

DOI:10.3969/j.issn.1003-5060.2023.09.001

基于差分进化算法下肢康复机构的优化设计

朱立红, 张金龙, 仲佳俊, 曹宇

(合肥工业大学 机械工程学院, 安徽 合肥 230009)

摘要:文章针对基于运动轨迹的单自由度下肢康复机器人存在的足部踏板速度突变问题,提出一种平面连杆机构尺度综合的优化方法。对下肢康复机构进行运动学分析,建立正逆解的数学模型,构建机构的凸轮曲线与足部轨迹的运动学关系;采用差分进化算法对下肢康复机构进行尺度综合分析,通过构造优化目标函数优化模型中的各参数,得到一组机构参数的最优解。优化结果表明,采用差分进化算法优化后,可以降低下肢康复机构足部踏板的速度突变,提高装置的稳定性,同时保证足部步态轨迹与正常步态轨迹基本重合。研究结果表明,该优化方法可以为下肢偏瘫患者提供科学的康复训练轨迹,有助于其康复训练。最后,文章提出一种基于层次分析法(analytic hierarchy process, AHP)的下肢功能康复评估指标体系,并建立一种以综合指标为基础的评估方法,该指标能够真实地反映患者在康复过程中的训练效率,使康复训练方式的选择更加科学、高效,更好地满足患者的康复需求。

关键词:下肢康复机器人;运动学分析;差分进化算法;参数优化

中图分类号:TH112.1 **文献标志码:**A **文章编号:**1003-5060(2023)09-1153-07

Optimal design of lower extremity rehabilitation mechanism based on differential evolution algorithm

ZHU Lihong, ZHANG Jinlong, ZHONG Jiajun, CAO Yu

(School of Mechanical Engineering, Hefei University of Technology, Hefei 230009, China)

Abstract: This paper proposes an optimization method for dimension synthesis of planer linkage mechanism, aiming at the problem of sudden speed alteration of foot pedals of lower extremity rehabilitation robot which is based on single degree of freedom of motion trajectory. Firstly, kinematic analysis was conducted on the mechanism of lower extremity rehabilitation, mathematical models for both forward and inverse solutions were constructed, and kinematic relationship between cam curve and foot trajectory of the mechanism was formulated. Then, analysis of dimension synthesis on lower extremity rehabilitation mechanism was performed through differential evolution algorithm. Parameters in the model were optimized by constructing optimized objective function, so as to obtain optimal solutions of a set of parameters of mechanism. The optimization results indicated that after optimization though differential evolution algorithm, sudden speed alteration of the foot pedals of lower extremity rehabilitation mechanism was reduced, stability of the equipment was improved, and alignment between the gait trajectory of feet and the normal gait trajectory was mainly coincided. The research results reveal that scientific rehabilitation training trajectory can be provided for patients with lower extremity paralysis, contributing to their rehabilitative training. Finally, an index system for lower extremity functional rehabilitation evaluation based on the analytic hierarchy process(AHP) was proposed, and an evaluation approach based on comprehensive index was established. This index is capable to authenti-

收稿日期:2022-01-24;修回日期:2022-03-22

基金项目:国家自然科学基金资助项目(51775155)

作者简介:朱立红(1974—),女,江西抚州人,博士,合肥工业大学副教授,硕士生导师。

cally reflect the training efficiency of patients during rehabilitation process, making the selection of approaches of rehabilitative training more scientific and efficient, so as to better meet the rehabilitative needs of patients.

Key words: lower extremity rehabilitation robot; kinematic analysis; differential evolution algorithm; parameter optimization

我国人口基数大,人口老龄化问题日益严重,2021 年老年人口为 2.6 亿,占比高达 18.7%,而老年人中风所致的偏瘫人数也不断增加^[1]。对于这类病人,现代家庭结构不适合传统的长期、高额的康复治疗,而下肢康复机构可以很好地补充这一不足^[2]。目前,国外对下肢康复机构的研究已经迈入比较成熟的阶段,产品已面向市场,但由于引进成本高,不适合我国现有国情。我国下肢康复机构的研究起步较晚,虽然已取得了很大进展,但大多产品功能单一、结构复杂、运动不平稳以及精度较低,不利于市场推广。因此,研究功能全面、结构简单的下肢康复机器人,提高下肢康复机器人的平稳性和运动轨迹精度具有重要意义。

