

截瘫行走矫形器智能技术研究进展

张晓玉

国家康复辅具研究中心,北京 100176

摘要 智能截瘫行走矫形器即截瘫行走机器人,是一种基于行走机器人技术的特殊功能性智能行走辅具,主要辅助脊髓损伤患者完成站立、行走和上下楼梯。分析了目前国内外截瘫行走机器人研究进展及代表性研究成果,总结了其基本构件、技术特征及存在的问题,展望了未来发展趋势。

关键词 截瘫行走矫形器;智能行走辅具;行走机器人

1 截瘫行走矫形器

脊髓损伤(spinal cord injury, SCI)是一种严重致残性的损伤,常造成截瘫或四肢瘫的后果。许多患者只能依靠轮椅等个人移动辅助器具进行移动,极大地降低了其幸福感^[1]。截瘫步行器的运用,不仅可以改善截瘫患者的行动能力、血液循环、骨质密度等功能,避免并发症的发生;而且有利于截瘫患者的心理和身体的全面康复,对患者早日开始生活自理具有重要意义^[2]。截瘫行走矫形器的应用已成为截瘫患者现代康复治疗中的重要组成部分。

截瘫行走矫形器,亦称截瘫步行器,是一类为辅助截瘫患者站立行走的矫形器,按照ISO 9999^[3]的定义为:胸腰/腰骶髌膝踝足矫形器,即围绕躯干腰部区域、髋关节、膝关节、踝关节和足的矫形器,可以包括或不包括脊柱的胸部。用途:用于完全/不完全胸腰段脊髓损伤患者站立、实现功能性行

走,预防和减少并发症的发生。在《中国康复辅助器具分类目录》^[4]中,该类矫形器属于:“第01主类矫形器和假肢,第12次类下肢矫形器,第19支类胸腰(腰)骶髌膝踝足矫形器。”

截瘫行走矫形器经历了3种主要类型的发展阶段:无动力式(无体外提供动力)截瘫行走矫形器^[5]、外动力式(体外动力源驱动的动力式)截瘫行走矫形器^[6]和智能截瘫行走矫形器^[7](截瘫行走机器人)三种基本类型的阶段。目前,在临床上,这3种基本类型同时存在,其中截瘫行走机器人刚开始在临床应用。

1.1 无动力式截瘫行走矫形器

无动力式(无体外提供动力)截瘫行走矫形器在《中国康复辅助器具分类目录》“品名举例中包括:带腰骶矫形器的髌大腿矫形器、带胸腰骶矫形器的髌大腿矫形器、下肢扭转矫形器、交替摆动式截瘫行走矫形器(RGO)、高位截瘫行走矫形器

收稿日期:2019-07-02;修回日期:2019-09-27

作者简介:张晓玉,教授,研究方向为康复工程学、假肢学、矫形器学及智能辅具,电子信箱:zxy1949519@163.com

引用格式:张晓玉. 截瘫行走矫形器智能技术研究进展[J]. 科技导报, 2019, 37(22): 51-59; doi: 10.3981/j.issn.1000-7857.2019.22.006

(ARGO)等”。

20世纪后半叶,有人使用固定双侧膝踝关节的膝踝足矫形器(KAFO)帮助截瘫患者行走,但实践证明,这种矫形器只对损伤平面较低,小腿肌力丧失的患者有效,对臀大肌和髂腰肌肌力丧失者来说无实际意义。之后有人将矫形器向上延伸至腰部,制作了髌膝踝足矫形器(HKAFO),患者可借助矫形器获得站立平衡,但两腿不能交替迈步。

Gordon Rose领导的小组开发了以髌部运动引导的步态矫形器(hip guide orthosis, HGO);美国Louisiana大学和Fillaur公司研发了带有双助动钢索的往复式步行矫形器(reciprocating gait orthosis, RGO);英国Hugh Steeper公司在RGO基础上进行改进,开发出具有单助动钢索的高级往复式步行矫形器(advanced reciprocating gait orthosis, ARGO)^[8]。

