

doi: 10.7690/bgzdh.2020.08.018

## 人体下肢康复训练外骨骼的轨迹跟踪控制

张鹏飞<sup>1</sup>, 高学山<sup>1,2</sup>, 李健<sup>3</sup>, 郭毅峰<sup>1</sup>, 罗定吉<sup>1</sup>, 石永杰<sup>1</sup>, 吕佳乐<sup>1</sup>

(1. 广西科技大学电气与信息工程学院, 广西 柳州 545006; 2. 北京理工大学机电学院, 北京 100081;  
3. 广西科技大学机械与交通工程学院, 广西 柳州 545006)

**摘要:** 为解决外骨骼机器人对目标轨迹跟踪控制的问题, 对用于康复训练的下肢外骨骼机器人轨迹跟踪控制进行研究。根据外骨骼模型的特点, 采用拉格朗日方法建立摆动相动力学模型, 对单腿支撑步态的摆动相进行分析, 利用 Simulink 建立控制模型, 结合模糊 PID 算法与传统 PID 算法对单位阶跃响应、方波信号、正弦信号进行对比仿真, 并对仿真结果进行评估。仿真结果表明: 与传统的 PID 算法相比, 模糊自适应 PID 具有超调量小、稳定性强等优点。

**关键词:** 动力学模型; 模糊 PID; 轨迹跟踪; 参数动态整定

**中图分类号:** TP24 **文献标志码:** A

## Trajectory Tracking Control of Exoskeleton in Human Lower Limb Rehabilitation Training

Zhang Pengfei<sup>1</sup>, Gao Xueshan<sup>1,2</sup>, Li Jian<sup>3</sup>, Guo Yifeng<sup>1</sup>, Luo Dingji<sup>1</sup>, Shi Yongjie<sup>1</sup>, LYU Jiale<sup>1</sup>

(1. School of Electrical & Information Engineering, Guangxi University of Science & Technology, Liuzhou 545006, China;  
2. School of Mechatronical Engineering, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081, China;  
3. School of Mechanical & Transportation Engineering, Guangxi University of Science & Technology, Liuzhou 545006, China)

**Abstract:** In order to solve the problem of tracking control of the target trajectory by the exoskeleton robot, the trajectory tracking control of the lower extremity exoskeleton robot for rehabilitation training is studied. According to the characteristics of the exoskeleton model, the Lagrange method is used to establish the swing phase dynamics model, and the swing phase of the one-leg support gait is analyzed. The control model is established by using Simulink, combined with the fuzzy PID algorithm and the traditional PID algorithm, the response, square wave signal, and sinusoidal signal are compared and simulated, and the simulation results are evaluated. The simulation results show that compared with the traditional PID algorithm, the fuzzy adaptive PID has the advantages of small overshoot and strong stability.

**Keywords:** kinetic model; fuzzy PID; trajectory tracking; parameter dynamic tunin

### 0 引言

根据世界卫生组织的数据, 从 2000—2050 年, 60 岁以上的世界人口从 11% 增加到 22%, 老龄化程度在世界范围内不断加剧<sup>[1]</sup>。脑卒中又称脑血管意外, 是一种严重的神经内科疾病, 在许多国家已成为导致身体机能障碍、前庭功能障碍和认知障碍的主要原因之一。中国脑卒中患者的数量逐年增加, 患有脑卒中总人口达到 1 000 万, 适当的康复训练对脑卒中幸存者恢复日常生活能力 (activity of daily living, ADL) 的运动功能非常重要, 而前期康复治疗则有助于优化身体平衡补偿脑卒中患者的治疗和康复<sup>[2-4]</sup>。下肢康复训练机器人涵盖了机械、生物学、控制科学、计算机等方面的知识, 实现重复性的康复训练对功能改善有积极的作用, 能够帮助患者恢复正常的肢体运动, 是脑卒中患者康复的有效