目前,常见的下肢康复机器人可以分为卧姿、坐姿、站姿 3 种,康复医学与机器人结合的康复机器人技术正逐渐成为国内外研究的热点。近年来欧美国家在下肢康复机器人的研究中取得了不少成果,代表性的产品有瑞士 Hocoma AG 研发的 Lokomat^[3]、日本的 Robot Suit HAL^[4]、美国的 Litegait^[5] 和 eLEGS^[6]。这类康复训练机器人一般包括步行矫正器、体重支撑系统和步行台,主要用于患者中期和后期的步态康复训练,具有较好的医疗效果;但使用这些仪器患者躯干被束缚悬挂,上体活动受限,且舒适性差,价格昂贵。近几年国内越来越多的院校和科研机构对康复设备进行研究,并取得了一系列研究成果。哈尔滨工业大学对功能性电刺激的蹬车训练和上肢康复设备进行了研究^[7-8];清华大学、上海大学对悬挂式下肢康复机器人进行了较为深入的研究^[9-10];哈尔滨工程大学、燕山大学对坐卧式下肢康复机器人开展了研究^[11-12];浙江大学、中国科学院合肥智能机械研究所和中国科学技术大学对穿戴式下肢康复训练机器人进行了研究^[13-14]。

基于上述研究和分析,本文以下肢康复机器人为研究对象,利用 INVENTOR 软件设计下肢康复机器人的模型,采用差分进化算法对其进行优化,以解决下肢康复机器人速度突变和运动不平稳的问题。

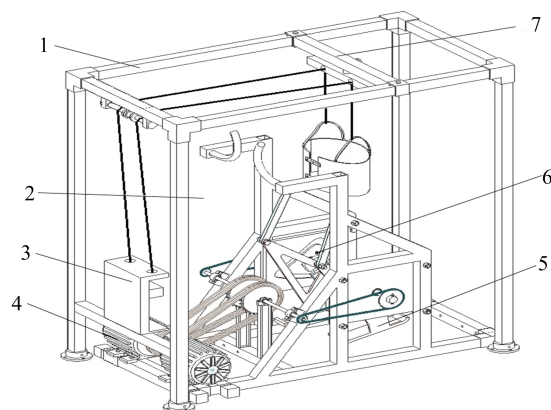
1 问题描述

1.1 机构模型

下肢康复机器人包括减重装置和下肢康复机构。下肢康复机构由四杆机构组成。本文模型基于第 50 百分位人体尺寸,兼具一定的调节能力,适用于大部分人体尺寸^[15-16]。

下肢康复机器人数字样机模型如图 1 所示。

下肢康复机构^[17-18]示意图如图 2 所示。其中:输入构件 1 是主运动;连杆 5 上端与凸轮连接到固定支架上;连杆 4、连杆 5 铰接;连杆 4 与主动杆 1 铰接,通过凸轮内圆槽滚子运动作为主运动,带动踏板运动。



1. 减重装置 2. 下肢康复装置 3. 配重块
4. 驱动电机 5. 踏板 6. 凸轮 7. 滑轨

图 1 下肢康复机器人数字样机模型

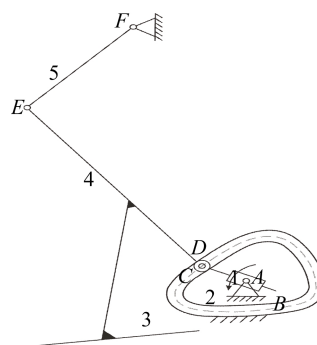


图 2 下肢康复机构示意图

1.2 样机的速度突变

根据确定的机构尺寸参数制作出下肢康复机

机器人样机。受试者在减重系统的帮助下,两手紧握把手,脚踩在踏板上,跟随踏板运动,完成符合康复训练的下肢运动轨迹。由驱动电机带动链轮组,传动至传动杆,传动杆再通过链轮传动至凸轮中心轴上,带动导杆装配体上的滚子按凸轮内圆槽轨迹运动,带动踏板运动。

经过反复测试,发现在踏板运动过程中,出现速度突变,导致出现运动不平稳、速度波动等问题。针对速度突变问题,对下肢康复机构进行优化,以降低速度突变,提高该装置的稳定性。

