

【专题：康复辅具设计研究】

助行康复机器人人机交互设计研究综述

许彧青

(哈尔滨工程大学, 哈尔滨 150001)

摘要: **目的** 对助行康复机器人人机交互设计研究进行归纳整理、综合分析、评述与展望, 以期为相关研究提供参考及借鉴。**方法** 以人机交互设计方法为基础, 通过文献研究法和定性研究法等对助行康复机器人的分类、人机交互控制策略与人机交互界面设计进行综述。**结论** 指明了按功能、人机运动关联、步态训练区域和结构等助行康复机器人的分类方式与研究现状; 归纳总结了三种助行康复机器人的人机交互控制策略的研究进展和研究成果, 包括基于人体测量信号的控制策略、基于交互力测量的控制策略和基于机器人测量信号的控制策略; 对比研究了助行康复机器人的人机交互硬件界面设计和人机交互软件界面设计, 并预测了人机交互界面设计的发展趋势。

关键词: 助行康复机器人; 人机交互; 控制策略; 交互界面设计

中图分类号: TB472 文献标识码: A 文章编号: 1001-3563(2020)08-0001-07

DOI: 10.19554/j.cnki.1001-3563.2020.08.001

Human-Robot Interaction Design of Walking Assistance Rehabilitation Robot

XU Yu-qing

(Harbin Engineering University, Harbin 150001, China)

ABSTRACT: The work aims to summarize, analyze, review and prospect the research on human-robot interaction design of walking assistance rehabilitation robot, in order to provide reference for related research. Based on the human-robot interaction design method, the classification, the human-robot interaction control strategy and the human-robot interaction interface design of walking assistance rehabilitation robot were reviewed by literature research method and qualitative analysis method. The classification methods and research status of walking assistance rehabilitation robot are pointed out according to function, human-robot motion correlation, gait training area and structure. The research progress and achievements of three kinds of human-robot interaction control strategies for walking assistance rehabilitation robot are summarized, including the control strategy based on anthropometric signal, the control strategy based on interaction force measurement and the control strategy based on robot measurement signal. The hardware interface design and software interface design of human-robot interaction of walking assistance rehabilitation robot are compared, and the development trend of human-robot interaction interface design is predicted.

KEY WORDS: walking assistance rehabilitation robot; human-robot interaction; control strategy; interactive interface design

助行康复机器人的作用是辅助脑卒中、脊髓损伤和运动技能衰退的人群步行与康复治疗。1984年, Holden^[1-2]将人的步行能力分为 0~5 级进行评价, 级别越高, 步行能力越强。0~5 级分别为无功能、需大量持续性的帮助、需少量帮助、需监护或言语指导、平地上独立和完全独立。研究者依据步行能力等级,

设计助行康复机器人, 可以满足不同步行等级的人的康复训练及行走的需求。助行康复机器人是人机一体化的交互系统, 它融合了康复医学、生物力学、机器人技术、传感技术和控制技术等内容, 通过助行康复训练人机系统的运动规划和控制策略实现其功能。该交互系统合理的功能分配, 不仅能为人体骨盆及下肢

收稿日期: 2020-01-12

作者简介: 许彧青(1969—), 女, 辽宁人, 博士, 哈尔滨工程大学教授, 主要研究方向为工业设计和人机交互设计。

提供精准的力支撑和运动控制,而且可以刺激人体下肢肌肉和关节并得到运动反馈。该系统还对人体步态信息进行检测及分析,并为康复医生提供详实准确的数据及图片。

1 助行康复机器人的分类与交互

1.1 按功能分类

助行康复机器人按功能可分为辅助型和治疗型两种。辅助型用来帮助行走困难的老年人和残疾人,提高其步行能力等级。治疗型是针对使用者不同的步行能力级别,分别采用主动模式和被动模式两种人机交互方式进行康复训练,以帮助使用者恢复机体的功能。对步行能力低于三级的使用者,通常采用被动训练模式;对步行能力高于三级的使用者,通常采用提供辅助行走助力的主动模式。