方法之一<sup>[5-6]</sup>。

国内外对人体下肢外骨骼机器人进行了大量的研究。其中: 瑞士的 Lokomat 康复机器人装配有减重装置、下肢外骨骼和跑步机, 帮助患者安全地完成下肢的被动训练; 美国伯克利大学与军方合作研制的军事助行机器人也初步在军方进行了试用。在助力助行方面, 日本筑波大学研发的 HAL 机械衣有很广泛的应用<sup>[7-8]</sup>, 并且将 SEMG 信号应用于 Hal-5 中, 由于 SEMG 传感器容易从肢体脱落, 且使用不方便, 目前还不适合广泛应用。在国内, 中科院研发的外骨骼机器人通过多位力传感器对人的运动意图做出识别, 此外, 哈工大、浙大、燕山大学都研发了相关的下肢外骨骼机器人<sup>[9]</sup>。

笔者基于动力学模型, 通过模糊控制理论, 研究外骨骼机器人对目标轨迹跟踪控制的问题。

收稿日期: 2020-04-11; 修回日期: 2020-05-22

基金项目: 广西创新驱动发展专项 (桂科 AA17204062)

作者简介: 张鹏飞 (1993—), 男, 河北人, 硕士, 从事康复机器人控制系统研究。E-mail: 1109804594@qq.com。

## 1 下肢外骨骼结构及动力学分析

### 1.1 外骨骼结构

外骨骼的驱动方式包括液压、气压和电机驱动。笔者模仿人体腿部肌肉的收缩和伸张来驱使关节运动的方式进行设计,采用电动缸的直线运动来改变关节的转动角度。如图 1 所示,人腿主要在矢状面运动,依靠髋关节和膝关节的转动去完成步态动作。

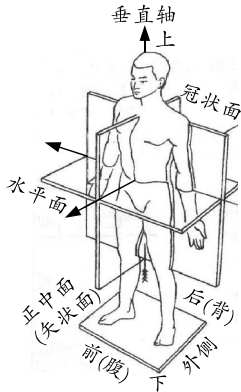


图 1 人体基准面

如图 2 所示,外骨骼由髋关节电动缸、大腿杆、膝关节电动缸、小腿杆和与支架的连接件构成。大腿杆和小腿杆可以根据不同人腿长度进行伸缩调节。在 2 个自由度髋关节和膝关节的外侧装配有角度传感器,用于检测转动角度。髋关节和膝关节的电动缸推动大腿杆和小腿杆将电动缸的直线运动转换为转动。每个关节设计有位置安全限位,使外骨骼的运动能保持在人腿安全角度的范围内。

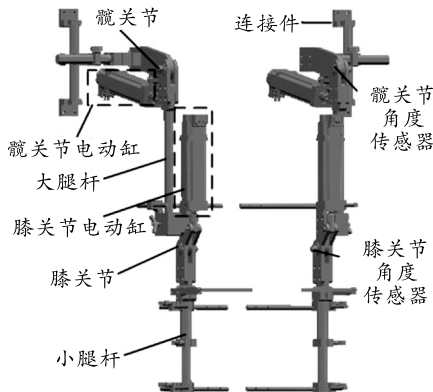


图 2 外骨骼物理模型

### 1.2 电动缸位移与关节转角的关系

因为外骨骼髋关节和膝关节的驱动部件为电动缸,电动缸输出直线位移,关节转动量为角度,采用的角度传感器反馈量也为角度,所以需要建立关节转角和电动缸位移之间的关系<sup>[10]</sup>。