1.2 外动力式截瘫行走矫形器

外动力式截瘫行走矫形器是由体外提供能源,由动力装置驱动的行走装置。从20世纪末至21世纪初,美国、英国、日本、以色列、比利时、中国等国家先后取得和开发了若干功能类似的、有意义的研究成果和实验样机。南斯拉夫普宾研究所发明的气动行走机(矫形器),驱动髌关节、膝关节和踝关节的汽缸由控制系统进行协调控制。日本Akita大学设计的电动行走机(矫形器),髌关节和膝关节分别由两组电动机及平行四杆机构驱动,由控制系统进行协调,实现预定步态。清华大学精密仪器与机械学系发明的电动式双关节单自由度截瘫行走机(矫形器)^[9],每侧腿的髌、膝两个关节由一个驱动器驱动,通过优化设计的机构,实现髌、膝关节联动,模拟正常步态,两侧腿通过控制系统产生固定相位差的交替步态运动。

1.3 智能截瘫行走矫形器

智能截瘫行走矫形器(即截瘫行走机器人)是指能够行走的截瘫机器人,实质上是一种基于行走机器人技术(biped robotics)的特殊功能性智能行走辅具,是机械结构、医学、人体工程学、计算机技术等多学科领域高度交叉融合的产物,适用于胸腰

段损伤患者,可以有效帮助患者实现站立行走。它的基本条件是靠外力驱动关节的活动,而且必须有反馈机制使各个动作协调一致,是现代智能技术在截瘫行走矫形器中的应用。同类产品的其称谓目前在国内外有很多,如外骨骼式行走器(exoskeleton walking device)、外骨骼机器人、动力外骨骼系统、助行动力外骨骼、下肢助力外骨骼、助力外骨骼机器人、可穿戴式下肢机器人、可穿戴外骨骼机器人、行动辅助机器人、机器裤等。

1883年,Wangenstein提出了气动外骨架截瘫行走机器人的设想^[10]。20世纪40年代,苏联系统运动控制学说创始人Bernstein提出了用于行走康复训练的双足行走机械的概念。1969年,南斯拉夫普宾研究所(Mihail Pupin Institute)以Vukobratovic为代表的学者发表了一系列关于截瘫行走机的论文和专著,并制成多种试验装置,其中包括气动和电动式行走机。1966—1971年通用电气公司研究了内外双骨架,内架跟随肢体自然活动,外架用液压系统增强。1982年在麻省理工学院会议上提出执行元件是截瘫行走机器人研究的难点,因为很难获得高效、高功率密度、可穿戴的执行元件^[11]。

20世纪后期,由于现代设计方法、微电子技术和信息技术、神经工程技术的快速发展,许多发达国家的学者在外动力式步行矫形器和行走机的研究开发方面给予了极大重视,发表了一系列有价值的论文,以现代高新技术为依托,研究开发了一系列创新型研究成果和产品。2004年德国Hessen公司推出一种供早期不完全脊髓损伤患者使用的机器人。但使用者认为该装置的下肢姿势控制能力很差,操作困难,仅仅依靠马达驱动改变足的位置,而无法充分稳定躯干和腿,对于脊髓行走模式发生器较少有生理性传入刺激。

进入21世纪,美国、日本等技术较先进的发达国家,将截瘫行走机器人的研究推向了高潮。截瘫行走机器人也经历了从实验样机到商业化定制,结构从刚性到柔性的较大飞跃,已有一些截瘫行走机器人在临床上应用^[12]。

中国在“机器人产业发展十三五规划”中,特别

提出了“开展智能假肢与外骨骼机器人在行动障碍人群中的试点示范,大力推进服务机器人在医疗、助老助残、康复等领域的推广应用”,由此可见医疗康复领域中的机器人技术研究得到的国家政策支持与肯定。