2 机构运动学建模

2.1 下肢康复机构几何模型

下肢康复机构在平面直角坐标系中的运动简图及几何参数如图3所示。

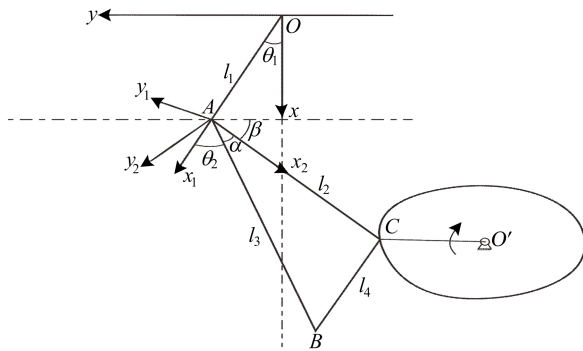


图3 下肢康复机构简化原理图

图3中, $Oxyz$ (z 方向垂直纸面,图中省略,下同)为静坐标系, x_1Ay_1 和 x_2Ay_2 为动坐标系; l_1 为 OA 的长度, l_2 为 AC 的长度, l_3 为 AB 的长度, l_4 为 BC 的长度; θ_1 为 x 轴正方向与 OA 之间的夹角, θ_2 为 x_1 轴正方向与 AB 之间的夹角, α 为 AB 与 AC 之间的夹角, β 为 x_2 轴正方向与水平方向之间的夹角。该机构的自由度为1。

A 点在静坐标系 xOy 下坐标为 ${}^O\mathbf{A}=[l_1\cos\theta_1\quad l_1\sin\theta_1\quad 0]^T$; B 点在静坐标系 xOy 下坐标为 ${}^O\mathbf{B}=[X_B\quad Y_B\quad 0]^T$; C 点在静坐标系 xOy 下的坐标为 ${}^O\mathbf{C}=[X_C\quad Y_C\quad 0]^T$; C 点在动坐标系 x_2Ay_2 中的坐标为 ${}^A\mathbf{C}=[l_2\quad 0\quad 0]^T$ 。

2.2 正运动学模型

运动学正解是已知 C 点的凸轮曲线坐标,求解 B 点的足部步态轨迹坐标的变化规律。

C 点在静坐标 xOy 下的坐标为:

$${}^O\mathbf{C} = \mathbf{R}_Z \mathbf{A}\mathbf{C} + {}^O\mathbf{B} \quad (1)$$

其中

$$\mathbf{R}_Z = \begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & 0 \\ -\sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}.$$

式(1)化简可得:

$$\begin{cases} X_C = l_2\cos(\theta_2 - \theta_1 + \alpha) + l_1\cos\theta_1, \\ Y_C = l_2\sin(\theta_2 - \theta_1 + \alpha) + l_1\sin\theta_1 \end{cases} \quad (2)$$

由 $|\overrightarrow{AC}|=l_2$ 可知:

$$(X_A - X_C)^2 + (Y_A - Y_C)^2 = l_2^2 \quad (3)$$

其中: $X_A=l_1\cos\theta_1$; $Y_A=l_1\sin\theta_1$ 。

将式(3)整理化简为:

$$s_1 = \frac{Q_1 + \sqrt{Q_1^2 - M_1^2 + N_1^2}}{M_1 + N_1} \quad (4)$$

其中: $s_1 = \tan(\theta_1/2)$; $M_1 = X_C^2 + Y_C^2 + l_1^2 - l_2^2$; $N_1 = 2l_1X_C$; $Q_1 = 2l_1Y_C$ 。

可以看出:在各杆长确定的情况下,当 C 点的凸轮曲线坐标确定后,便可求出 s_1 ,继而求得 $\theta_1 = 2\arctan s_1$;在 θ_1 确定后,代入式(2),便可求得 $\theta_2 = \arccos\left(\frac{X_C - l_1\cos\theta_1}{l_2}\right) + \theta_1 - \alpha$; θ_1 和 θ_2 确定之后,便可得到 B 点足部步态轨迹坐标,即

$$\mathbf{B} = [l_1\cos\theta_1 + l_3\sin(\alpha + \beta)\quad l_1\sin\theta_1 - l_3\cos(\alpha + \beta)]^T \quad (5)$$

2.3 逆运动学模型

运动学逆解是已知 B 点足部步态轨迹坐标,求解 C 点凸轮曲线坐标的变化规律。

由 $|\overrightarrow{CB}|=l_4$ 可知:

$$(X_C - X_B)^2 + (Y_C - Y_B)^2 = l_4^2 \quad (6)$$

同理,由 $|\overrightarrow{AB}|=l_3$ 可知:

$$(X_A - X_B)^2 + (Y_A - Y_B)^2 = l_3^2 \quad (7)$$

其中: $X_A=l_1\cos\theta_1$; $Y_A=l_1\sin\theta_1$ 。将式(7)整理化简为:

$$N_2\cos\theta_1 + Q_2\sin\theta_1 = M_2 \quad (8)$$

其中: $M_2 = X_B^2 + Y_B^2 + l_1^2 - l_3^2$; $N_2 = 2l_1X_B$; $Q_2 = 2l_1Y_B$ 。将式(8)整理化简为:

$$s_2 = \frac{Q_2 - \sqrt{Q_2^2 - M_2^2 + N_2^2}}{M_2 + N_2} \quad (9)$$

其中, $s_2 = \tan(\theta_1/2)$ 。

同理可以看出,当 B 点足部步态轨迹坐标和各杆长确定的情况下,即可求出 s_2 ,从而求得 $\theta_1 = 2\arctan s_2$,再代入式(2),在 θ_1 和 θ_2 确定之后,便可求解出 C 点的凸轮曲线坐标。