如图 3 所示,以髋关节为例,建立髋关节连杆

机构模型图。设  $O$  是髋关节转动的中心,  $AB$  是电动缸推杆的初始位置长度,  $a$  是电动推杆从位置  $B$  运动到  $B'$  的角度,  $L=AB'-AB$  为电动缸运动的位移。

$$\angle AOB' = a + \angle AOB; \quad (1)$$

$$\angle AOB' = \arccos \frac{OA^2 + OB'^2 - AB'^2}{2OA \times OB'}; \quad (2)$$

$$\angle AOB = \arccos \frac{OA^2 + OB^2 - AB^2}{2OA \times OB}. \quad (3)$$

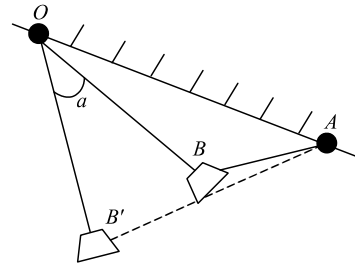


图 3 髋关节连杆机构运动

由式(1)~(3)可得关节旋转角度与电动缸位移的关系:

$$a = \arccos \frac{OA^2 + OB'^2 - AB'^2}{2OA \times OB'} - \arccos \frac{OA^2 + OB^2 - AB^2}{2OA \times OB}. \quad (4)$$

### 1.3 外骨骼动力学分析

人体行走的步态相位较多,笔者主要针对单腿支撑步态的摆动相做详细的分析。这种步态包括支撑相和摆动相<sup>[11]</sup>。在建模过程中把人与外骨骼机器人看作一个整体进行建模,只考虑矢状面力的变化,不考虑其他平面力的变化。

如图 4 所示,采用拉格朗日法建立摆动相动力学模型,设大腿和小腿分别绕  $O_1$  和  $O_2$  旋转,杆长分别为  $l_1$  和  $l_2$ ,大腿与竖直方向的夹角为  $\theta_1$ ,小腿与大腿延长线的夹角为  $\theta_2$ ,  $I_1$  是大腿的转动惯量,  $I_2$  是小腿的转动惯量。

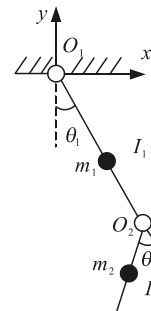


图 4 摆动腿动力学模型

髋关节连杆动能为

$$E_{k1} = I_1 \dot{\theta}_1^2 / 2 = m_1 d_1^2 \dot{\theta}_1^2 / 2. \quad (5)$$

髌关节连杆势能为

$$E_{p1} = -m_1gd_1 \cos \theta_1。 \quad (6)$$

膝关节连杆动能为

$$E_{k2} = [I_2\dot{\theta}_2^2 + m_2l_1^2\dot{\theta}_2^2 + m_2d_2^2(\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2)^2]/2 + m_2l_1d_2\dot{\theta}_1(\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2)\cos\theta_2。 \quad (7)$$

膝关节连杆势能为

$$E_{p2} = -[m_2g(l_1 \cos \theta_1 + d_2 \cos(\theta_1 + \theta_2))]。 \quad (8)$$

将其代入拉格朗日函数，则有：

$$L = E_k - E_p； \quad (9)$$

$$\tau_i = \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i}。 \quad (10)$$

式中： $\dot{\theta}_i$ 、 $\theta_i$ 为系统的角速度和角度； $E_k$ 和 $E_p$ 分别是系统的动能和势能； $\tau_i$ 为系统的力。把以上公式代入拉格朗日动力学方程：

$$D(\theta)\ddot{\theta} + H(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + G(\theta) = \tau。 \quad (11)$$

其中： $\theta_i$ 为关节运动角度； $\dot{\theta}_i$ 为角速度； $\ddot{\theta}_i$ 为运动的角加速度； $\tau$ 为控制力矩； $E_k$ 为动能； $E_p$ 为势能； $D(\theta)$ 为结构本体的惯量矩阵； $H(\theta, \dot{\theta})$ 为离心力和哥式力； $G(\theta)$ 为重力矢量。

$$\begin{aligned} D_{11} &= m_1d_1^2 + m_2d_1^2 + m_2d_2^2 + 2m_2l_1d_2 \cos \theta_2, \\ D_{12} = D_{21} &= -m_2d_2^2 - m_2l_1d_2 \cos \theta_2, \\ D_{22} &= I_2 + m_2d_2^2。 \end{aligned} \quad (12)$$