2 截瘫行走机器人研究成果

2.1 国外研究成果

目前,国外主要用于脊髓损伤患者的截瘫行走机器人代表性产品如下。

1) 以色列 ReWalk Robotics 的 Rewalk^[13-14], 每条腿髋、膝和踝关节各设置一个自由度,髋、膝关节采用电机驱动,为患者行走提供动力,可依据患者体格进行调节,且配备了拐杖,用于支撑患者及整套系统的平衡;设计了腕表式的无线通信装置,通过重力传感器检测到患者上身前倾时启动设备,并可在患者重复移动身体的过程中对其步态进行模仿,进而调节出最舒适的步态;使用体感芯片,捕捉患者的肢体动作,帮助行走。通过电池驱动关节部位的电机,在行走过程可以感知用户重心的变化;可以帮助用户起立、坐下、上下楼梯;用户使用 Rewalk 可自行完成安装和拆卸。

2) 美国伯克利分校的 Ekso^[15] 每条腿髋、膝、脚踝和脚掌部位都设有特殊的关节系统,其中髋和膝为电机驱动的主动关节,脚踝为被动关节;通过脚跟和脚掌处的传感器实时反馈确保双脚不同时离地,防止装置失去平衡,以正常人的步态为基础,对患者的身体姿态实时监测并判断其行走意图,调整出合适的步态;配备了智能拐杖,拐杖中设有传感器,向前移动右拐杖,则左腿会随之向前移动,反之亦然。

3) 美国 Parker Hannifin 公司的 Indego^[16-17] 每条腿有髋、膝关节 2 个自由度,并采用电机驱动,为患者行走提供动力,还配备了拐杖用于支撑平衡;通过躯干加速度传感器检测到患者躯干前倾,即可启动设备或加速,躯干后倾,设备即停止或减速;通过关节电位计检测关节角度,并作为输入信号反馈给

控制器,患者左右晃动身体,设备就可走起来,在患者改变行走方向时,系统会通过振动提醒患者其已实时检测到这一运动过程,并正在进行相应动作。

4) 日本筑波大学的 HAL-5^[18-19] 技术比较成熟,已经开始应用于临床,高约 1.6 m,可以自我支撑,每条腿有髋、膝、踝 3 个自由度,且髋、膝、踝关节均采用直流电机驱动;通过足底压力传感器、角位移传感器和肌电传感器来实现步态的检测,具有患者自愿控制和设备自主控制两种控制模式,采用锂电池供能。

5) 俄罗斯 ExoAtlet 公司的 ExoAtlet^[20] 每条腿髋、膝和踝各一个自由度,髋关节和膝关节采用电机驱动,为患者行走提供动力,能依据患者的体格进行调节,并配有拐杖支撑平衡;采用了力-扭矩传感器和肌电传感器,可以适应不同的步态习惯,能模仿正常人的行走模式;还设计了语音控制模块,患者可通过发出语音指令来控制该辅具完成特定步态动作的执行。

以上 5 款辅具均已经过长时间大范围的实验测试和临床试验,并进入了商业化阶段。

国际上还有韩国 Institute of Industrial Technology 的 ROBIN^[21-22], 美国 IHMC 的 Mina^[23], 西班牙 Technaid 公司的 Exo-H2^[24] 等。

2.2 国内研究动态与成果

自 2004 年开始,国内 20 多所大专院校、科研院所对外骨骼系统开展了大量研究,中国是继美国、以色列、新西兰和日本之后,第 5 个成功研发外骨骼机器人的国家。2007 年,长安大学与陕西福音众达电子科技有限公司联合研制的福音截瘫康复机器人,是国内最早用于 T4 脊髓损伤的截瘫患者的一种截瘫行走机器人,其大小腿分别用 4 个伺服电机驱动,在控制模块的作用下实现起坐、单步走、连续行走、原地踏步、上下楼等动作,具有自动和手动自由切换功能。

