

多关节外骨骼助力机器人发展现状及关键技术分析

宋迺志¹, 王晓光¹, 王鑫¹, 汪阳²

(1. 北京理工大学 机电学院, 北京 100081; 2. 武汉理工大学 信息工程学院, 湖北 武汉 430070)

摘要: 外骨骼助力机器人突破了传统运载工具易受地形条件影响的限制, 在军用领域和民用领域都展现了巨大的应用前景, 是当前各国研究的热点。从负重外骨骼助力机器人和康复外骨骼助力机器人两个方面, 综述了国内外多关节外骨骼助力机器人的发展现状。重点分析了人机匹配性设计、驱动方式、步态检测、人机协同行走控制策略以及助力效果评估等关键技术, 并对多关节外骨骼助力机器人今后的研究方向及研究重点进行了展望。

关键词: 控制科学与技术; 外骨骼; 助力机器人; 辅助设备; 多关节

中图分类号: R318; TP242 **文献标志码:** A **文章编号:** 1000-1093(2016)01-0172-14

DOI: 10.3969/j.issn.1000-1093.2016.01.025

Development of Multi-joint Exoskeleton-assisted Robot and Its Key Technology Analysis: an Overview

SONG Qiu-zhi¹, WANG Xiao-guang¹, WANG Xin¹, WANG Yang²

(1. School of Mechatronical Engineering, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081, China;

2. School of Information Engineering, Wuhan University of Technology, Wuhan 430070, Hubei, China)

Abstract: The exoskeleton-assisted robot has broken through the limit of that the traditional vehicle is influenced by the terrain conditions easily, show the wide application prospect in the military and civilian fields, and became a research hotspot. The domestic and international developing status of the multi-joint exoskeleton-assisted robots is reviewed in terms of load exoskeletons and rehabilitation exoskeletons. The key technologies of the multi-joint exoskeleton-assisted robots are also summarized and analyzed in the areas of human-machine matching, driving mode, gait detection, control strategy of human-machine cooperation movement, and power-assisted evaluation. The future research direction and focus of the multi-joint exoskeleton-assisted robots are suggested.

Key words: control science and technology; exoskeleton; power-assisted robot; assistive equipment; multi-joint

0 引言

随着科学技术的不断发展,特别是在进入 21 世纪之后,外骨骼助力机器人作为一种人体的辅助设

备,在军用领域和民用领域都得到了空前的发展^[1]。广义上来说,外骨骼助力机器人是指任何能够根据实际需求对人体运动进行辅助或者主动助力的人机一体化机器设备。狭义上来说,指的是穿戴

收稿日期: 2015-06-01

基金项目: 国家部委研究项目(40404110102)

作者简介: 宋迺志(1966—),男,教授,博士生导师。E-mail: qzhsong@bit.edu.cn;

王晓光(1987—),男,博士研究生。E-mail: wangxiaoguang24@126.com

在人身上,通过机载计算机系统对传感系统传来的人体运动信息进行运算推理,进而完成外骨骼各驱动关节控制的人机一体化机器设备。目前外骨骼助力机器人种类繁多,将外骨骼助力机器人按照驱动关节的个数进行分类,包括:单关节外骨骼助力机器人和多关节外骨骼助力机器人(两个及以上驱动关节)^[2]。单关节外骨骼助力机器人很容易区分,即髌、膝、踝外骨骼助力机器人系统,如 ALEX II^[3]、MIT Knee Exoskeleton^[4]、Ankle-Foot Orthosis^[5]等。多关节外骨骼助力机器人与其相比具有更好的助力效果和能力,在军用、航天、工业、建筑、消防以及康复等领域都有广泛的应用,而且在结构设计、驱动方式、步态感知、控制策略及能源配置等问题上也更加复杂。在外骨骼助力机器人研究领域,多关节外骨骼助力机器人是研究的热点和难点。本文主要对多关节外骨骼助力机器人的研究现状和相关关键技术进行研究和分析。