$$\begin{aligned} H_{11} &= -2m_2l_1d_2 \sin \theta_2, \\ H_{12} = H_{21} &= m_2l_1d_2 \sin \theta_2, \\ H_{22} &= 0。 \end{aligned} \quad (13)$$

$$\begin{aligned} G_1 &= (m_1gd_1 + m_2gl_1)\sin \theta_1 + m_2gd_2 \sin(\theta_1 - \theta_2), \\ G_2 &= -m_2gd_2 \sin(\theta_1 - \theta_2)。 \end{aligned} \quad (14)$$

此外，步态的单腿支撑还包括支撑相，支撑相的建模过程及方法和摆动相的方法类似。

## 2 外骨骼控制系统

### 2.1 控制架构

如图 5 所示，外骨骼控制平台采用 STM32F407 作为系统的主控制器，通过 RS485 通信向 4 个电动缸的驱动器发送运动指令，4 个角度传感器安装于关节中心处，采集外骨骼每个关节变化的角度信息，并通过 SPI 通信的方式把各个关节的运动信息反馈至 STM32 主控制器，依据动力学模型，采用模糊 PID 算法，通过电动缸驱动外骨骼，使外骨骼能够实时准确地跟踪患者的步态曲线。

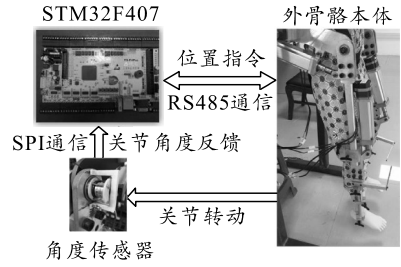


图 5 外骨骼硬件平台

### 2.2 模糊 PID 控制器设计

外骨骼机器人在运行过程中要保证使用者的动作顺滑性、安全性，所以人体步态目标轨迹的精确跟随尤为重要。由于只对矢状面建模，会造成模型的不完整，加之人机之间的摩擦力以及外部扰动，使得模型有一定的误差；此外，由于 PID 参数固定不变，无法根据不同的步态曲线和扰动做出动态的参数调整，会造成跟踪的不适应性。针对上述问题，引入模糊控制算法，对 PID 的参数进行动态调整，使得 PID 控制器能够适应外骨骼运动过程中的扰动变化，克服因模型不精确性造成的误差。

如图 6 所示，模糊 PID 控制器的输入为参考位移与实际电动缸位移的差值  $l_d$ ，以及位移误差的导数  $\dot{l}_d$ ，输出为 PID 的修正参数  $\Delta K_p$ 、 $\Delta K_i$  和  $\Delta K_d$ 。PID 参数自整定公式为：

$$K_p = K'_p + \Delta K_p； \quad (15)$$

$$K_i = K'_i + \Delta K_i； \quad (16)$$

$$K_d = K'_d + \Delta K_d。 \quad (17)$$

其中： $K'_p$ 、 $K'_i$ 和 $K'_d$ 是 PID 控制器的初始参数； $K_p$ 、 $K_i$ 和 $K_d$ 分别是对参考角度与实际角度的误差  $e$  做出比例、积分、微分处理，得到如下的控制率。

$$u = (K_p + \Delta K_p)e + (K_i + \Delta K_i)\int edt + (K_d + \Delta K_d)\frac{de}{dt}。 \quad (18)$$