1.2 按人机运动关联分类

按人机运动关联,可将康复机器人分为操作机器人和可穿戴机器人两大类^[3-4]。操作机器人是将人体与机器人之间的交互界面位于人体的指定部位,交互界面较小。用于下肢康复的末端执行器见图1,和人体末端执行器在操作空间中的运动轨迹是耦合的,但在关节空间中,机器人关节和人类关节的轨迹可以不同,因此运动学方案可以依据使用情境的具体需求来选择。可穿戴机器人是将人体的大部分(通常是整个患肢)与机器人保持持续的物理接触,由于其人机交互界面较大,所以可穿戴机器人通常选择仿生外骨骼运动结构,见图2。不仅机器人末端执行器和人体末端执行器在操作空间中的轨迹相同,而且机器人关节的轨迹与人体关节在关节空间中的轨迹近似。可穿戴机器人需要先进的生物电子设计方法,以便模拟人类关节的运动,同时在重量、尺寸等方面尽量减少对使用者的侵犯。目前已有学者开展非仿生可穿戴机器人的研究及人机交互测试^[5-6]。

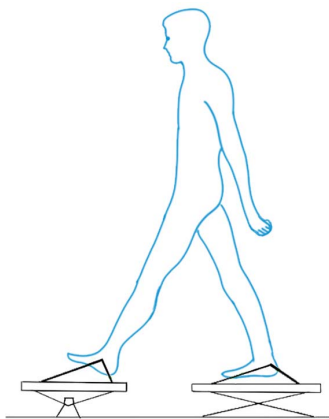


图1 用于下肢康复的末端执行器
Fig.1 End-effector for lower limb rehabilitation

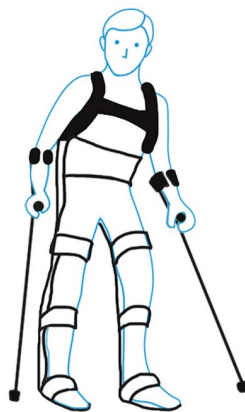


图2 用于下肢康复的外骨骼
Fig.2 Exoskeleton for lower limb rehabilitation

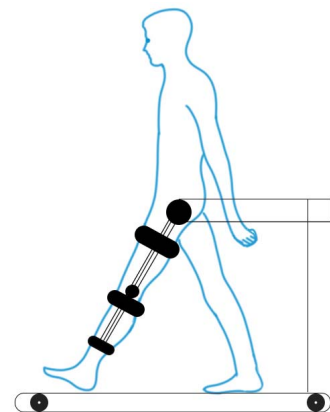


图3 BWS外骨骼
Fig.3 BWS exoskeleton

1.3 按步态训练区域分类

按步态训练区域,可将助行康复机器人分为静态机器人和地面机器人^[7]。静态机器人允许患者在固定和受限的区域进行步态训练,静态机器人多使用体重支撑系统(Body Weight Support, BWS)。以走步机为基础的静态机器人,在步态训练期间BWS与动力外骨骼结合使用,辅助进行下肢训练,见图3;结合BWS的BWS末端执行器(BWS踏板训练器),仅驱动和控制患者的脚部进行步态训练^[8]。人与静态机器人交互的部位包括腰部、腿部和足部等身体多个部位。地面机器人允许使用者在地面上行走,其外骨骼也可分为辅助外骨骼和康复外骨骼。辅助外骨骼辅助老年人等体弱人群行走,而康复外骨骼可用于解决神经损伤患者步态功能恢复的问题。外骨骼机器人至少有两个关节(髋关节和膝关节)被驱动,通常一个关节(踝关节)由机械关节控制。外骨骼机器人通常设计成双下肢使用的结构,但需要上肢辅助来保持平衡。