1 国外研究现状

国外从 20 世纪 60 年代就开始对外骨骼助力机器人技术进行研究,早期的代表如美国康奈尔航空实验室的 Man-Amplifier 外骨骼^[6],以及美国通用电气公司的 Hardiman 外骨骼^[7-9]。由于受到传感、计算机、控制及能源等技术的限制,未能有实际应用和进展。随后,美国国防高级研究计划局(DARPA)于 2000 年启动了“增强人体体能外骨骼(EHPA)”计划^[10-12],将外骨骼助力机器人的研究推向高潮。外骨骼助力机器人从功能应用上主要分为:一种是增强健康人体负载能力;另一种是增强伤残及行动不便的人体关节力量。本文分别从负重外骨骼助力机器人和康复外骨骼助力机器人两方面进行归纳分析。

1.1 负重外骨骼助力机器人

负重外骨骼助力机器人主要用于增强健康操作者的负重能力,减轻疲劳和损伤。目前负重外骨骼助力机器人已经在军事、航天、工业制造、消防及救援等领域崭露头角。

1.1.1 军事领域

随着信息化作战的需要,单兵负荷越来越重,如美国士兵在阿富汗战场上行军负荷高达 59 ~ 68 kg^[13]。所以,负重外骨骼助力机器人在军事领域,主要用于增强士兵完成长时间负重行走、搬运弹药及物资等任务的能力。其中,针对长时间负重行走任务的外骨骼助力机器人有 HULC、MIT 外骨骼、

Soft Exosuit、PerseusMEA 系统^[14],新加坡南洋理工大学外骨骼(NTU Exoskeleton)^[15]、勇士-21^[16]等。针对搬运弹药、物资及挂弹等任务的全身外骨骼助力机器人,最具代表性的是 XOS、BE。

1) HULC 和 MIT 外骨骼

在 2004 年 ~ 2008 年,美国加州大学伯克利分校研发了三代外骨骼助力机器人^[17-18],即第一代 BLEEX、第二代 ExoHiker 和 Exoclimber、第三代 HULC。随后在 2009 年,HULC 项目被美国洛克希德·马丁公司收购,进行了多次实验和改进。其每条腿有 7 个自由度,髌关节和膝关节的屈曲/伸展由液压驱动。这一系列外骨骼的参数对比如表 1 所示,其中,第二代两个型号的参数差别较大,这是由于其应用目的、髌关节驱动方式不同造成的;ExoHiker 的髌关节采用的是气弹簧被动助力,主要用于长距离负重行走任务;而 Exoclimber 是在 ExoHiker 基础上进行了改进,增加了髌关节液压缸主动助力,用于长距离负重上下楼梯,上下坡。HULC 系统^[19]自重为 24 kg(不含电池),最大负重可以达到 91 kg,搭载两块总质量 3.6 kg 的锂聚合电池(后续准备研发燃料电池供电系统,工作时间增加到 72 h),可保证穿戴者以 4.8 km/h 的速度持续行进 2 h。且在无负载的情况下,冲刺速度则可达 16 km/h。

表 1 BLEEX 系列的参数

Tab. 1 Parameters of BLEEX series

代数	名称	自重/ kg	负重/ kg	行走速度/ (km·h ⁻¹)	工作 时间/h
第一代	BLEEX	50.0	34	3.0	2
	ExoHiker	14.1	68	4.0	21
第二代	Exoclimber	23.0	68	4.0	2
	HULC	27.6	91	4.8	2

另外,美国麻省理工学院也在 DARPA 的“增强人体体能外骨骼(EHPA)”计划的资助下研制了一款 MIT 外骨骼^[20],可负重 36 kg,其髌关节屈曲/伸展由串联弹性驱动器(SEA)驱动,膝关节屈曲/伸展由磁流变阻尼器被动驱动,踝关节屈曲/伸展装有弹簧。

2) Soft Exosuit

2013 年,美国哈佛大学仿生设计实验室设计出第一代柔性外骨骼 Soft Exosuit,驱动采用了 McKibben 型气动肌肉^[21]。随后在美国 DARPA 的“勇士织衣”项目的资助下,研制了第二代 Soft Exosuit,其

设计了一种更加符合人体工程学、适于穿戴的新型轻质、弹性纺织带^[22],如图 1(g)所示。Soft Exosuit 与传统刚性外骨骼不同,没有刚性元件,这种柔性设计不仅能够使穿戴者的下肢摆脱刚性外骨骼硬性约束,而且更加轻便,质量仅为 12.15 kg,在运动过程