由下肢康复机构的正逆解分析可知,当 C 点坐标一定时, θ_1 、 θ_2 的值是唯一确定的,而 θ_1 、 θ_2 反映了足部关节的运动规律。因此,保证 B 点的运动轨迹与正常行走的足部轨迹基本重合,可以更

加精准地实现正常步行的足部运动。

2.4 设计变量

根据下肢康复机构和目标函数的性质可知,该机构的优化参数为 l_1, l_2, l_3, l_4 和 α , 机构优化参数的矢量关系式 \mathbf{X} 如下:

$$\mathbf{X} = [l_1 \quad l_2 \quad l_3 \quad l_4 \quad \alpha]^T \quad (10)$$

2.5 目标函数

下肢康复机构优化要确保足部步态轨迹在正常轨迹的范围内,并且降低机构运动速度与正常步态速度的差值,才能确保良好的康复训练效果。首先将足部步态轨迹 B 点的坐标表达式对时间 t 求导,得出 B 点的瞬时速度 v_B , 可知:

$$\begin{cases} v_{Bx} = (-l_1 \sin \theta_1) \dot{\theta}_1 - l_3 \sin(\theta_1 - \theta_2) (\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2), \\ v_{By} = (l_1 \cos \theta_1) \dot{\theta}_1 + l_3 \cos(\theta_1 - \theta_2) (\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2) \end{cases} \quad (11)$$

则 B 点的速度和加速度为:

$$v_B = \sqrt{v_{Bx}^2 + v_{By}^2} = l_1^2 \dot{\theta}_1 + l_3^2 (\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2) \quad (12)$$

$$a_B = 2l_1^2 \ddot{\theta}_1 + 2(\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2) (\ddot{\theta}_1 - \ddot{\theta}_2) \quad (13)$$

其中

$$\dot{\theta}_1 = \frac{2}{1 + s_1^2}; \quad \ddot{\theta}_1 = \frac{16\dot{\theta}_1 \tan(\theta_1/2)}{[1 + \tan^2(\theta_1/2)](4 + \theta_1^2)};$$

$$\dot{\theta}_2 = \frac{1}{\sqrt{1 - \left(\frac{X_C - l_1 \cos \theta_1}{l_2}\right)^2}} \frac{(l_1 \sin \theta_1) \dot{\theta}_1}{l_2} + \dot{\theta}_1;$$

$$\ddot{\theta}_2 = \frac{2\dot{\theta}_1^2}{\sqrt{1 - \left(\frac{X_C - l_1 \cos \theta_1}{l_2}\right)^2}} \frac{l_1^2 \sin^2 \theta_1}{l_2^2} -$$

$$\frac{(l_2 \cos \theta_1) \dot{\theta}_1^2 \ddot{\theta}_1}{l_1 \sqrt{1 - \left(\frac{X_C - l_1 \cos \theta_1}{l_2}\right)^2}}.$$

目标函数要求四杆机构上 B 点的速度、加速度尽可能与预期速度、加速度接近。即将 B 点的速度 (v_{Bxi}, v_{Byi}) 与预期轨迹点速度 (v'_{Bxi}, v'_{Byi}) 的偏差均方根、 B 点的加速度 (a_{Bxi}, a_{Byi}) 与预期轨迹点加速度 (a'_{Bxi}, a'_{Byi}) 的偏差均方根都作为目标函数,即

$$\begin{cases} f(v) = \sqrt{\sum_{i=1}^m [(v_{Bxi} - v'_{Bxi})^2 + (v_{Byi} - v'_{Byi})^2]}, \\ f(a) = \sqrt{\sum_{i=1}^m [(a_{Bxi} - a'_{Bxi})^2 + (a_{Byi} - a'_{Byi})^2]} \end{cases} \quad (14)$$

