

doi: 10.7690/bgzd.2022.06.003

下肢康复训练机器人本体设计与控制系统

牛军道¹, 高学山², 赵鹏³, 郝亮超¹

(1. 广西科技大学机械与汽车工程学院, 广西柳州 545006; 2. 北京理工大学机电学院, 北京 100081;

3. 广西科技大学电气电子与计算机科学学院, 广西柳州 545006)

摘要: 针对下肢运动功能障碍患者对康复训练设备的需求, 设计一种能够辅助患者自主康复的下肢训练机器人。基于人机工程学理论和现实因素设计康复机器人的3维结构模型; 根据人体的运动特点设计人体行走意图识别系统, 并对机器人的运动特性进行分析, 提出基于多传感系统的机器人运动控制方案; 搭建康复机器人实验样机, 并对机器人的控制效果进行测试。实验结果表明, 该机器人的结构设计与控制方案具备正确性和可行性。

关键词: 康复机器人; 结构设计; 多传感系统; 运动特性; 自主康复

中图分类号: TP24 **文献标志码:** A

Ontology Design and Control System of Lower Limbs Rehabilitation Training Robot

Niu Jundao¹, Gao Xueshan^{1,2}, Zhao Peng³, Hao Liangchao¹

(1. School of Mechanical and Automotive Engineering, Guangxi University of Science and Technology, Liuzhou 545006, China; 2. School of Mechatronical Engineering, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081, China; 3. School of Electrical, Electronics and Computer Science, Guangxi University of Science and Technology, Liuzhou 545006, China)

Abstract: In order to meet the needs of rehabilitation training equipment for patients with lower limb motor dysfunction, a lower limb training robot is designed to assist patients in autonomous rehabilitation. Based on the theory of ergonomics and realistic factors, a 3D structural model of the rehabilitation robot is designed, and a human walking intention recognition system is designed according to the motion characteristics of the human body, and a motion control scheme based on a multi-sensor system is proposed by analyzing the motion characteristics of the robot. The experimental prototype of the rehabilitation robot is built, and the control effect of the robot is tested. The experimental results show that the structural design and control scheme of the robot are correct and feasible.

Keywords: rehabilitative robot; structural design; multi-sensor system; motion characteristics; autonomous rehabilitation

0 引言

脑卒中是一种具有高致残率的血管疾病。据调查, 脑卒中致残患者每年新增 200 多万, 许多患者因得不到及时的治疗和康复训练, 造成严重的下肢运动性功能障碍问题, 给家庭和社会带来了巨大的经济压力和社会负担。现代康复医学研究证实: 对脑卒中患者进行下肢减重康复训练并结合相关康复技术, 患者可早日重塑正常步态^[1]。传统的人工康复技术是改善下肢功能性障碍的常规手段之一, 但这种方式依赖专业医师的手法和经验而且医师体力负担大、人工成本高。同时, 由于我国缺乏康复专业人员, 因此智能下肢运动康复辅助设备的研发和应用备受关注。

近年来, 国内外众多下肢康复辅助机器人出现在公众视野, 国外代表性的有德国研发的 LokoHELP

下肢康复机器人^[2], 瑞士研制的 Lokomat^[3-4], 德国柏林自动化研究所研制的 GaitTrainer。主要由体重支撑悬挂系统和步行模拟训练台组成, 对患者的步态恢复具有明显的康复效果, 但整个康复机器人体积庞大、价格高昂, 且多为固定式所以不能为患者提供真实步态环境。同时, 国内越来越多科研机构 and 院校在对康复机器人的研究上也取得了一系列的成果, 但也多为坐姿或者固定式下肢康复机器人, 且结构复杂, 未满足对患者康复减重的需求。

为了让脑卒中患者提前步入日常行走训练, 促使其自主行走能力、运动再学习能力和平衡能力得到及时的训练。笔者提出一种能够辅助患者进行自主移动的下肢康复训练机器人。根据人机工程学理论和实际的需求搭建机器人结构模型, 设计符合人体运动特点的多传感器数据采集系统, 并建立机器

收稿日期: 2022-03-23; 修回日期: 2022-04-28

基金项目: 国家重点研发计划项目(2020YFC2008503)