中也能让外骨骼对人体运动的干涉最小化。Soft Exosuit 的髌、踝关节的屈曲/伸展由电机卷扬鲍登线进行驱动,当鲍登线没有被驱动时,外骨骼在行走过程中也能通过弹性纺织带对穿戴者产生辅助力矩^[23-24]。

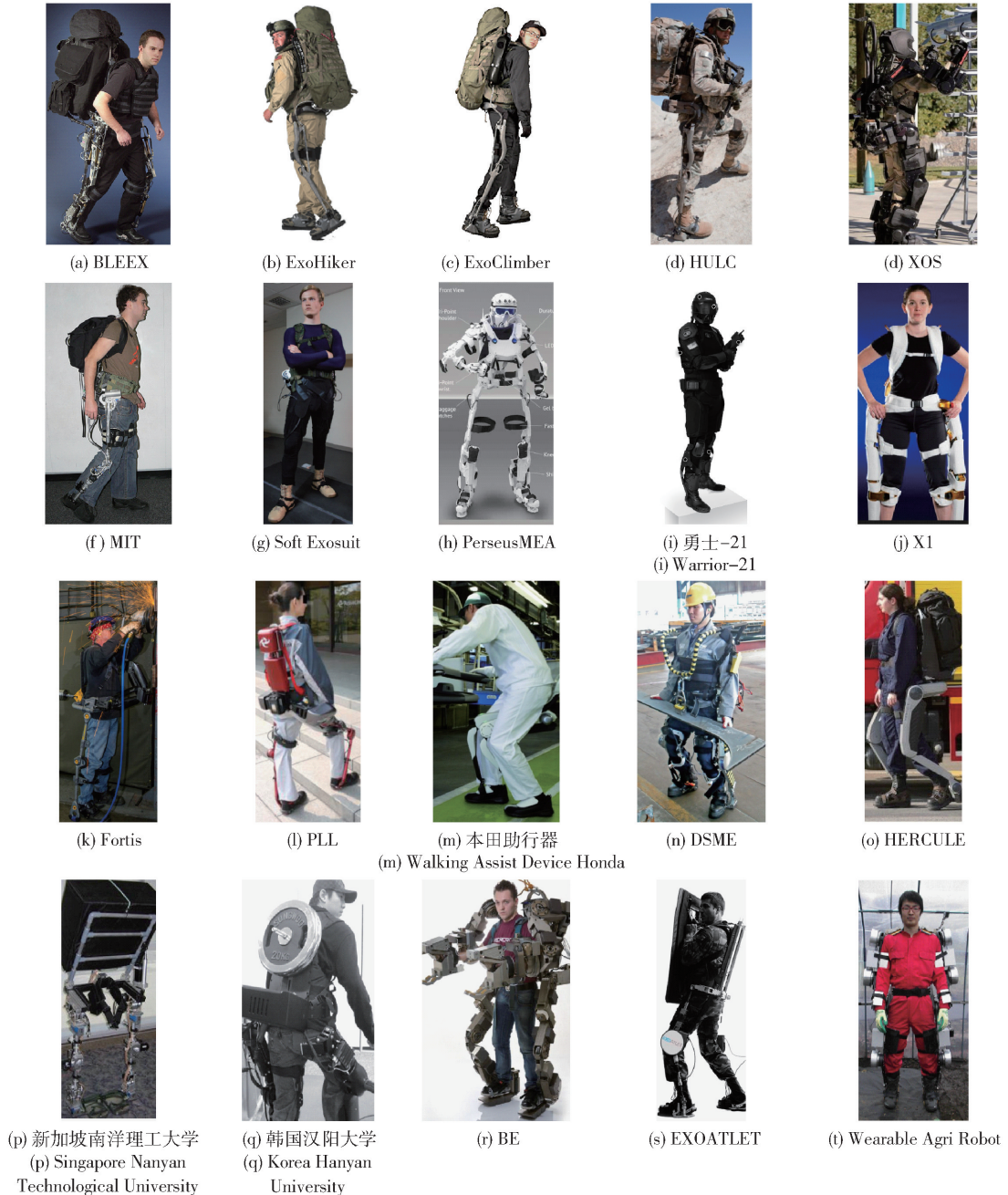


图 1 国外负重外骨骼助力机器人

Fig. 1 International load exoskeletons

3) XOS 和 BE

2010 年,美国雷神公司推出了第二代 XOS 全身外骨骼系统^[25],自重 95 kg,可抓举 90 kg 的重物,行走速度为 5 km/h。其中每条腿有 7 个自由度,髌关