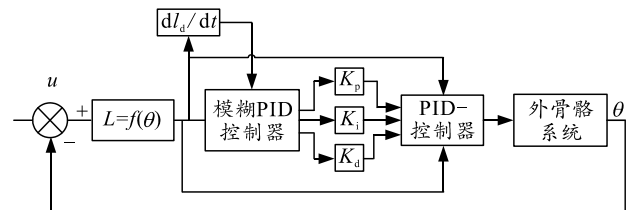


图 6 模糊 PID 控制

$e$  和  $\dot{e}$  是输入变量，输出变量是  $\Delta K_p$ 、 $\Delta K_i$  和  $\Delta K_d$  的模糊集为  $\{NL, NM, NS, ZO, PS, PM, PL\}$ ，输入和输出变量的论域为  $\{-3, -2, -1, 0, 1, 2, 3\}$ 。

模糊规则是实现模糊控制的基础，模糊规则的建立依据是比例、微分和积分参数调整的经验，通

过误差和误差微分来确定参数的输出值。 $P$ 、 $I$ 和 $D$  3个参数的模糊规则表通用,如表1所示。

表1  $\Delta K_p$ 、 $\Delta K_i$ 和 $\Delta K_d$ 模糊规则

$e/ec$	NB	NM	NS	ZO	PS	PM	PB
NB	PB/NB/PS	PB/NB/NS	PM/NM/NB	PM/NM/NB	PS/NS/NB	ZO/ZO/NM	ZO/ZO/PS
NM	PB/NB/PS	PB/NB/NS	PM/NM/NB	PS/NS/NB	PS/NS/NB	ZO/ZO/NM	ZO/ZO/PS
NS	PM/NB/ZO	PM/NM/NS	PM/NS/NS	PM/NS/NM	ZO/ZO/NS	NS/ZO/NS	NS/PS/ZO
ZO	PM/NM/ZO	PM/NM/NS	PM/NS/PM	ZO/ZO/NS	PS/PS/NS	NM/PM/NS	NM/PM/ZO
PS	PS/NM/ZO	PS/NS/ZO	ZO/ZO/ZO	NS/PS/ZO	NS/PS/ZO	NM/PM/ZO	NM/PB/ZO
PM	PS/ZO/PB	ZO/ZO/NS	NS/PS/PS	NM/PS/PS	NM/PM/PS	NM/PB/PS	NB/PB/PB
PB	ZO/ZO/PB	ZO/ZO/PM	NM/PS/PM	NM/PM/PM	NM/PM/PS	NB/PB/PS	NB/PB/PB

由于三角隶属函数调整误差的速度较快且计算简单,所以采用三角隶属函数的方法来实现计算。输入输出变量隶属函数如图7所示。

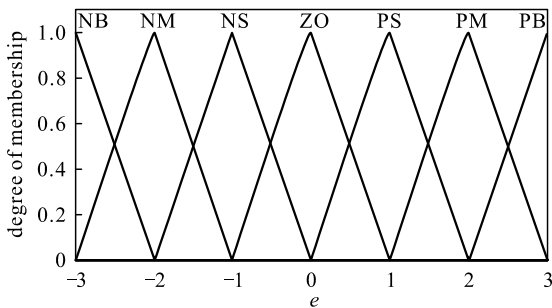


图7 输入输出变量隶属函数

笔者采用重心法进行去模糊化,  $H_i$ 是模糊变量

值,  $u_i$ 是与模糊变量值对应的隶属度,由此得出参数的精确值:

$$H = \frac{\sum_{i=1}^7 u_i H_i}{\sum_{i=1}^7 u_i} \quad (19)$$

经过以上的选择隶属函数、建立模糊规则、模糊推理、解模糊,得到不断优化的 $P$ 、 $I$ 和 $D$ 精确值。

### 3 单关节仿真与实验

如图8所示,仿真部分利用单关节动力学模型构建Simulink模型,结合模糊PID算法与传统PID算法对单位阶跃响应、方波信号、正弦信号进行对比仿真,最后对仿真结果进行评估。

