveha-hand robotic rehabilitation: design, mechanical model, and experiments [J]. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 2016, 138(11): 111003.
- [7] CARMELI E, PELEG S, BARTUR G, et al. Hand-Tutor™ enhanced hand rehabilitation after stroke: a pilot study [J]. *Physiotherapy Research International*, 2011, 16(4): 191-200.
- [8] VAZ D V, SILVA P L, MANCINI M C, et al. Towards an ecologically grounded functional practice in rehabilitation [J]. *Human Movement Science*, 2017, 52: 117-132.
- [9] GALLOWAY K C, POLYGERINOS P, WALSH C J, et al. Mechanically programmable bend radius for fiber-reinforced soft actuators [C]//16th International Conference on Advanced Robotics. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2013: 6.
- [10] 朱圣晨, 李敏, 徐光华, 等. 多段连续结构的外骨骼手指功能康复机器人 [J]. *西安交通大学学报*, 2018, 52(6): 17-22, 121.
- ZHU Shengchen, LI Min, XU Guanghua, et al. Finger exoskeleton for rehabilitation of finger extension and flexion by multi-segment mechanism [J]. *Journal of Xi'an Jiaotong University*, 2018, 52(6): 17-22, 121.
- [11] 易金花, 李继才, 胡鑫, 等. 轻型化外骨骼手功能训练器结构设计及实现 [J]. *中国生物医学工程学报*, 2014, 33(5): 630-634.
- YI Jinhua, LI Jicai, HU Xin, et al. Structure design and implementation on a light-weight exoskeleton training device for hand rehabilitation [J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2014, 33(5): 630-634.
- [12] IQBAL J, KHAN H, TSAGARAKIS N G, et al. A novel exoskeleton robotic system for hand rehabilitation: conceptualization to prototyping [J]. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 2014, 34(2): 79-89.
- [13] ARATA J, OHMOTO K, GASSERT R, et al. A new hand exoskeleton device for rehabilitation using a three-layered sliding spring mechanism [C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2013: 3902-3907.
- [14] NYCZ C J, BUTZER T, LAMBERCY O, et al. Design and characterization of a lightweight and fully portable remote actuation system for use with a hand exoskeleton [J]. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2016, 1(2): 976-983.
- [15] LEE D N, DAVIES M N O, GREEN P R, et al. Visual control of velocity of approach by pigeons when pigeons landing [J]. *Journal of Experimental Biology*, 1993(1): 85-104.
- [16] LEE D N, REDDISH P E. Plummeting gannets: a paradigm of ecological optics [J]. *Nature*, 1981, 293(5830): 293-294.
- [17] LEE D N. Guiding movement by coupling taus [J]. *Ecological Psychology*, 1998, 10(3/4): 221-250.
- [18] POLYGERINOS P, WANG Z, GALLOWAY K C, et al. Soft robotic glove for combined assistance and at-home rehabilitation [J]. *Robotics & Autonomous Systems*, 2014, 73: 135-143.
- [19] 中华医学会神经病学分会神经康复学组, 中华医学会神经病学分会脑血管病学组, 卫生部脑卒中筛查与防治工程委员会办公室. 中国脑卒中康复治疗指南 (2011 完全版) [J]. *中国医学前沿杂志: 电子版*, 2012, 18(4): 301-318.

(编辑 亢列梅 杜秀杰)