作者简介: 牛军道(1994—), 男, 河南人, 硕士, 从事机器人技术研究。E-mail: 18435841184@163.com。

人运动控制系统。

1 系统总体设计

脑卒中患者由于运动功能受损，难以依靠自身的下肢力量实现站立行走以及控制肢体的平衡性，体重支持能辅助患者提高肢体的平衡功能和下肢的运动能力，不仅可以降低医护人员的工作负担，而且可以提高患者的康复效果和效率^[5]。此外，根据成年人身体尺寸的相关统计^[6]，设计的康复机器人长宽高尺寸为：110 cm×100 cm×195 cm，机器人中间可通过最大宽度为 76 cm，适用于身高 155~185 cm 和体重 55~75 kg 的患者使用。

如图 1 所示，康复机器人主体结构由龙门架本体结构、减重系统、运动识别系统以及驱动系统 4 部分组成。其中：减重系统通过电机收紧滑轮绳索机构，抬升悬臂，达到人体减重的目的；运动识别系统采用多传感器感知人体的运动行为，生成机器人的控制指令；驱动系统保证机器人能够基于康复要求实现主动与被动移动的目标。由于康复机器人受众人群的特殊性，针对机器人的舒适性和安全性进行了设计。在舒适性中由于人体重心在运动过程中具有浮动的规律采用拉伸弹簧的机构设计；在安全性上设急停开关的同时，也通过拉力减重系统中的拉力反馈对患者进行摔倒保护。使用过程如图 2 所示。

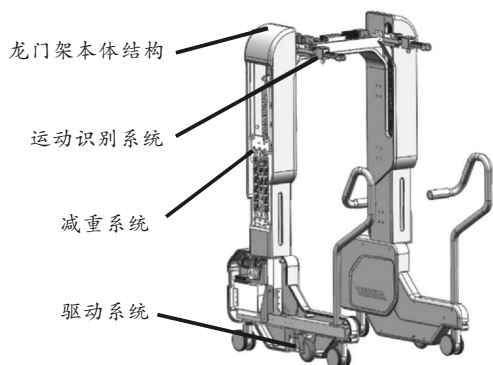


图 1 康复机器人整体结构

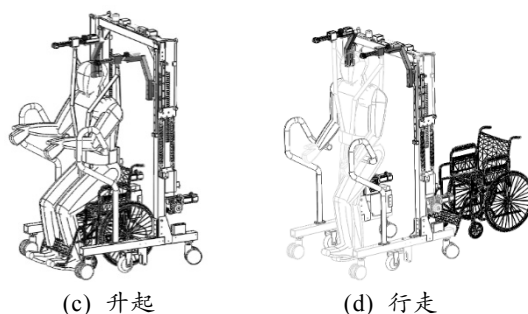
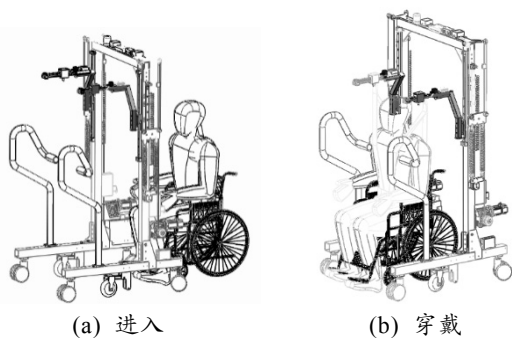


图 2 康复机器人使用设计

1.1 减重系统

为满足脑卒中患者不同患侧的康复需求^[7]，采用左右两侧减重结构独立且对称的设计。减重系统由伺服电机、蜗轮蜗杆减速器、绕线盘、定滑轮、动滑轮组、拉簧、拉力传感器、滑轨滑块、位移传感器和钢丝绳索组成。为保证该系统有足够的输出力矩，在伺服电机和绕线轮之间安装有蜗轮蜗杆减速机，减重系统结构设计如图 3 所示。