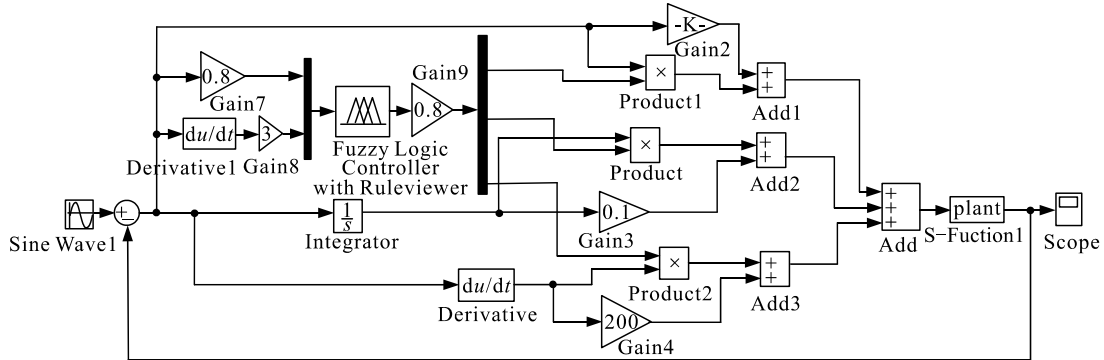


图8 Simulink控制模型

#### 3.1 单位阶跃响应

在Simulink中建立PID和模糊PID的控制模型,并引入单关节动力学系统模型,当单位阶跃作为输入信号时。其仿真结果如图9所示。

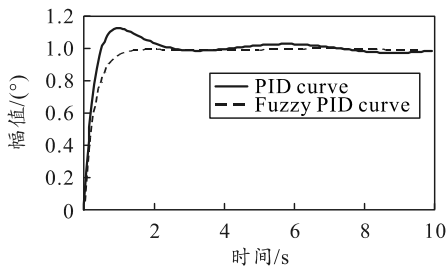


图9 单位阶跃实验效果对比

由图可知:PID控制下的阶跃响应的超调量为12%,而模糊自适应PID控制器响应曲线较为平稳,

系统的超调量得到明显减弱。传统PID方法3s后才趋于稳定,而模糊控制器所需时间约为1.2s,模糊PID控制器达到稳定的时间更短,所以从稳定性和达到稳定的时间来看,模糊PID都有较大的优势。

#### 3.2 方波信号控制

笔者对2种Simulink控制模型输入幅值为1的方波信号,仿真结果如图10所示。

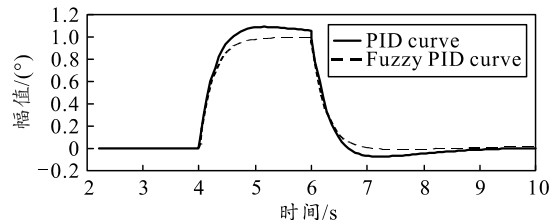


图10 正弦曲线跟踪

通过图中曲线对比可以看出：在 5~6 s 和 7~10 s 阶段，模糊 PID 曲线趋于平稳，PID 曲线出现了较大的超调。综合可以看出，模糊 PID 控制器在方波信号响应的稳定性上优于 PID 模型。

### 3.3 正弦信号跟随控制

将正弦信号输入到 2 个控制模型中，仿真结果如图 11 所示。

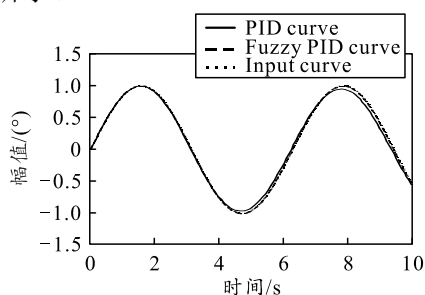


图 11 正弦曲线跟踪

由图可知：在模糊控制下的系统较为贴合地跟踪上标准的正弦参考曲线，而 PID 控制器在 4~9 s 波段的波峰和波谷附近对参考曲线有明显偏离，且波峰出的误差达到 5.4%。由此可知，模糊 PID 控制器对参数的动态调整能够实现较好的跟随效果。