1.4 按结构分类

按结构,可将助行康复机器人分为悬挂减重式、座椅式和穿戴行走式。体重支撑是最常见的悬挂减重方式,解决了患者上肢及双手不能支撑身体且下肢运动障碍较大的问题,保证了训练任务的完成。悬挂减重式康复机器人见图4。座椅式康复机器人已从发展初期简单的机械结构设计的脚踏式,发展到如今多功能的机械设计与人工智能设计相结合的自动化程度较高的康复设备,并充分考虑了使用者从轻微下肢损伤到复杂康复训练及助行功能的需求,可以辅助使用者完成起立运动并实现缓慢的地面步行训练。其优良的人机交互界面设计,不仅满足了使用者的康复需求,而且满足了使用者的心理需求。座椅式下肢康复机器人见图5。穿戴行走式康复机器人适用于患者下肢受损较轻,或者患者经过康复治疗下下肢机能得到显著改善的情况,通常通过可穿戴的外骨骼实现。机器人可依据下肢传感器数据,并通过控制系统输出指

令辅助人体的下肢活动。几种典型的可穿戴外骨骼产品，见图 6。

2 助行康复机器人人机交互控制策略

在助行康复机器人提供帮助的过程中，机器人要能感知使用者的状态并采取相应的策略，因此，助行康复系统控制策略的制定显得尤为重要。伊蕾^[9]将截至 2010 年的行之有效的控制策略归纳为：(1) 根据

足底力、关节运动和力矩信息，通过动力学模型推算所需驱动力矩，直接对驱动器进行控制的基于动力学模型的轨迹控制，该策略简单易行，但要有安全策略，防止使用者受伤；(2) 通过调整机器人末端位置和力的关系进行控制的阻抗控制，该策略虽然牺牲了一定的轨迹精度，但是可以防止使用者肌肉受伤；(3) 根据使用者的生物信息进行计算并完成驱动力控制的基于人体生物信号的控制策略，但该策略有时会因为人体运动和出汗等原因，影响传感器测量，造成机器人计算失误。近几年的研究发现，通过人机交互准确预测人的运动意图对于运动辅助和康复都是至关重要的^[10]。因此，根据人机交互模式将控制策略分为三类：基于人体测量信号的控制策略、基于交互力测量的控制策略、基于机器人测量信号的控制策略。

2.1 基于人体测量信号的控制策略

该人机交互控制策略是基于从人体测得的直接

反映人体运动意图的脑电图 (EEG) 和肌电图 (EMG) 信号来设计的。脑机接口通常分为侵入性和非侵入性 (无创) 两种，无创脑机接口在康复机器人的实际控制中应用更为广泛。近十年来，利用脑电图控制外骨骼的研究已经取得了很大的进展。例如，一种基于脑电图的脑机接口进行控制的商业机器人步态矫形器^[11]，它可以帮助由脊髓损伤导致的截瘫患者重新得到大脑指令，进行行走并完成有目标的行走任务。它还可以记录被试行走时的脑电图数据，然后离线分析这些数据，结合主成分分析进行信息鉴别并生成脑电图预测模型。在控制策略方面，采用非线性自回归模型计算后验概率。

通过肌电图信号可以分析人类肢体状况并监测康复过程的进展。研究表明，使用肌电图信号预测人体运动意图具有显著优势，即使是来自老年人和病人的相对较弱的肌电图信号，也可以用来有效地预测其运动意图。肌电图信号的应用研究也在不断深入，例如，德国柏林工业大学的研究人员提出了一种结合肌电图信号和人体肌肉骨骼模型计算人体步行意愿的方法^[12]。在选定的负责膝关节弯曲和伸展的肌肉处测量肌电图信号，姿态传感器可以获取外骨骼佩戴者的姿态。在控制策略方面，对肌电图数据进行处理，通过函数和动力学模型预测力和角加速度，并为外骨骼提供参考。