目前,国内截瘫行走机器人较成熟的产品如下。

1) 电子科技大学的 AIDER^[25-26] (图 1) 布法罗机器人每条腿髋、膝关节各一个由电机驱动的主动

自由度,踝关节两个被动自由度,腰部一个被动自由度,整套设备共10个自由度,且配有拐杖支撑平衡;采用的是主-从位置跟随控制和基于动力学模型控制相结合的混合控制策略。在步态检测方面,在人体的大、小腿上分别设置姿态传感器和单轴加速度传感器来检测患者关节角度、角速度及角加速度等信息,在外骨骼关节处装有光电编码器检测外骨骼的关节角度、角速度及角加速度等信息;设计了特殊的智能鞋,内置薄膜压力传感器采集足底压力信息并作为控制算法切换的判断信号;脑机接口的控制方式可自动感受人的意图,实现起立、坐下、行走等功能,在台阶上行走的时候,可自动计算台阶的高度,规划步态,最终帮助患者完成上下楼梯的动作。

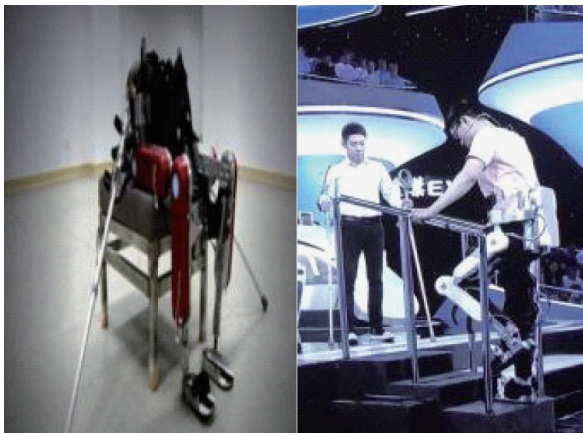


图1 电子科技大学的AIDER

Fig. 1 AIDER from the University of Electronic Science and Technology

2) 上海傅利叶公司的Fourier X1^[27-28](图2),可辅助患者实现站立、行走和上下楼梯等运动,依据患者体格进行调整,且配备有拐杖支撑平衡。整套系统共19个不同的传感器,11个分布式CPU模块,其优化和建立了外骨骼步态曲线的数据库,可对患者的运动意图做出判断,根据其运动习惯调整步态轨迹;还具备力矩安全保护、模块化电池管理及多种运动模式切换功能,设计了直观的指示灯,可实时反映患者的力量变化。如患者的重心或步态偏

差较大、超出设定范围,系统会采取自动关停、报警等安全措施,设备停止后人不会直接摔到,而是会处于暂停固定的状态。



图2 上海傅利叶公司的Fourier X1

Fig. 2 Fourier X1 of Shanghai Fourier Corporation

3) 北京大艾机器人的AiLegs^[29-30](图3),主要用于由脊髓损伤等引起的下肢运动功能障碍患者中后期康复阶段的训练,每条腿有髋、膝、踝3个关节自由度,其中髋、膝两个关节为电机驱动的主动关节,行走过程中配有拐杖支持平衡;由钛合金打



图3 北京大艾机器人的AiLegs

(图片来源:北京大艾机器人官网)

Fig. 3 AiLegs of Beijing Daai Robot

造,重量约 20 kg,最大承重约 100 kg,可以根据不同患者的体型调节,其通过整体的模式训练代替局部关节肌肉的控制,患者侧卧位就可以进行训练,而不需要过多考虑下肢关节、肌肉的控制。用膝关节和髌关节处的 4 个马达独自驱动,并能够实时监控穿戴者的行走特点,通过在线反馈、智能引导、调整步态,助力脊髓损伤患者重新行走。

4) 中国台湾福宝科技 FREE Walk 行动辅助机器人(图 4),采用薄型电机系统、便携式电池、智能控制,截瘫患者可自主穿脱、使用、快速调整,以自身身体摆动,直觉地控制机器人动作,完成站立、行走、坐下动作。适用于颈 6 以下截瘫患者,一位 40 岁胸 11 截瘫女性患者使用该产品,经过 40 h 的训练,不使用助行器,可自行缓慢走 8 步。



图 4 中国台湾福宝科技 FREE Walk
Fig. 4 FREE Walk, Taiwan, China

国内其他截瘫行走机器人样机还有中国科学院设计的线缠绕下肢外骨骼样机^[31](图 5)、香港大学设计的 CUHK-EXO^[32](图 6)、尖叫智能科技推出的外骨骼机器人样机^[33](图 7)、迈步机器人推出的 BEAR HI^[34](图 8)等。