### 3.4 髌关节步态信号跟随实验

正弦曲线跟踪实验平台如图 12 所示。

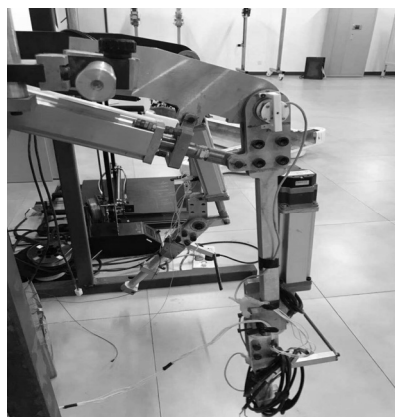


图 12 正弦曲线跟踪实验平台

步态信号跟踪控制实验用  $f(x) = -4.921 + (-9.796)\cos(x \times 1.432) + (-2.315)\sin(x \times 1.432)$  作为髌关节的期望步态轨迹。角度传感器采集数据，并将通过 SPI 总线实时传输角度数据。

如图 13 所示，由于电动缸运动过程的起始阶段存在一定的振动，导致 0~0.5 s 阶段的误差以及实验曲线的不平滑，在 1.5~3.5 s 的波段有较小的超调量，实验曲线最大误差为 3.5%，平均误差为 1.4%，总体上达到了对参考曲线的有效跟踪。

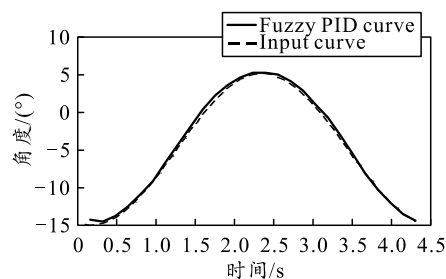


图 13 步态曲线跟踪实验

实验结果与正弦信号仿真信号对比可知：仿真曲线基本无偏差，实现了完全的轨迹跟踪；实验曲线出现了销量的超调和抖动，整体趋势跟踪与仿真结果一致，跟踪误差在误差范围内。

## 4 结束语

笔者搭建了控制系统的硬件实验平台，对控制信号的传递、反馈和通信方式进行描述，在传统的 PID 算法中引入模糊控制，通过设定隶属函数，引用模糊规则推理并去模糊化，使得 PID 控制器的参数得到在线整定。利用 Simulink 建立控制模型，对 2 种控制器输入不同的信号进行分析，得出模糊 PID 控制算法相比于传统 PID 算法具有跟踪轨迹误差小、稳定性高等优点。最后对髌关节做了步态信号的跟踪实验，实验控制曲线出现较小的超调量，但跟踪趋势与参考曲线一致，轨迹跟踪的最大误差为 3.5%，平均误差为 1.4%，证明了该算法对复杂模型和外部干扰具有较好的鲁棒性，达到了下肢外骨骼控制的要求。

## 参考文献：

- [1] Recent development of mechanisms and control strategies for robot-assisted lower limb rehabilitation[J]. *Mechatronics*, 2015, 31: 132-145.
- [2] ZHU A B, HE S L, LI Z Y, et al. Lower Limb Rehabilitation Robot Design with Dual Customized Design: Customized Gait and Customized Exoskeleton[C]. *International Conference on Ubiquitous Robots & Ambient Intelligence IEEE*, 2016.
- [3] DENG X, SHEN H, CHEN F, et al. Motion Information Acquisition from Human lower Limbs for Wearable Robot[C]. *International Conference on Information Acquisition IEEE*, 2007: 137-141.
- [4] CAO F C, DU L M. Impedance Control Based Sliding Mode for Lower Limb Rehabilitation Robot[J]. *Applied Mechanics and Materials*, 2014(672-674): 1770-1773.
- [5] 张立娟, 姜世公, 崔登祺. 人体下肢运动康复训练机器人的设计[J]. *兵工自动化*, 2015, 34(5): 50-53.
- [6] QINGCONG W, XINGSONG W, BAI C, et al. Development of an RBFN-based neural-fuzzy adaptive

control strategy for an upper limb rehabilitation exoskeleton[J]. *Mechatronics*, 2018, 53: 85-94.