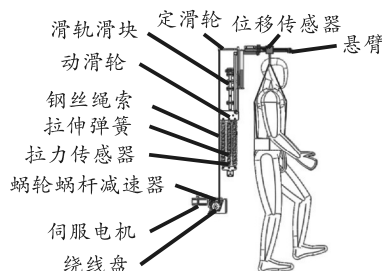


图 3 减重系统结构设计

整个减重使用过程分为 2 部分：1) 悬吊站立；2) 康复训练前减重。传统康复过程中，患者需要依靠医护人员搀扶才能站立，对医护人员产生较大的体力消耗，为减轻医护人员工作强度，在患者站立过程中通过康复机器人减重系统实现对患者的辅助站起^[8]。由于减重系统通过拉力传感器能够实现减重数值的精确调节，所以当患者患侧需要减重支撑时则可通过减重悬臂的独立控制给予单边减重，当患者站立并且能够保持自身平衡性后，根据患者的自身需求精确调节患者的减重值。

对减重系统进行力学分析，如图 4 所示。

对 A 部分受力分析容易得出：整条钢丝绳索的力大小相等为 F_1 ， m_1 为单只减重悬臂的质量， G 为患者重量，取最大值 75 kg；减重步行训练普遍采用的减重值为体重的 λ (10%~40%) 倍，为获取减重值最大工况下的电机参数，这里 λ 取 $\lambda_{\max}=40\%$ 。则有：

$$F_1 = m_1 g + \lambda_{\max} G / 2. \quad (1)$$

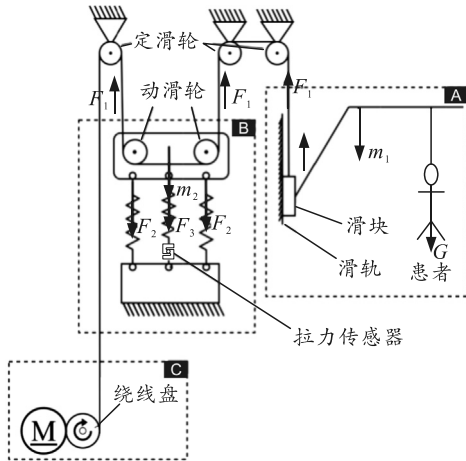


图 4 受力分析

对动滑轮 B 部分分析, m_2 为动滑轮整体结构质量, F 为 3 根弹簧总拉力值。则有:

$$2F_1 = m_2g + F; \tag{2}$$

$$F = 2F_2 + F_3. \tag{3}$$

R 为绕线轮的半径 (0.03 m), 蜗轮蜗杆传动比 δ 为 40:1, T 为电机输出扭矩, 扭矩安全系数 k 取 2。则有:

$$T = k(F_1 \cdot R / \delta). \tag{4}$$

根据人体上升速度, 设钢丝绳索速度为 0.15 m/s, 可得电机转速 n , P 为电机功率, 忽略滑轨滑块摩擦阻力。

$$T = 9\ 550P/n. \tag{5}$$

通过式(1)、(4)和(5)可得电机输出扭矩为 $T=0.3\ \text{N}\cdot\text{m}$, $P=60\ \text{W}$, 因此选取的电机参数如表 1 所示。

表 1 电机参数

型号	转速/ (r/min)	质量/ g	功率/ kW	额定转矩/ (N/m)	额定电流/ A
SDGA	3 000	900	0.1	0.32	7.8

1.2 人体行走意图识别

机器人的运动模式分为: 医师手动遥控模式和患者主动跟随模式。在康复机器人跟随模式中, 人体行走的运动行为主要分为前进、左转、右转和停止 4 种常规动作。为得到准确的人体运动数据信息并且正确地识别人体行为, 笔者设计了运动数据信息采集系统。实验者身穿与传感器相连的减重服, 基于相互关联的多个物理传感器实现对人体运动数据实时采集, 并对获取的运动数据进行预处理, 得到清晰的运动数据特征。在康复机器人主动运动模式下, 机器人能够基于多传感信息系统感知人体运动行为, 实现跟随人体运动的行为趋势。

减重悬臂上安装有 2 个位移传感器, 减重服的左右肩带与位移传感器连接, 如图 5 所示。

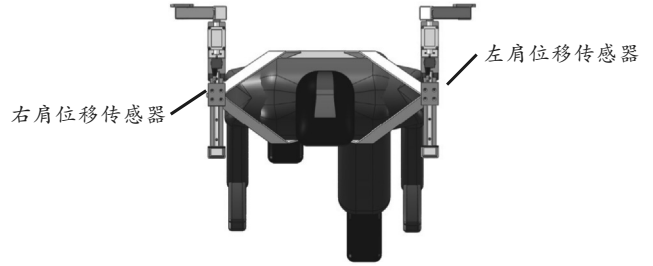


图 5 位移传感器结构布局

对各运动行为作如下定义: x_1 为右肩位移传感器移动的距离, x_2 为左肩位移传感器移动的距离, 计算 x_1 和 x_2 两者之间的数值关系来描述患者的身体姿态, 行为识别原理如图 6 所示。