节、膝关节和踝关节屈曲/伸展由液压驱动,自带电池仅能使用 40 min。

另外,与 XOS 一样为全身助力的意大利 Body Extender (BE)^[26-27] 外骨骼,自重 160 kg,可负重

100 kg,行走速度为 1.8 km/h,一共有 22 个驱动关节,其中下肢的髌、膝、踝关节屈曲/伸展由电机驱动。

1.1.2 航天领域

目前应用于航天领域的外骨骼助力机器人只有美国的 X1 外骨骼,是美国宇航局(NASA)、佛罗里达人机互动研究所(IHMC)和休斯顿海洋空间系统研究室共同在 IHMC 第二代外骨骼 Mina 的基础上开发出的外骨骼助力机器人^[28]。主要应用为:一是为了帮助宇航员在国际空间站和未来长途太空飞行中的进行锻炼活动;二是监测、记录宇航员的身体数据,并向地球上的飞行控制人员实时传回相关数据,让医生更好地获得反馈;三是在宇航员对外星球表面进行探索时增加其力量,提高微重力环境下宇航员行走的能力。X1 自重 26 kg,髌、膝关节屈曲/伸展由 SEA 驱动,髌关节内旋/外旋、外展/内收为被动驱动(弹性元件),踝关节采用纤维的刚性结构。而且 X1 的步态检测及控制方法与 Mina 相同^[29],即通过预先记录、保存的健康成人临床步态分析(CGA)数据进行驱动,其中人体步态是通过编码器、足底压力传感器(F-Scan)、躯干传感器综合判断识别。

1.1.3 工业及建筑领域

目前外骨骼助力机器人应用于工业领域主要集中在船舶、飞机、汽车的维修和制造,以及建筑领域中建材的搬运、安装等。其中,洛克希德·马丁公司打造了一款轻型、无动力的 Fortis 外骨骼,用于辅助船厂及飞机厂的工人进行打磨、焊接等工作,可以轻松举起 16.3 kg 的工具,减少 300% 的肌肉疲劳,生产效率可提高 2~27 倍^[30]。韩国大宇造船厂设计了一款用于帮助工人搬运钢材的 DSME 外骨骼,其髌、膝关节的屈曲/伸展由单作用液压缸驱动,自重 27.2 kg,一次充电可以工作 3 h,通过搭载的起重装置可以轻松升举 30 kg 钢板。日本本田助行器^[31-32]主要用于辅助汽车生产车间的工人进行工作,减少疲劳,提高工作效率和耐力。在髌、膝关节屈曲/伸展由电机驱动,自重 6.5 kg,锂电池一次充电可以支持以 4.5 km/h 的速度行走 2 h。而且助行器的结构设计很独特:一是将两条机械腿设计在人体两腿内侧,且无束缚连接;其次就是设计座椅支撑一部分体重,减少身体对腿部的负荷。韩国汉阳大学外骨骼^[33-34]用于辅助建筑工人搬运、组装建材,其髌、踝关节屈曲/伸展由被动驱动,膝关节屈曲/伸展由电机驱动,可负重 20 kg 行走、上楼梯。

1.1.4 消防及救援领域

目前针对消防及救援领域的外骨骼助力机器人主要用于辅助消防及救援人员进行搬运物资、设备等^[1],其中,“大力神”外骨骼是法国 RB3D 防务公司与武器装备总署设计,主要用于消防领域,髌、膝、踝关节屈曲/伸展由电机驱动,可负重 100 kg,以 4 km/h 的速度行进大约 20 km。PLL04 是日本松下公司在 MS-02 外骨骼基础上开发的一款轻便型外骨骼,主要用于福岛核电站的清理工作,其自重 15 kg,可负重 40 kg,髌、膝、踝关节屈曲/伸展由伺服电机驱动。