综上所述,目前大多数截瘫行走机器人均采用了由电机驱动髌、膝关节主动,踝关节被动的结构设计方案,且大多配有拐杖用于支撑平衡,无法实

现独立支撑。外骨骼的材料多为硬性材料,均属于刚性外骨骼,造成自重比较大,不利于穿戴,行进速度缓慢,有碍人机的融合,甚至可能会引起患者二次受伤或相关并发症。因此,目前大多数截瘫行走机器人在临床上还未被临床医生和患者接受,除了价格昂贵,安全性和可靠性尚需更多案例验证^[35]。



图 5 中国科学院设计的线缠绕下肢外骨骼机
Fig. 5 Wire wound lower extremity exoskeleton from Chinese Academy of Sciences

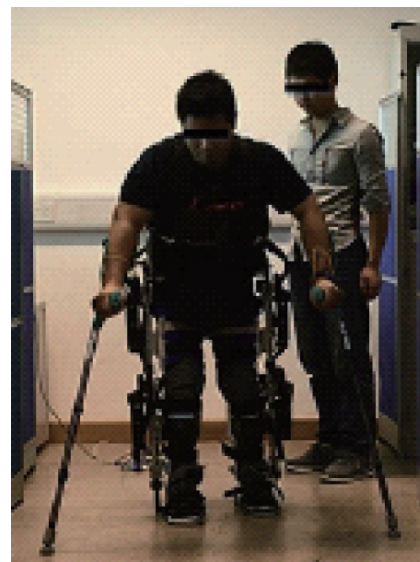


图 6 香港大学的 CUHK-EXO
Fig. 6 CUHK-EXO of University of Hong Kong



图7 尖叫智能科技的外骨骼机器人
Fig. 7 Scream Smart Technology Exoskeleton

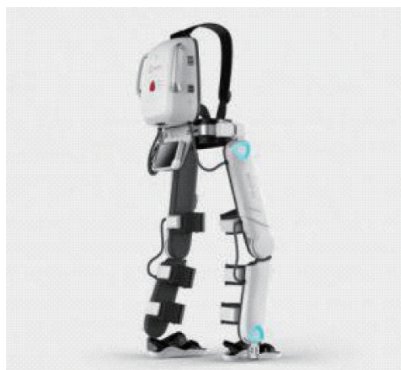


图8 深圳迈步机器人的BEAR H1
Fig. 8 BEAR H1 of MileBot

3 截瘫行走机器人的基本构件与技术特征

3.1 执行元件

执行元件负责站立、行走功能,包括以下构件。

1) 外骨架:在设计截瘫行走机器人的机械结构时拟人化,满足穿戴舒适、运动灵活且对人体干涉最小的要求。在设计主要零部件机构依据人体骨骼的形状和尺寸范围进行设计;自由度分配要依据人体运动特性,满足各关节运动,运动形式与人体运动相似,运动范围满足人体运动范围要求;每条腿的膝关节、髌关节上安置角度计,测量关节角,每个关节都有防止过伸过屈的限制器。

截瘫行走机器人的外骨架材料一般采用镍铬

合金,并用塑料、尼龙搭扣带固定在肢体外。球囊、泵、电池等执行元件固定于外骨架。

2) 电机:目前大多数截瘫行走机器人采用的驱动方式主要为电机驱动,其信号传递速度快、标准化程度高、易于实现自动化控制、机构简单、无污染,但电机驱动也存在着运动平稳性差、惯性较大、体积大且笨重等缺点。驱动方式还有液压驱动、气压驱动、弹性驱动(即SEA)和人工肌肉驱动等驱动方式。