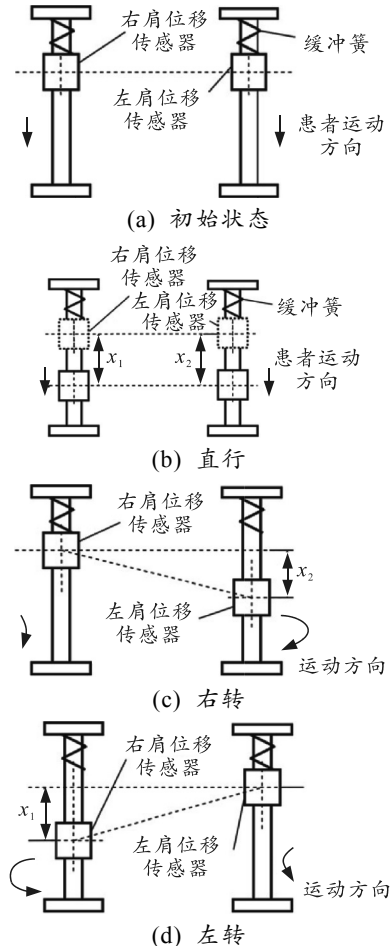


图 6 运动行为识别原理

选取位移 x_1 和 x_2 的差值来描述人体偏转程度, 左右侧同步 A、左侧偏转 D、右侧偏转 E; 选取位移初始值和 x_1 、 x_2 的差值来描述人体向前运动程度, 右侧大幅度运动 B、左侧大幅度运动 C、右侧小幅度运动 F、左侧小幅度运动 G。各运动行为产生的数据特征量定义如下:

$$\left. \begin{aligned} &A: -2 \leq x_1 - x_2 \leq 2 \\ &B: x_1 > 2 \\ &C: x_2 > 2 \\ &D: x_1 - x_2 > 2 \\ &E: x_1 - x_2 < -2 \\ &F: 0 \leq x_1 \leq 2 \\ &G: 0 \leq x_2 \leq 2 \end{aligned} \right\} \quad (6)$$

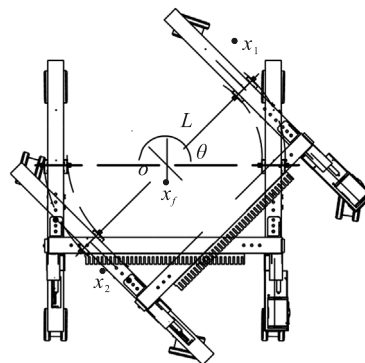


图 7 机器人左转运动学分析

式中 A—G 分别为相应特征量的阈值，依据人体运动数据和对使用者日常运动信息统计来设定^[9]。

运动特征集合 {A, B, C, D, E, F, G} 对不同的人体行为意图具有准确的识别能力，并极少被个体因素影响，对于人体运动特征的识别非常适用。前进行为主要与数据特征 ABC 相关，左转行为主要与数据特征 BDG 相关，右转行为主要与数据特征 CEF 相关，停止行为主要与数据特征 AFG 相关。

2 控制系统

机器人转弯半径的大小限制其工作场所^[10]，因此以减小其转弯半径提高通过性为出发点，采取“2 个驱动轮+4 个从动轮”的设计方式。此设计方案可实现原地零半径转向，如图 7 所示。

在康复训练过程中，患者站立于两驱动轮轴线的中心位置^[11]，位移传感器的电压值随着前进的趋势越大而增大，电压变化越大，则底部 2 驱动轮的转速越快。设机器人左侧轮的角速度为 ω_L ，右侧的角速度为 ω_R ，可得机器人的运动速度如下：

$$\left. \begin{aligned} v_0 &= (\omega_L + \omega_R)r/2 \\ \omega_0 &= (\omega_L - \omega_R)r/L \end{aligned} \right\} \quad (7)$$