其他领域的负重外骨骼助力机器人,如俄罗斯莫斯科国立大学的 EXOATLET^[35],可配置防弹盾牌用于防暴、反恐;日本东京农工大学的 Wearable Agri Robot^[31]用于辅助农业工作者;日本神奈川工科大学的 PAS 外骨骼^[36]用于辅助护士搬运病人。图 1 列出了上文提到的部分国外负重外骨骼助力机器人。

1.2 康复外骨骼助力机器人

康复外骨骼助力机器人针对下肢行动不便的患者主要有两个应用:1) 辅助行走、上下楼梯等日常活动;2) 康复训练。图 2 列出了提到的部分国外康复外骨骼助力机器人。针对不同患者其外骨骼助力机器人的功能也有所不同,下文进行归纳分析。

1.2.1 下肢瘫痪、脊髓损伤及步态矫正患者用外骨骼助力机器人

目前,针对下肢瘫痪、脊髓损伤(SCI)及步态矫正患者的康复外骨骼助力机器人,技术比较成熟,已经有 5 种外骨骼产品进入商业化阶段,各项参数对比如表 2 所示。其中最具代表性的是以色列的 Rewalk^[37-38],髌、膝关节的屈曲/伸展由电机驱动;控制行走时,髌、膝关节根据预存的成人步态数据进行驱动,通过手腕移动设备可以控制坐、立、开始行走,通过躯干的角度传感器控制连续行走。其他 4 种外骨骼分别为美国加州伯克利分校的 eLEGS^[39]、日本筑波大学的 HAL-5^[40-41]、美国 Parker Hannifin 公司的 Indego^[42-45]、新西兰 Rex Bionics 公司的 Rex^[46-47],所采用的驱动方式、控制策略都与 Rewalk 类似,而步态检测方法不同。即 eLEGS 为智能拐杖和足底传感器检测;HAL-5 为肌电传感器检测;Indego 为躯干加速度计和关节电位计检测;Rex 为腰部摇杆和关节编码器检测,也是唯一一款不需要拐杖的。

还有其他一些进行原理样机验证的康复外骨骼



图 2 国外康复外骨骼助力机器人

Fig. 2 Foreign rehabilitation exoskeletons

助力机器人,如欧盟研究开发的基于脑机接口 BCI 控制的 MindWalker^[48-49];加州大学伯克利分校推出的低成本、绳-轮驱动的 Austin^[17];设计独特、具有脚下移动平台的 ABLE^[50];美国特拉华州立大学开发的弹簧驱动的重力平衡下肢外骨骼^[51-52];还有辅助儿童患者行走的 ATLAS^[53],气动的 Lifesuit^[54]、Pneumatic muscles orthosis^[55],以及泰国亚洲理工学院的 AIT leg exoskeleton-I^[56]等。

表 2 康复外骨骼参数

Tab. 2 Parameters of rehabilitation exoskeletons

名称	自重/kg	行走速度/(km·h ⁻¹)	工作时间/min
Rewalk	23.2	1.6	1 440
eLEGS	20.0	3.0	360
HAL-5	23.0	4.0	160
Indego	12.2	0.8	
Rex	38.0		1 440

1.2.2 中风及运动损伤患者用外骨骼助力机器人

荷兰特文特大学设计了一款用于辅助中风患者行走训练的 LOPES 外骨骼系统^[57-58],该系统由机械腿、跑步机、调整平台组成,其中机械腿质量 5.15 kg,平台质量 62 kg。机械腿的髋关节屈曲/伸展、外展/内收,膝关节屈曲/伸展由 SEA 驱动。为了适应不同人穿戴,机械腿与三自由度的平台连接,水平向前与侧向由电机驱动,垂直方向由弹簧-四连杆机构

进行重力补偿,被动驱动。而韩国西江大学推出一款用于辅助行动受损患者在平地行走、站立、坐起等康复训练的 EXPOS 外骨骼系统^[59]。该系统由智能移动平台和外骨骼组成,智能移动平台包括电机、电池、控制器等,平台上的电机通过绳-轮结构驱动关节,这样就使外骨骼的质量最小化,仅为 3.2 kg,而平台的质量要与穿戴者的体重相平衡。