其中: v 和 a 为设计变量; i 为具有给定速度值点的个数,小于等于 m 。

2.6 约束条件

保证足部步态轨迹与正常步态轨迹基本重

合,即足部步态 B 点轨迹与给定正常步态轨迹重合,在两轨迹上取 n 个具有代表性的点,将这 n 个点两轨迹坐标值误差的平方和作为约束条件,即

$$f_{xy} = \sum_{j=1}^n [(B_{x_j} - B'_{x_j})^2 + (B_{y_j} - B'_{y_j})^2] \quad (15)$$

其中: B_{x_j}, B_{y_j} 为足部步态 B 点轨迹上的第 j 个点的横、纵坐标; B'_{x_j}, B'_{y_j} 为给定已知正常步态轨迹上的第 j 个点的横、纵坐标。

由此可知,第 1 个约束条件如下:

$$f_{xy} \rightarrow \min \quad (16)$$

为了降低机构速度的峰值,减小速度和加速度突变,第 2 个约束条件如下:

$$\begin{cases} f(v) \rightarrow \min, \\ f(a) \rightarrow \min \end{cases} \quad (17)$$

考虑到人体膝关节各骨骼的运动范围均在合理的运动空间内,因此四杆机构运动应不超过这个范围,可以通过约束 5 个变量的取值范围来满足这一条件。结合人体膝关节结构、股骨和胫骨平台尺寸^[19]及其大致活动范围,确定变量取值范围,第 3 个约束条件如下:

$$\begin{cases} 275 \text{ mm} \leq l_1 \leq 305 \text{ mm}, \\ 332 \text{ mm} \leq l_2 \leq 362 \text{ mm}, \\ 513 \text{ mm} \leq l_3 \leq 543 \text{ mm}, \\ 258 \text{ mm} \leq l_4 \leq 288 \text{ mm}, \\ 18^\circ \leq \alpha \leq 40^\circ. \end{cases}$$

3 差分进化算法优化及康复评价

3.1 算法概述

本文采用差分进化算法和传统牛顿迭代相结合的方法。差分进化方法本质是一种实数遗传算法,它具有遗传算法的全部特性,但在原有实数遗传算法的基础上做了大量修改,使其具有较强的全局收敛能力和鲁棒性。算法由变异、交叉和选择 3 个部分组成。

3.2 标准差分进化算法原理及流程

在给定算法初始条件下,随机产生 1 组初始种群,进行变异、交叉和选择这 3 个操作后,最终找出最优解。差分进化算法步骤如下所述。

1) 新设控制参数。设种群规模大小为 N_p , 变异因子为 F , 交叉因子为 C_R , 维度为 D ; 随机生成初始种群 $\mathbf{X}(0) = [x_1^{(0)} \quad x_2^{(0)} \quad \cdots \quad x_{N_p}^{(0)}]$ 。

2) 变异操作。任取种群中 2 个不同个体做差,将得到的结果进行一定处理后再与不同于这

2 个个体的第 3 个个体求和,产生新的个体。常见的变异操作有:

$$V_i^G = X_{r_1}^G + F(X_{r_2}^G - X_{r_3}^G) \quad (18)$$

$$V_i^G = X_{best}^G + F(X_{r_1}^G - X_{r_2}^G) \quad (19)$$

$$V_i^G = X_i^G + F(X_{r_1}^G - X_i^G) + F(X_{r_2}^G - X_{r_3}^G) \quad (20)$$

其中: r_1, r_2, r_3 为随机生成的 3 个互不相同且与 i 不同的整数; $X_{r_1}^G, X_{r_2}^G, X_{r_3}^G$ 为 3 个互不相同且不同于 X_i^G 的父代个体; X_{best}^G 为种群中直至第 G 代的最优个体; V_i^G, X_i^G 为变异个体。

3) 交叉操作。将变异后的个体与当前种群中某个个体按照一定的方法进行概率选择:

$$U_{j,i}^G = \begin{cases} U_{j,i}^G, & \text{rand}(j, i) \leq C_R; \\ X_{j,i}^G, & \text{rand}(j, i) > C_R \end{cases} \quad (21)$$

其中: $\text{rand}(j, i)$ ($i \in [1, N_p], j \in [1, D]$) 是区间 $[0, 1]$ 上均匀分布的随机数; C_R 为交叉因子, $C_R \in [0, 1]$ 。

4) 选择操作。将“交叉”产生的个体与初始种群的个体比较,保留较好的个体,即

$$X_i^{G+1} = \begin{cases} U_{j,i}^G, & f(U_i^G) \leq f(X_i^G); \\ X_{j,i}^G, & f(U_i^G) > f(X_i^G) \end{cases} \quad (22)$$