为实现患者的行为跟随运动，控制系统的研究显得尤为重要^[12]。机器人总体硬件控制系统由核心控制板、传感器系统、电源系统和移动平台组成。机器人系统硬件框架如图 8 所示。

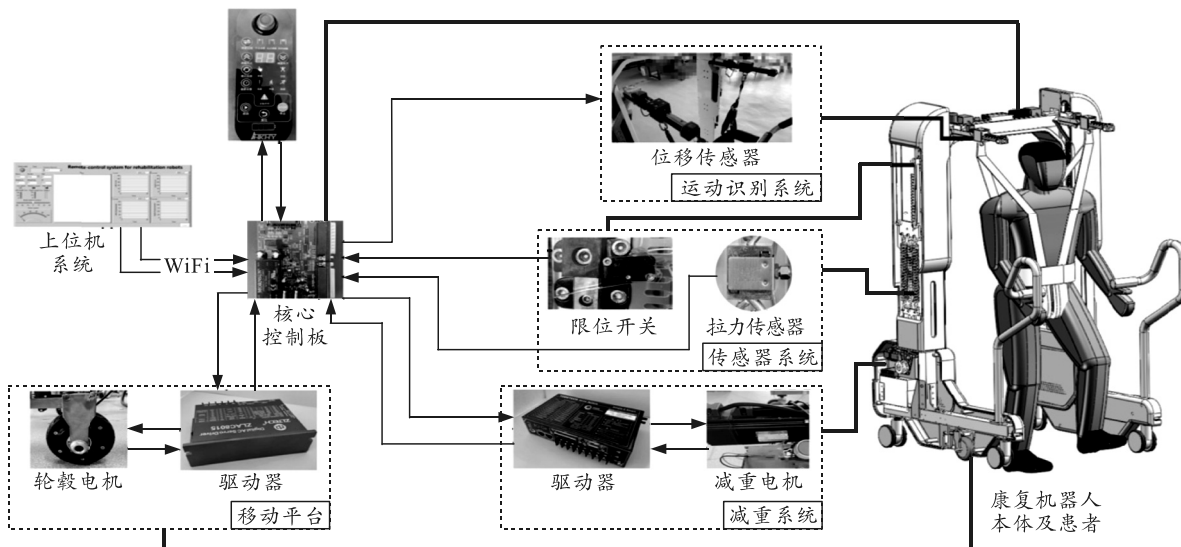


图 8 下肢康复机器人控制系统

体重辅助支撑平衡系统中，手柄与核心控制板中的 ARM 利用 RS422 通信建立数据的双向通信。减重过程中由医师通过操作手柄面板上的按键向减重系统下发指令，拉力传感器的实时数值通过 RS485 串口通信发送到 ARM 进行处理，经过串口通信在手柄数码屏幕显示。医师可结合患者的舒适度要求对当前减重参数进行微调，核心控制板 ARM 接收操作手柄下发指令，并通过 CAN 总线向减重

系统的驱动器送指令，减重电机接收指令对患者实现减重数值微调使患者达到身体平衡舒适状态。

人机交互驱动系统的手动模式中，机器人的运动由医师操作手柄上方摇杆控制，移动平台系统的轮毂电机驱动器通过 CAN 总线接收控制指令，进行康复训练。在主动跟随模式下，机器人通过 2 个位移传感器检测患者姿态变化，并将运动信息通过变送器 RS485 发送到主控制器 ARM，主控制器通过

CAN 总线向轮毂电机驱动器发送运动指令, 控制机器人跟随患者执行对应的运动。其次, 在医师与上位机的人机交互模式中, 通过 RS485 通信实现位移量的采集, 上位机通过 WiFi 与核心控制板进行通信和数据交换接。

3 下肢康复训练机器人实验

下肢康复训练机器人的实际样机如图 9 所示。



图 9 下肢康复训练机器人样机

减重过程拉力曲线如图 10 所示, 过程如图 11 所示。A-B 阶段, 减重悬臂先升到一定高度, 将康复患者推至减重悬臂下方, 手动拉动悬臂下端绳索使得与患者绑带上卡扣对接。此时左右悬臂会有一个预紧力 19~20 kg。B-C 阶段为匀速拉动患者从座椅站立过程, 拉力逐渐增大。C-D 阶段, 减重电机停止, 患者利用扶手和绑带借力逐渐站起。D-E 阶段, 康复患者站稳和调整阶段。