3) 电池:无论是空气压力控制的气泵或液体压力控制的液泵都需要电池供给能量,行走电机更需要电池供电。目前使用时间长的一次充电可以工作20 h。

3.2 感知元件

感知元件负责人机交流,也就是感知人的躯体状态和人的运动意愿,包括位置和位移感觉器、速度、方向和位置感觉器、加速度传感器、角度计、肌肉硬度传感器、张力传感器、本体感觉传感器、肌电传感器、脑电传感器、地面反应力传感器等。多数截瘫行走机器人通过压力传感器检测足底人机作用力或地面反作用力的足底压力感知技术;基于角度传感器、角速度传感器及肌电传感器等的肢体运动感知技术;足底压力感知与肢体运动感知相结合的混合感知技术。由于人的正常行走是身体多个神经、关节和部位相协调统一的运动,具有周期性、对称性和协调性,因此人体运动同时涉及到空间上和时间上的信息^[36]。

3.3 控制元件

控制元件负责运动感知的输入和运动指令的输出,通过计算机编程和程序实现对运动的控制。机器人的人机交流和控制包括两个界面,一个是物理界面或者躯体界面,一个是认知界面。

最简单的行走也包括大腿、小腿和足的协同运动,至少涉及髌、膝、髌关节,每个关节又有1~3维的活动,涉及数10块肌肉。使这些肌肉协同运动十分复杂,再加上行走时下肢必须与上肢和躯干的活动配合,这些运动需要符合躯体当时的状态,周围环境和个人的运动意志。必须用快速的计算机和适当的算法,包括躯体和认知的交互作用。机器

人由小型计算机控制,其设计和编程由工程师研究开发。包括基于预定步态的控制策略、基于动力学模型的控制策略、混合控制策略^[37]、语音控制策略。除了以上几种控制策略,有的截瘫行走机器人设备还采用了灵敏度放大控制策略^[38]、基于步态模式的预定控制策略、自适应控制策略、模糊控制策略等,但无论哪种控制策略,目前能实现的动作都仍限于站立、行走等这类最简单的运动。

4 结论

截瘫行走机器人治疗的效果已经得到公认,其优点是减少对于治疗师的依赖,减少患者的损伤;增加行走练习的时间。因而在恢复行走的速度和耐力,减少能量消耗和对于康复辅助器具的依赖等都优于过去的治疗方式。部分截瘫行走机器人的研究在中国已经取得进展,为脊髓损伤患者的康复工作奠定了基础。目前,大多数截瘫行走机器人智能辅具存在关节活动度少,人机交互程度低,反应迟缓;舒适度、产品自重、地形适应性、控制平稳性、独立支撑和续航能力不足,尚不能完全满足患者的诸多需求。

国务院关于“加快康复辅助器具产业发展的若干意见”(国发[2016]60号)^[39]明确要求:推动“医工结合”,支持人工智能新技术在康复辅助器具产品中的集成应用,支持外骨骼机器人等产品研发,形成一批高智能、高科技、高品质的康复辅助器具产品。国务院关于“新一代人工智能发展规划(国发[2017]35号)”^[40]提出围绕医疗、养老等迫切民生需求,加快人工智能创新应用,为截瘫患者提供个性化、多元化、高品质服务成为智能辅具工作者的紧迫任务。未来,截瘫行走机器人的研究方向应以临床应用为导向,根据个体不同脊髓损伤平面,在结构设计方面,材料柔顺、重量轻、穿戴舒适、运动灵活、便于携带等进行人机融合的仿生设计;提高能源续航能力,提升控制精度和人机交互程度;脑电信号以及混合信号的感应技术;加大研究体积小、无污染、无噪声、高效平稳、低能耗的驱动方式;

开发快速、易于实现、误差小、适于复杂地形的运动感知技术或元件;研究出能控制复杂动作、高效平稳、环境适应性强、可独立支撑等有利于人机协调的控制策略;实现康复效果评估的科学化、智能化、标准化。

参考文献(References)