基于脑电图和肌电图的控制策略都有一定的局限性，例如，人脑不同皮质区产生的不同脑电信号的



图 4 悬挂减重式康复机器人
Fig.4 BWS rehabilitation robot



图 5 座椅式下肢康复机器人
Fig.5 Seat type lower limb rehabilitation robot



图 6 可穿戴外骨骼
Fig.6 Wearable exoskeleton

重叠会影响对人体活动的有效预测；再如，肌电信号很容易受到邻近肌电信号和噪声的影响，而不能准确测量。因此需要研究肌电信号和脑电信号的校准，以保证该控制策略的有效实施。

2.2 基于交互力测量的控制策略

在该策略下，人机界面是根据用户和外骨骼之间的相互作用力来设计的。力的测量既可以是使用者和外骨骼之间接触点的交互力的测量，又可以通过机器人连杆上的弹性传动元件或结构的变形来测量。该控制策略无需建立复杂的外骨骼或人体模型，包括分布式方法和力感设计法等多种方法。例如，一种测量人与机器人之间相互作用力的分布式方法^[13]，是通过健康受试者佩戴的 LOPES 下肢外骨骼进行测试的。该方法通过比较加载单元和人机界面所产生的力矩，表明人机界面能够准确地反映人体肢体与外骨骼之间的作用力。此外，该方法还可以提高用户的舒适性和安全性，并实时检测分布式压力。又如，一种通过力传感器提取物理交互信息的力感设计方法^[14]，可对人机交互进行在线评估，并可评估动态步行控制期间的肌肉性能。另外，基于交互力界面的阻抗控制在外骨骼和动力矫形器的控制中也得到了广泛的应用，尤其在康复方面。

2.3 基于机器人测量信号的控制策略

该人机交互控制策略不需要设计额外的界面来预测穿戴者的运动意图，并且能够根据外骨骼（或活动矫形器）获得的信息估计或跟踪穿戴者的运动意图^[15]。为了获得必要信息，在髋关节、膝关节和踝关节安装了力和扭矩传感器，以测量液压执行机构和佩戴者施加的力与扭矩。其控制系统需要对佩戴者施加的力和扭矩作出高灵敏度的响应。与传统的控制方法不同，这种控制算法的灵敏度相对较低，需要放大力和力矩的灵敏度，为此需要计算外骨骼的动态，这通常需要外骨骼和佩戴者负载的真实模型。由于灵敏度放大方法和重力补偿（外骨骼本身能够保证平衡），佩戴者需要使用相对较小的力来移动外骨骼腿。该控制策略通常需要一个精确的外骨骼模型。

3 助行康复机器人人机界面交互方式

近二十年是交互界面发展的提高期及繁荣期^[16]，也是助行康复机器人研究发展的繁荣期。助行康复机器人人机界面包括硬件界面（也称物理界面）和软件界面。软件界面除了对康复机器人进行控制外，更容易与人的情感产生交互。

3.1 人机硬件界面的分类与交互

依据前文对助行康复机器人的分类，借鉴其他研究者的划分方式^[17]，可将近二十年的助行康复机器人

人机交互硬件界面划分为悬挂减重式立姿人机界面、座椅式坐姿人机界面、穿戴行走式外骨骼人机界面、脚踏式坐立姿人机界面等。

瑞士高校与 HOCOMA 公司合作研制的在悬吊减重系统和跑步机配合下，进行步态训练的自由度外骨骼康复训练机器人 Lokomat^[18]；以及上海大学研制的配合悬吊系统和跑步机的外骨骼式助力矫形器^[19]等，是最具代表性的悬挂减重式立姿人机界面设计的机器人。

瑞士 SWORTEC 公司开发的 Motion Maker 座椅式机器人，结合机械、控制和计算机技术，自动化程度较高；德国 RECK 公司生产的 MOTomed-viva2 运动康复训练器，可进行上下肢康复训练，提高患者耐力和步行稳定性。它们是座椅式坐姿人机界面的典型产品。