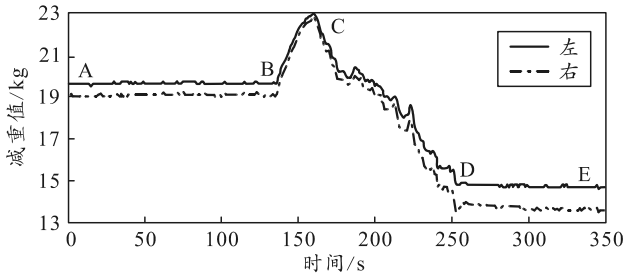


图 10 减重过程拉力曲线

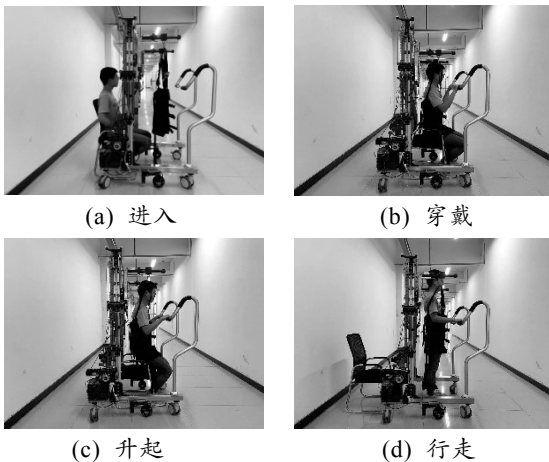


图 11 减重过程

手动模式下拉力曲线如图 12 所示, 康复如图 13 所示。在整个康复过程, 拉力传感器记录实时减重数值。E-F 阶段, 对康复者进行一定值的减重。F-G 阶段, 对康复者进行姿态调整。G-H 阶段, 康复行走时由于重心致使左右两肩有高低起伏的变化^[13], 拉力值呈现周期交错式变化。若拉力值浮动范围 ≥ 3 kg, 则定义为摔倒, 此时移动平台锁死并将驱动减重电机将康复者拉起, 达到保护目的。

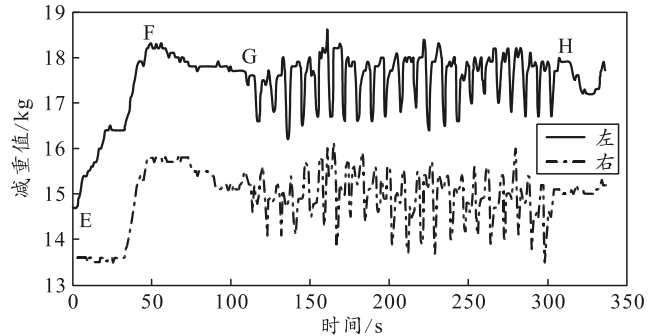


图 12 手动模式下拉力曲线



图 13 手动模式康复测试

4 结论

笔者针对目前下肢康复设备的现状进行分析, 并对康复者的现实因素和康复需求进行了总结, 设计了一种结合适应性减重系统和智能辅助跟随的下肢康复训练机器人。利用伺服电机、绳索、滑轮组合和悬臂对减重系统展开设计并对其受力进行分析。针对人体左右转向时腕部的扭转引起前后摆肩的特点, 将位移传感器布局在减重悬臂上并对其相应特征量的阈值进行设定, 以达到智能辅助跟随的效果。通过对搭建的样机进行试验, 证实了该机器人具有可靠性高、安全性能好、容易操作等特点, 对智能康复的研发具有参考价值和现实意义。

参考文献:

[1] 曹红十. 基于减重步行训练集束化方案对脊髓损伤患者运动功能康复影响的研究[D]. 长春: 吉林大学, 2019.