[7] HE H, KIGUCHI K. A Study on EMG-Based Control of Exoskeleton Robots for Human Lower-limb Motion Assist[C]. *Information Technology Applications in Biomedicine*, 2007. ITAB 2007. 6th International Special Topic Conference on. IEEE, 2007: 292-295.

[8] ZHU J Y, WANG Y, ZHOU H. Human-machine coupling control of exoskeleton intelligent load carry robot[C]. *International Conference on Mechatronics & Automation*

IEEE, 2012: 268-271.

[9] GILBERT M, ZHANG X, GUI Y. Modeling and design on control system of lower limb rehabilitation exoskeleton robot[C]. *International Conference on Ubiquitous Robots & Ambient Intelligence*, 2016.

[10] 熊一帆, 曹维清, 周克栋. 六足机器人爬楼步态与仿真[J]. *兵工自动化*, 2019, 38(3): 74-79.

[11] 周海涛. 下肢外骨骼康复机器人结构设计及控制方法研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2015.

\*\*\*\*\*

(上接第 75 页)

从表 4 可以看出:

1) 导致电线断路失效的因素中, 振动、线束曲率和环境温度与压力影响最为明显, 影响较小的因素为线束方向和线束密度;

2) 电线规格和绝缘层类型 2 个因素可以很好地防止电线出现断路失效。

电线总的失效危险度

$$\lambda = \lambda_g + \lambda_o = e^{2.496} + e^{2.069} = 20.051. \quad (15)$$

实验组电线相对于对照组电线的失效危险度增加了 20.051 倍。

通过计算出的基础危险函数  $\Lambda_0(t)$ , 结合求得的  $e^{X^T\beta}$ , 就可推算出电线的大致失效时间。

### 5 结论

笔者通过分析导致军用飞机电线失效的可能因素, 定义了其危险等级, 建立了线路失效的比例危险模型, 基于 SPSS 统计软件计算出生存函数, 计算出各因素的相对危险度, 对部队飞机线路方面的设计和维护起到了一定的指导意义。

### 参考文献:

[1] DAVID M, YIN B C, MAHESH K P. *Survival Analysis: A Practical Approach*[M]. John Wiley & Sons, Ltd, 2006: 72.

[2] 周志才, 刘东风, 石新发. 运用比例危险模型的船用柴油机视情维修决策[J]. *海军工程大学学报*, 2014, 26(6): 69-72.

[3] 洪东跑, 马小兵, 赵宇. 基于比例风险模型的可靠性综合估计[J]. *系统工程与电子技术*, 2010, 32(10): 2132-2135.

[4] 黄婷婷, 姜同敏. 基于比例危险-比例优势模型的加速寿命试验设计[J]. *北京航空航天大学学报*, 2010, 36(5): 570-579.

[5] 杨林, 郭强, 池巧君. 民用飞机导线失效率计算方法研究[J]. *科技信息*, 2013(18): 512-513.

[6] LINZEY W G, TRASKOS M G, MAZZUCHI T A. *Development of the Electrical Wiring Interconnection System Risk Assessment Tool*[R]. Federal Aviation Administration, 2010.

[7] 李元章, 何春雄. *实用生存模型: 不完全数据分析*[M]. 广州: 华南理工大学出版社, 2015: 60.

[8] 张文彤, 钟云飞. *IBM SPSS 数据分析与挖掘实战案例精粹*[M]. 北京: 清华大学出版社, 2013: 77.

[9] 李建春, 周克栋, 曹维清, 等. 一种指纹图像置信阈值极值化处理算法[J]. *兵工自动化*, 2019, 38(2): 64-67.