日本本田公司研究的用于帮助行走不便人士恢复行走机能的助行器，人的腰部、髋关节和腿部都与助行器进行交互并构成交互界面^[20]；日本东北大学研制的帮助体弱老年人提升肌力，进而较长距离行走的助行机器人 Walking Helper^[21]；美国加州大学研制的“负重和能量自主外骨骼”的下肢外骨骼机器人 BLEEX，可帮助体弱者负重及自然行走^[22]；韩国西江大学研制的穿戴式助力装置 EXPOS，其手部、腰部和下肢均与机器人交互，用于帮助老年人及偏瘫患者行走^[23]；加拿大渥太华大学研制的矫形器 KAFOs，通过矫形膝、脚踝、足部，帮助膝伸缩肌弱的人改善步态^[24]；美国特拉华大学的研究人员在被动外骨骼的基础上，研制出主动外骨骼 ALEX，可用于帮助偏瘫及截瘫患者进行康复训练^[25]；法国 CNRS、UM2 和 LIRMM 共同研制了助行机器人 MoonWalker^[26]；中科院合肥智能机械所研制了具有四个驱动单元的可穿戴助行机器人^[27-28]；浙江大学研制的穿戴式下肢外骨骼^[29]等，是具有代表性的穿戴行走式外骨骼人机界面设计的机器人。

清华大学在动力假肢研究的基础上，1987 年开始研究电驱动外骨骼助行机器人，通过手动解锁可以使患者实现坐、立姿的切换^[30-31]；哈尔滨工程大学研制的被动式步态康复系统、步态训练机器人和助行康复机器人等^[32-33]，是脚踏式坐立姿人机界面的典型研究。

3.2 人机软件界面交互方式

3.2.1 以触控作为主要操作的交互方式

以触控作为主要操作是指软件界面的操作，是通过操作软件界面屏幕上部、下部的按键来完成的。例如，MOTomed-viva2^[34]界面上红色圆钮是开关键，其余操作是通过标有 1~6 序号的灰色功能键来完成的。界面是彩色显示，可以清晰显示训练器当前的工作状态，记录相关的训练数据，供医生分析与参考，还可随时通过功能键完成界面操作以调整训练方案。界面清晰易读，通过绿色显示逻辑操作步骤，见图 7。



图 7 MOTomed viva2 软件界面
Fig.7 MOTomed viva2 software interface



图 8 Lokomat 外骨骼下肢康复机器人及其软件界面
Fig.8 Lokomat exoskeleton lower limb rehabilitation robot and software interface



图 9 Walkbot_S 下肢康复机器人及其软件界面
Fig.9 Walkbot_S lower limb rehabilitation robot and software interface

3.2.2 患者界面与医疗康复师界面的双界面交互方式

双界面设计可以满足患者和康复师的不同需求，并给双方带来方便舒适的使用体验。例如瑞士 HOCOMA 公司的 Lokomat 外骨骼下肢康复机器人^[35]，其面向患者的交互界面能带给使用者沉浸式的感受，通过图形化的方式，清晰简洁地显示当前的康复训练信息，并能够显示 3D 的游戏场景；其面向医疗康复师的交互界面位于患者的右后方，是设定模式和读取数据的操作控制界面，康复师既可以通过界面制定个性的训练计划，读取数据进行分析，也可以随时调整训练内容，见图 8。

3.2.3 智能化互动界面设计

智能化互动界面设计是通过智能化互动训练模式来呈现的。例如，韩国的 Walkbot 步态训练与评估系统^[36]采用可视化的屏幕界面，并且通过与摄像头相连，让患者时时观看自己的训练步态，其步态也会出现在界面模拟的使用场景中，不仅利于矫正步态，也利于增强患者的康复信心。录像还可以记录患者的训练过程，以便深入剖析训练情况，为康复医学研究提