- [2] SUSANNA F, JAN M, TANYA H S, et al. Gait training with the newly developed 'LokoHelp'-system is feasible for non-ambulatory patients after stroke, spinal cord and brain injury. A feasibility study[J]. *Brain injury*, 2008, 22(7-8): 625-632.
- [3] KREBS H I, FERRARO M, BUERGER S P, et al. Rehabilitation robotics: pilot trial of a spatial extension for MIT-Manus[J]. *Journal of Neuroengineering & Rehabilitation*, 2004, 1(1): 1-15.
- [4] COLOMBO G, JOERG M, SCHREIER R, et al. Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis[J]. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 2000, 37(6): 693.
- [5] 解二康, 李策, 陆蓉蓉, 等. 骨盆减重康复机器人训练对脑卒中后偏瘫患者下肢功能的影响[J]. *中国康复*, 2020(8): 404-408.
- [6] MIAO M, GAO X, ZHU W. A construction method of lower limb rehabilitation robot with remote control system[J]. *Applied Sciences*, 2021, 11(2): 867.
- [7] 杨润泽. 多位姿下肢康复机器人平台的研制[D]. 北京: 清华大学, 2012.
- [8] 韩朝慧. 天轨悬吊减重步行训练系统的研究[D]. 北京: 北京工业大学, 2018.
- [9] 李文锋, 王隆进, 姚道金, 等. 基于运动特征分析的人体异常行为模糊识别[J]. *华中科技大学学报(自然科学版)*, 2014, 42(7): 87-91.
- [10] 李伟, 段益东, 李进学, 等. 机器人原地转向机构运动学仿真分析[J]. *装备制造技术*, 2020(3): 187-190.
- [11] 乔宇, 张立娟, 吕韞琦, 等. 人体下肢康复训练机器人及其造型设计[J]. *北京理工大学学报*, 2017, 37(7): 698-703.
- [12] HIDLER J, BRENNAN D, BLACK I, et al. ZeroG: overground gait and balance training system[J]. *Journal of rehabilitation research and development*, 2011, 48(4): 287-298.
- [13] 史小华, 王洪波, 孙利, 等. 外骨骼型下肢康复机器人结构与动力学分析[J]. *机械工程学报*, 2014, 50(3): 41-48.

(上接第 6 页)

5 结束语

笔者针对卫星总装阶段产品 3 维模型设计工艺性审查中遇到的问题, 在分析卫星产品 3 维模型设计特点、工艺性审查需求及业务流程的基础上, 提出基于规则的卫星产品 3 维模型工艺性审查技术, 明确系统实现原理, 完成审查规则与属性信息关系建模, 实现设计工艺性审查自动审查, 优化卫星产品 3 维模型的设计工艺性审查流程和设计工艺数据会签环节, 提升工艺审查能力和效率。

参考文献:

- [1] 王小艳, 张永辉, 侯橙楠. 基于虚拟现实的飞机数字样机审查与仿真方法[C]//2015 航空试验测试技术学术交流会议论文集. 北京: 中国航空学会, 2015: 45-48.
- [2] 王小艳, 屈卫刚, 李欢. 基于上下文区域的飞机数字样机审查方法[J]. *航空制造技术*, 2014(22): 130-132, 137.
- [3] 伍权. 基于 MDB 的零件工艺信息模型的建模及工艺性评价[D]. 太原: 中北大学, 2015.
- [4] 马蓉, 侯国清. 产品设计与产品结构工艺性审查同步开展的方法[J]. *装备制造技术*, 2015(12): 172-174.
- [5] 张凌云, 王东波, 杜芳静. 基于 CATIA 的橡皮囊工艺审查系统的二次开发[J]. *成组技术与生产现代化*, 2016, 33(1): 27-30.
- [6] 梁文馨. 飞机零件制造工艺性自动审查系统研究与开发[D]. 沈阳: 沈阳航空航天大学, 2016.
- [7] 邹光勇, 张整新. 基于成熟度的并行工艺性审查模式研究[C]//2017 年中国航空科学技术大会论文集. 北京: 中国航空学会, 2017: 6.
- [8] 吴剑锋, 万峰, 袁佳晶, 等. 卫星设计数据工艺性审查系统研究[J]. *智能制造*, 2018(2): 53-55.
- [9] 韩志仁, 刘明星, 何斌. 面向工程数据集导管工艺性批量审查技术研究[J]. *航空制造技术*, 2016(3): 90-92, 96.
- [10] 闫帅, 王宗彦. MBD 设计模型的工艺性审查研究[J]. *现代制造工程*, 2016(2): 99-102.
- [11] 李秀玲, 张树生. 基于工艺知识图谱的异构 CAM 模型结构化建模方法[J]. *计算机辅助设计与图形学学报*, 2018, 30(7): 1342-1355.