其中: $f(X)$ 表示种群个体目标函数值; $i = 1, 2, \dots, N_p$ 。

3.3 优化算例

采用 MATLAB 软件中的差分进化算法对目标函数进行优化,从而对各杆长和角度等参数进行求解。工具箱的优化参数设置为:种群规模 $N_p = 20$, 缩放因子 $F = 0.5$, 交叉因子 $C_R = 0.9$ 最大进化代数 $G = 100$ 。

优化流程示意图如图 4 所示。

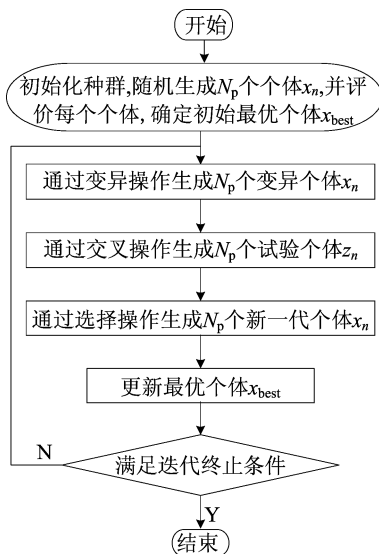


图 4 优化流程示意图

利用差分进化算法对目标函数进行优化计算,得到圆整后的下肢康复机构优化求解结果,见表 1 所列。

表 1 四杆机构几何参数优化结果

参数	优化前	优化后	圆整后
l_1/mm	290.18	300.88	301
l_2/mm	377.58	350.96	351
l_3/mm	527.69	542.89	543
l_4/mm	273.98	262.21	262
$\alpha/(\circ)$	28	35	35

优化后下肢康复机构建模如图 5 所示,差分进化算法的进化曲线如图 6 所示。从图 6 可以看出:在种群迭代前 60 代内,目标函数值变化明显,在第 60 代左右得到一个最优解;由于变异、交叉、选择等操作,在 60 代之后,目标函数值变化基本趋于平缓,即平均速度值保持恒定。这说明差分进化算法的精细搜索能力很强,能够稳定地收敛于全局最优解,优化结果能较好地逼近理想点。

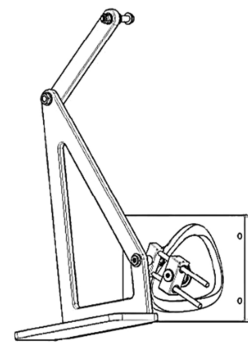


图 5 优化后下肢康复机构建模图

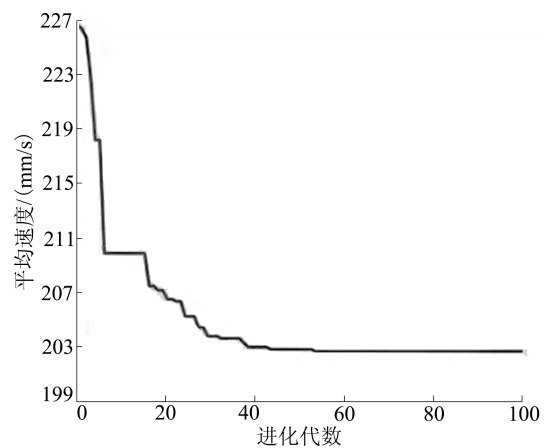


图 6 进化曲线

足部末端的速度和加速度的优化结果如图 7 所示。

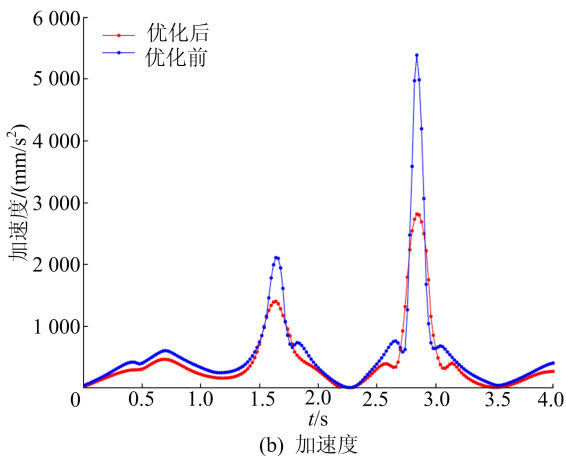
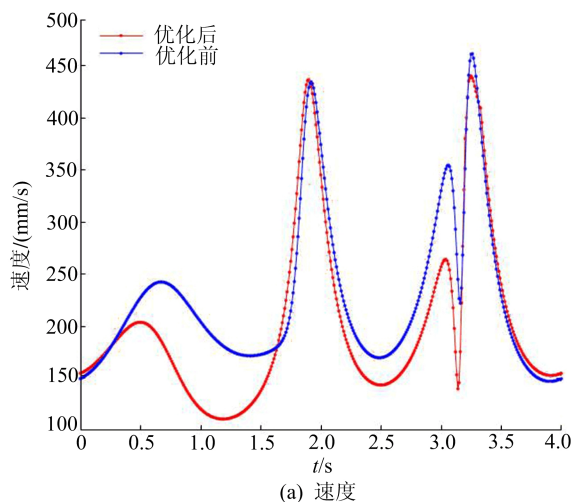