供有价值的信息。其康复游戏训练界面，视觉感受良好，游戏氛围较轻松，用户体验极佳。Walkbot_S 下肢康复机器人及其软件界面见图 9。

4 交互界面设计发展趋势

4.1 交互硬件界面的设计趋势

交互硬件界面设计的发展更依赖于交互控制策略和交互硬件界面的匹配度等因素。在基于人体测量信号、交互力测量、机器人测量信号的交互策略的基础上，交互控制策略将不断发展和完善。例如，皮肤电信号和脑电信号等交互控制策略的完善；语言和手势等交互方式的发展；更高效的数据传输方式在交互中的应用等。交互硬件界面的匹配度有赖于助行康复机器人的机构驱动系统的合理设计和自由度的合理分配，只有合理设计才能更好地与人体匹配，并有效避免人机干涉，能安全舒适地进行康复及助行训练。机构驱动系统的位置和结构设计，要最大限度地与人体的运动特性贴合，保证康复训练及助行时人体运动的完成。自由度过低或过高都会导致穿戴不舒适，自

由度过高会造成肢体位置不可控,轻则肌肉拉伤,重则造成更严重的安全隐患;自由度过低会造成肢体达不到正常人体的运动角度,影响康复及助行效果。另外,交互界面的材质应无害且舒适,某些部位需要缓冲装置,以保证使用者的安全。

4.2 交互软件界面的设计趋势

首先,软件界面设计将更趋于人性化,更符合人的认知及审美需求,让使用者摆脱面对医疗器械的单调感及紧张感。其次,新技术的采用让软件界面的交互性日益增强,用户的使用感受也更加舒适。例如,虚拟现实技术在软件界面上形成了虚拟的使用场景,可将使用者的训练姿态与界面虚拟的画面相结合,使患者有身临其境的感觉,并使其更充分地了解自己的训练状态;同时软件界面提供的视觉和听觉刺激,可以提高使用者的注意力并有效提高训练效果。最后,认知心理学等学科在软件界面设计及评估上的应用,将提高软件界面的可用性,提升使用者的用户体验,满足使用者的情感需求。

5 结语

随着助行康复机器人的研究愈加深入及其应用愈加广泛,助行康复机器人将更好地造福人类。本文从助行康复机器人的分类、人机交互控制策略、人机交互硬件界面及软件界面等方面,对助行康复机器人的人机交互设计进行了研究与综述,指出了助行康复机器人的交互界面设计发展趋势,以期对相关研究提供参考和借鉴。

参考文献:

- [1] PERRY J, BURNFIELD J M. Gait Analysis, Normal and Pathological Function[M]. NJ: Slack Inc, 2010.
- [2] HOLDEN M, GILL K, MAGLIOZZI M. Gait Assessment for Neurologically Impaired Patients Standards for Outcome[J]. Physical Therapy, 1986, 66(10): 1530-1539.
- [3] CARPINO G, PEZZOLA A, URBANO M, et al. Assessing Effectiveness and Costs in Robot-Mediated Lower Limbs Rehabilitation: a Meta-Analysis and State of the Art[J]. Journal of Healthcare Engineering, 2018(3): 1-9.
- [4] GUGLIEMELLI E, JOHNSON M J, SHIBATA T. Special Issue on Rehabilitation Robotics[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2009, 25(3): 477-480.
- [5] ACCOTO D, SERGI F, TAGLIAMONTE N L, et al. Robomorphism: a Nonanthropomorphic Wearable Robot[J]. IEEE Robotics and Automation Magazine, 2014, 21(4): 45-55.
- [6] TAGLIAMONTE N L, SERGI F, CARPINO G, et al. Human-robot Interaction Tests on a Novel Robot for Gait Assistance[C]. IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics ICORR, 2013.
- [7] CHEN G, CHAN C K, GUO Z, et al. A Review of Lower Extremity Assistive Robotic Exoskeletons in Rehabilitation Therapy[J]. Critical Reviews in Biomedical Engineering, 2013, 41: 343-363.
- [8] MOLTENI F, GASPERINI G, CANNAVIELLO G, et al. Exoskeleton and End-Effector Robots for Upper and Lower Limbs Rehabilitation: Narrative Review[J]. PM & R: the Journal of Injury, Function, and Rehabilitation, 2018, 10(9): 174-188.
- [9] 伊蕾. 助行康复机器人控制策略研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工程大学, 2012.
YI Lei. Control Strategy of Walking Assistance Rehabilitation Robot[D]. Harbin: Harbin Engineering University, 2012.
- [10] HUO W, MOHAMMED S, MORENO J C, et al. Lower Limb Wearable Robots for Assistance and Rehabilitation: a State of the Art[J]. IEEE Systems Journal, 2017, 10(3): 1068-1081.
- [11] DO A H, WANG P T, KING C E, et al. Brain-computer Interface Controlled Robotic Gait Orthosis[J]. Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation, 2013, 10(111): 1-9.
- [12] FLEISCHER C, WEGE A, KONDAK K, et al. Application of EMG Signals for Controlling Exoskeleton Robots[J]. Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering, 2006, 51(5/6): 314-319.
- [13] MARCO M D R S, VITIELLO N, LENZI T, et al. Sensing Pressure Distribution on a Lower-limb Exoskeleton Physical Human-machine Interface[J]. Sensors, 2011, 11(1): 207-227.
- [14] DEL-AMA A J, MORENO J C, GIL-AGUDO A, et al. Online Assessment of Human-robot Interaction for Hybrid Control of Walking[J]. Sensors, 2012, 12(1): 215-225.
- [15] KAZEROONI H, STEGER R. The Berkeley Lower Extremity Exoskeletons[J]. Journal of Dynamics Systems, Measurements and Control, 2006, 128(1): 14-25.
- [16] 覃京燕. 人工智能对交互设计的影响研究[J]. 包装工程, 2017, 38(20): 27-31.
QIN Jing-yan. Impact of Artificial Intelligence on Interaction Design[J]. Packaging Engineering, 2017, 38(20): 27-31.
- [17] 王秋惠, 魏玉坤, 刘力蒙. 康复机器人研究与应用进展[J]. 包装工程, 2018, 39(18): 83-89.
WANG Qiu-hui, WEI Yu-kun, LIU Li-meng. Review of Rehabilitation Robot on Research and Application[J]. Packaging Engineering, 2018, 39(18): 83-89.
- [18] COLOMBO G, WIRZL M, DIETZ V. Driven Gait Orthosis for Improvement of Locomotor Training in Paraplegic Patients[J]. SPINAL CORD, 2001, 39(5): 252-255.
- [19] 王企远, 钱晋武, 冯治国, 等. 下肢步态矫形器的生理学步态规划与试验[J]. 中国机械工程, 2009, 20(8): 928-932.
WANG Qi-yuan, QIAN Jin-wu, FENG Zhi-guo, et al. Physiological Gait Planning and Testing for a Lower