- [1] Esquenazi A, Ofluoglu D, Hirai B, et al. The effect of an ankle-foot orthosis on temporal spatial parameters and asymmetry of gait in hemiparetic patients[J]. *Journal of Injury Function & Rehabilitation*, 2009, 1(11): 1014.
- [2] 丁敏, 李建民, 吴庆文, 等. 下肢步态康复机器人: 研究进展及临床应用[J]. *中国组织工程研究*, 2010, 14(35): 6604-6607.
- [3] 国家质量监督检验检疫总局, 国家标准化管理委员会. 康复辅助器具分类和术语 GB/T 16432—2016/(ISO 9999:2011)[S]. 北京: 中国标准出版社, 2016.
- [4] 中华人民共和国民政部. 中国康复辅助器具分类目录[R]. 北京: 中华人民共和国民政部, 2016.
- [5] 张晓玉. 伤残辅助器具装配知识指南[M]. 北京: 中国人事出版社, 2003: 333-335.
- [6] 武继祥. 假肢与矫形器的临床应用[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2012.
- [7] 张晓玉. 智能辅具及其应用[M]. 北京: 中国社会出版社, 2012: 158-168.
- [8] 方新. 下肢矫形器原理与装配技术[M]. 北京: 中国社会出版社, 2014: 229-233.
- [9] 金德闻, 张济川. 康复工程与生物机械学[M]. 北京: 清华大学出版社, 2011: 487-492.
- [10] 王人成, 沈强, 杨正东. 国内外助行动力外骨骼的研究进展[C]//第八届北京国际康复论坛论文集. 北京: 中国康复研究中心, 2013: 921-928.
- [11] 宋迺志, 王晓光, 王鑫, 等. 多关节外骨骼助力机器人发展现状及关键技术分析[J]. *兵工学报*, 2016(1): 172-185.
- [12] M. 伍科布拉托维奇. 步行机器人和动力型假肢[M]. 北京: 科学出版社, 1980.
- [13] Esquenazi A, Talaty M, Packel A, et al. The ReWalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury[J]. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 2012, 91(11): 911-921.