图 7 优化前、后足部末端的速度和加速度

由图 7 可知:优化前的速度波动幅度较大,优化前的平均速度为 226.1 mm/s,最大速度为 460.8 mm/s;优化前平均加速度为 577.6 mm/s²,最大加速度为 5 210.8 mm/s²,此时机构容易发生突变现象,导致机构运动不平稳,不能较好地达到预期的康复效果;优化后足部步态轨迹的速度波动幅度较小,相较于优化前,优化后平均速度为 200.2 mm/s,降低了 12%,降幅 25.9 mm/s,最大速度为 440.5 mm/s,降低了 5%,降幅 20.3 mm/s;优化后平均加速度为 497.8 mm/s²,降低了 16%,降幅 79.8 mm/s²,最大加速度为 2 840.5 mm/s²,降低了 45%,降幅 2 370.3 mm/s²。因此优化后的下肢康复机构输出速度和加速度与正常足部轨迹速度和加速度差值较小,运动比较平稳,机构不容易产生振动。

足部 B 点轨迹的优化结果如图 8 所示。由图 8 可知,优化后的足部步态轨迹和正常步态轨迹基本重合,表明机构符合下肢康复训练系统的整体要求,能够为不同康复期的下肢偏瘫患者提供科学的康复训练轨迹,有助于偏瘫患者的康复

训练。

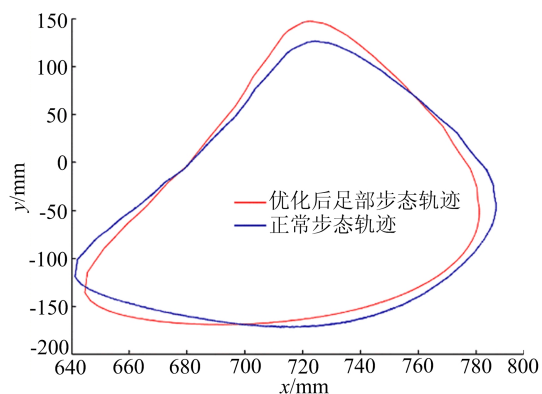


图 8 足部 B 点轨迹

最终,根据确定的机构尺寸参数制作出下肢康复机器人样机,如图 9 所示。



图 9 下肢康复机器人样机

3.4 人体下肢康复评价

本文提出了一种以层次分析法(analytic hierarchy process, AHP)为基础的下肢功能康复评估指标体系,并建立了一种基于综合指标的评估方法,该指标能够真实地反映患者在康复过程中的训练效率,从而为不同的患者量身定制康复训练方案,使康复训练方式的选择更加科学、高效,最终满足患者的康复需求。

1) 在下肢运动机能评估中,各项指数因单位差异而无法比较,各指数的数值区间也不相同。为避尺度差异所带来的影响,本文进行了无量纲化,获得各个评价指数的规范化数值,并将各个指数的有关参数与其他指标进行比较,计算公式如下:

$$X = X_i / X_j \quad (23)$$

其中: X 为标准化后的该指标值; X_i 为处理前各

指标值; X_j 为基准值。

2) 评价效果受多种因素的影响,并具有很大的不确定性,因此本文运用全面指标法对下肢运动能力进行评估。该评价模型为:

$$Y = \sum_{i=1}^n \left(\sum_{k=1}^m X R_k \right) W_i \quad (24)$$

其中: X 为指标层的标准化值; R_k 为指标层的权值; W_i 为标准层的权值; Y 为综合的评估值; m 为指标层的指标数; n 为标准层的数量。

3) 整体评分由式(24)得出,评分为4个级别,每个级别表示不同的人体肢体康复训练效率,用来表达评分和等级效率之间的相关性。等级中四级康复训练的效率最高,一级康复训练的效率最低。总分评级模型表见表2所列。