- Limb Gait Orthosis[J]. *China Mechanical Engineering*, 2009, 20(8): 928-932.
- [20] GREENEMEIER L. Trouble Walking Try Honda's New Exoskeleton Legs[C]. *Scientific American*, 2008.
- [21] TAKAHIKO N, KAZUNARI S, WANG Zhi-dong, et al. Realizing a Posture-based Wearable Antigravity Muscles Support System for Lower Extremities[C]. *IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2005.
- [22] ZOSS A, KAZEROONI H, CHU A. On the Mechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)[C]. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2005.
- [23] KONG K, JEON D. Design and Control of an Exoskeleton for the Elderly and Patients[C]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2006.
- [24] TERRIS Y, JONATHAN K, EDWARD L. Design, Construction and Evaluation of an Electromechanical Stance-Control Knee-Ankle-Foot Orthosis[C]. *2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, 2005.
- [25] KRISHNAMOORTHY V, HSU W, SCHOLZ J, et al. Gait Training Following Stroke: a Pilot Study Combining a Gravity-balanced Orthosis, Functional Electrical Stimulation and Visual Feedback[J]. *Journal of Neurological Physical Therapy Jnpt*, 2008, 32(4): 192.
- [26] ÉBASTIEN K, MICHEL B, ETIENNE D, et al. Moon Walker, a Lower Limb Exoskeleton Able to Sustain Bodyweight Using a Passive Force Balancer[C]. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2010.
- [27] 孙建, 余永, 葛运建, 等. 可穿戴型下肢助力机器人感知系统研究[J]. *微纳电子技术*, 2007(Z1): 353-357. SUN Jian, YU Yong, GE Yun-jian, et al. Sensing Systems of Wearable Power AssistLeg[J]. *Micronanoelectronic Technology*, 2007(Z1): 353-357.
- [28] 陈峰, 余永, 葛运建. 基于接触力信息的穿戴型步行助力机器人研究[J]. *高技术通讯*, 2008, 18(12): 1269-1273. CHEN Feng, YU Yong, GE Yun-jian. Wearable and Walking Power Assist Robots Based on Interaction Force Information[J]. *Chinese High Technology Letters*, 2008, 18(12): 1269-1273.
- [29] 严华, 杨灿军. 轮椅式下肢运动康复训练外骨骼系统研究[C]. 北京: 第七届全国康复医学工程与康复工程学术研讨会, 2010. YAN Hua, YANG Can-jun. Exoskeleton System of Wheelchair Rehabilitation Exercise for Lower Limbs[C]. Beijing: *Proceedings of the 7th National Symposium on Rehabilitation Medical Engineering and Rehabilitation Engineering*, 2010.
- [30] 郭躬良, 张济川. 一种动力假肢分类的新方法[J]. *中国康复医学杂志*, 1987, 2(2): 53-56. GUO Gong-liang, ZHANG Ji-chuan. A New Method of Dynamic Prosthesis Classification[J]. *Chinese Journal of Rehabilitation Medicine*, 1987, 2(2): 53-56.
- [31] 张济川, 金德闻, 周文. 双关节单自由度截瘫步行器的研究[J]. *中国康复医学杂志*, 1991, 6(6): 262-266. ZHANG Ji-chuan, JIN De-wen, ZHOU Wen. Double Joint Single Degree of Freedom Paraplegia Walker[J]. *Chinese Journal of Rehabilitation Medicine*, 1991, 6(6): 262-266.
- [32] ZHANG Li-xun, WANG Ling-jun, WANG Feng-liang, et al. Gait Simulation of New Robot for Human Walking on Sand[J]. *Journal of Central South University*, 2009, 16(6): 971-975.
- [33] 王令军. 康复机器人样机研制及步态控制研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工程大学, 2010. WANG Ling-jun. Rehabilitative Robot Prototype and Gait Control[D]. Harbin: *Doctoral Dissertation of Harbin Engineering University*, 2010.
- [34] DAMIANO D L, ARNOLD A S, STEELE K M, et al. Can Strength Training Predictably Improve Gait Kinematics a Pilot Study on the Effects of Hip and Knee Axtensor Strengthening on Lower-extremity Alignment in Cerebral Palsy[J]. *Phys Ther*, 2010, 90(2): 269-279.
- [35] RIENER R, LÜNENBURGER L, MAIER I C, et al. Locomotor Training in Subjects with Sensori-motor Deficits: an Overview of the Robotic Ait Orthosis Lokomat[J]. *Journal of Healthcare Engineering*, 2010, 1(2): 197-216.
- [36] HWANG J, SHIN Y, PARK J H, et al. Effects of Walkbot Gait Training on Kinematics, Kinetics, and Clinical Gait Function in Paraplegia and Quadriplegia[J]. *NeuroRehabilitation*, 2018, 42(4): 481-489.