- [14] Talaty M, Esquenazi A, Briceno J E. Differentiating ability in users of the ReWalk™ powered exoskeleton: An analysis of walking kinematics[C]//2013 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). Piscataway NJ: IEEE, 2013: 1–5.
- [15] Neuhaus P D, Noorden J H, Craig T J, et al. Design and evaluation of Mina: A robotic orthosis for paraplegics[C]//2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). Piscataway NJ: IEEE, 2011: 1–8.
- [16] Neuhaus P D, Noorden J H, Craig T J, et al. Design and evaluation of Mina: A robotic orthosis for paraplegics[C]//2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). Piscataway N J: IEEE, 2011: 1–8.
- [17] Farris R J, Quintero H A, Goldfarb M. Performance evaluation of a lower limb exoskeleton for stair ascent and descent with paraplegia[C]//Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE. Piscataway NJ: IEEE, 2012: 1908–1911.
- [18] Tsukahara A, Kawanishi R, Hasegawa Y, et al. Sit-to-stand and stand-to-sit transfer support for complete paraplegic patients with robot suit HAL[J]. *Advanced Robotics*, 2010, 24(11): 1615–1638.
- [19] Kawamoto H, Taal S, Niniss H, et al. Voluntary motion support control of Robot Suit HAL triggered by bioelectrical signal for hemiplegia[C]//International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology. Piscataway NJ: IEEE, 2010: 462–466.
- [20] Vorobyev A A, Petrukhin A V, Zasyapkina O A, et al. Exoskeleton as a new means in habilitation and rehabilitation of invalids (review) [J]. *Современные технологии в медицине*, 2015, 7(2): 185–197.
- [21] Jung J, Jang I, Rienner R, et al. Walking intent detection algorithm for paraplegic patients using a robotic exoskeleton walking assistant with crutches[J]. *International Journal of Control Automation & Systems*, 2012, 10(5): 954–962.
- [22] Jung J Y, Heo W, Yang H, et al. A neural network-based gait phase classification method using sensors equipped on lower limb exoskeleton robots[J]. *Sensors*, 2015, 15(11): 27738–27759.
- [23] Neuhaus P D, Noorden J H, Craig T J, et al. Design and evaluation of Mina: A robotic orthosis for paraplegics[C]//IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. Piscataway NJ: IEEE, 2011: 5975468.
- [24] Bortole M, Venkatakrishnan A, Zhu F, et al. The H2 robotic exoskeleton for gait rehabilitation after stroke: Early findings from a clinical study[J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2015, 12(1): 54.
- [25] Huang R, Cheng H, Chen Y, et al. Optimisation of reference gait trajectory of a lower limb exoskeleton[J]. *International Journal of Social Robotics*, 2016, 8(2): 223–235.
- [26] 程洪, 林西川, 邱静. AIDER 外骨骼机器人系统[J]. *科技纵览*, 2016(2): 74–75.
- [27] 程子彦. 傅利叶智能开创外骨骼机器人新时代中国自主研发出有“触觉”的机器人[J]. *中国经济周刊*, 2017(14): 72–73.
- [28] 国产可穿戴机器人问世让一切皆有可能[J]. *机床与液压*, 2017(7): 29.
- [29] 助行+康复, 做了百例临床试验的大艾要打造专业医用的外骨骼机器人[EB/OL]. [2019-03-31]. <http://mini.eastday.com/a/170109130530754-2.html>.
- [30] 大艾机器人[EB/OL]. [2019-03-31]. <http://www.ai-robotics.cn/static/news/AiRobotNews.html>.
- [31] 吴新宇, 彭安思, 王灿, 等. 可穿戴下肢外骨骼机器人: CN106109186A[P]. 2016–11–16.
- [32] Chen B, Zhong C H, Zhao X, et al. A wearable exoskeleton suit for motion assistance to paralysed patients[J]. *Journal of Orthopaedic Translation*, 2017, doi: 10.1016/j.jot.2017.02.007.
- [33] 李牧然. 外骨骼机器人的大腿与小腿连接装置: CN205905014U[P]. 2017–01–25.
- [34] 张孔娟, 李梅. 科技助行老人“迈步”向前[N]. *中国经济时报*, 2017–11–16(008).
- [35] Esquenazi A, Talaty M, Jayaraman A. Powered exoskeletons for walking assistance in persons with central nervous system injuries: A narrative review[J]. *Pm & R*, 2016, 9(1): 46–62.
- [36] Chen C, Wu X, Liu D X, et al. Design and voluntary motion intention estimation of a novel wearable full-body flexible exoskeleton robot[J]. *Mobile Information Systems*, 2017, 2017(4):1–11.
- [37] Yan T, Cempini M, Oddo C M, et al. Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons[J]. *Robotics & Autonomous Systems*, 2015, 64: 120–136.
- [38] Kazerooni H, Racine J L, Huang L, et al. On the control of the berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway NJ: IEEE, 2006: 4345–4352.

- [39] 中华人民共和国国务院. 关于加快康复辅助器具产业发展的若干意见(国发〔2016〕60号)[A/OL]. [2019-03-31]. http://www.gov.cn/zhengce/content/2016-10/27/content_5125001.htm.
- [40] 国务院关于印发新一代人工智能发展规划的通知(国发〔2017〕35号)[A/OL]. [2019-03-31]. http://www.gov.cn/zhengce/content/2017-07/20/content_5211996.htm.

Advances in intelligent technology of paraplegic walking orthosis

ZHANG Xiaoyu

National Research Center for Rehabilitation Aids, Beijing 100176, China

Abstract The paraplegic walking orthosis is a kind of orthosis being used to assist the paraplegic patients standing and walking. The intelligent paraplegic walking orthosis is a special functional intelligent walking accessory based on the walking robot technology. A combination of the robotics, the biology, and the rehabilitation engineering assists the patients with the thoracolumbar spinal cord injury to stand, walk, and climb stairs like the normal people. This paper reviews the research progress and the representative research results of the paraplegic walking robot at home and abroad, including its basic components, technical characteristics and existing problems, as well as its future development.

Keywords paraplegic walking orthosis; intelligence walking aids; walking robot ●



(责任编辑 刘志远)