表2 总分评级模型表

Y	(0,0.25]	(0.25,0.50]	(0.50,0.75]	(0.75,1.00]
等级	四级	三级	二级	一级

该评估指标体系为速度和加速度曲线的选择和实现奠定了评价模型和理论基础。

4 结 论

针对下肢康复机构存在的速度突变导致机构运动不平稳等问题,本文采用差分进化算法对该机构进行尺度综合研究,优化了机构杆长和角度等设计参数。基于对下肢康复机构的运动学分析,建立了正逆解的数学模型,确定了该机构的优化变量和目标函数;利用差分进化算法寻找出最优杆长和角度等设计参数。优化结果表明:优化后的下肢康复机构输出的速度和加速度减小,提高了装置的稳定性;同时优化后的足部步态轨迹和正常步态轨迹基本重合,验证了差分进化算法解决基于运动轨迹的单自由度下肢康复机器人速度突变问题的有效性。提出了一种基于AHP方法的下肢功能康复评估指标体系,并建立了一种综合指标的评估方法,使康复训练方式的选择更加科学、高效,更好地满足患者的康复需求。

[参 考 文 献]

[1] 冯丹,冯泽永. 对养老机构转型医养结合机构的思考[C]//中国卫生经济学会第十八次年会论文集. 北京:中国卫生经

济学会,2015:133-141.

[2] 谢欲晓,白伟. 下肢康复训练机器人的研究现状与趋势[J]. 中国医疗器械信息,2018,16(2):5-8.

[3] HIDLER J, WISMAN W, NECKEL N. Kinematic trajectories while walking within the Lokomat robotic gait-orthosis [J]. *Clinical Biomechanics*, 2008, 23(10): 1251-1259.

[4] YANO H, KASAI K. Sharing sense of walking with locomotion interfaces [J]. *International Journal of Human*, 2005, 17(4): 447-462.

[5] ROY A, KREBS H I, WILLIAMS D J. Robot-aided neuro-rehabilitation a novel robot for ankle rehabilitation [J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2009, 25(3): 569-582.

[6] NADITZ A. Medical connectivity-new frontiers telehealth innovations of 2010 [J]. *Telemedicine and e-Health*, 2010, 6(10): 986-992.

[7] 姜洪源,马长波,陆念力. 功能性电刺激脚踏车训练系统建模及仿真分析[J]. *系统仿真学报*, 2010, 22(10): 2459-2463.

[8] 李庆玲,孔民秀,杜志江. 上肢康复机械臂交互式康复训练控制策略[J]. *机械工程学报*, 2008, 44(9): 169-174.

[9] 程方,王人成,贾晓红. 减重步行康复训练机器人研究进展[J]. *中国康复医学杂志*, 2008, 23(4): 366-368.

[10] 方彬,沈林勇,李荫湘. 步行康复训练机器人协调控制的研究[J]. *机电工程*, 2010, 27(5): 106-110.

[11] 孙洪颖,张立勋,王岚. 卧式下肢康复机器人动力学建模及控制研究[J]. *高技术通讯*, 2010, 20(7): 733-738.

[12] WANG H, SHI X, LIU H T. Design simulation and experiment for a rehabilitation [J]. *Journal of Systems and Control Engineering*, 2011, 255: 860-872.

[13] YANG C J, NIU B, CHEN Y, et al. Adaptive neuro-fuzzy control based development of exoskeleton leg for human [C]//IEEE/ASME International on Advanced Mechatronics. [S. l.]: IEEE, 2015: 467-472.

[14] 孙建,余永,葛运建. 基于接触力信息的可穿戴型下肢助力机器人传感系统研究[J]. *中国科学技术大学学报*, 2008, 38(12): 1432-1438.

[15] 全帼英. 人机工程学在老年人轮椅设计中的应用研究[J]. *山东工业技术*, 2018(2): 225-227.

[16] 崔云. 医用器材中的人机工程学问题[J]. *武汉理工大学学报(信息与管理工程版)*, 2006, 28(4): 78-81.

[17] ZHAO P, ZHU L, LI X, et al. Design of planar one dof cam linkages for lower limb rehabilitation kinematic mapping motion [J]. *Journal of Mechanisms Robotics*, 2019, 11(4): 317-323.

[18] 刘项,封智鑫,韩广志,等. 一种带有减重系统的下肢康复机构[J]. *机械工程与自动化*, 2019(4): 103-104.

[19] 周飞虎,王岩,周勇刚. 国人正常股骨远端三维模型及骨形态测量研究[J]. *中国临床康复*, 2005(6): 62-63.

(责任编辑 胡亚敏)