2 国内研究现状

国内从 2004 年之后才开始对外骨骼助力机器人进行研究,起步较晚,大多集中于理论研究,有实验样机展示的单位如图 3 所示。

其中研究负重外骨骼助力机器人的有:1)北京理工大学对外骨骼机器人的负重机理^[60]、步态感知以及随动控制^[61-62]等方面进行了较为深入的研究,并提出了一种外骨骼-机系统平衡稳定性判定准则^[63],以及基于地面反力的自适应实时步态检测方法^[64]。目前,已经开发出第三代下肢负重外骨骼样机,髋、膝关节的屈曲/伸展由液压驱动,两块锂电池供电,可保证负重 45 kg 以 4 km/h 行走 1 h。而且在负重情况下,能够完成上下楼梯、上下坡、草地行走等动作;2)海军航空工程学院设计了一款由电机和气弹簧驱动的外骨骼样机,并对不同的控制策略进行了仿真研究^[65-66];3)华东理工大学研制的外骨骼样机采用液压驱动方式,实现了足底压力感知和

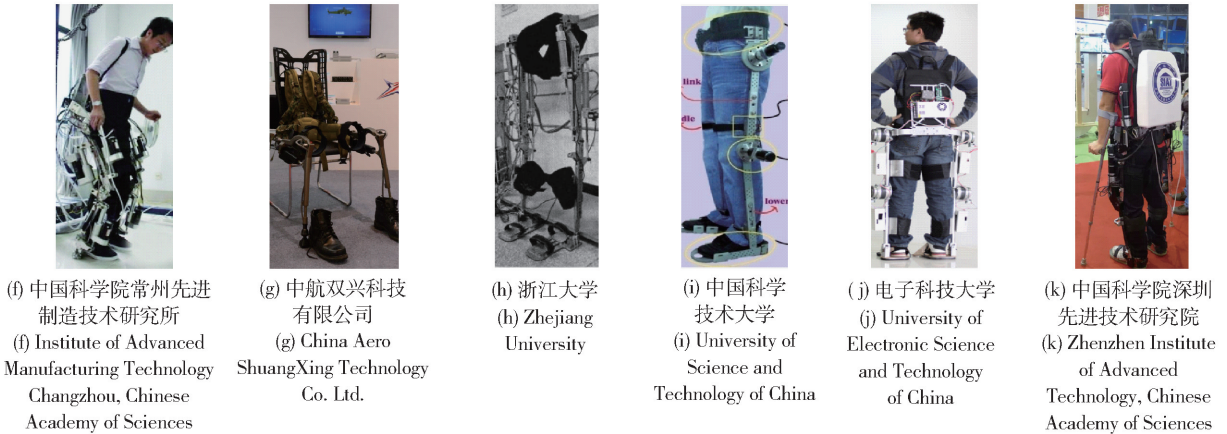
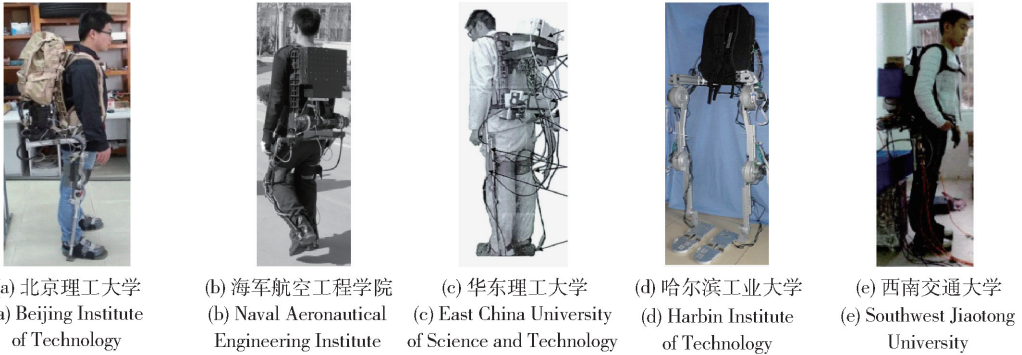


图 3 国内外外骨骼助力机器人

Fig. 3 Domestic assist robotic exoskeletons

关节助力等多种功能,并在此基础上对其虚拟样机进行了优化和改进^[67-68];4) 哈尔滨工业大学设计了一款电机驱动的外骨骼实验平台,能够实现行走等简单运动,并对步态感知及随动控制进行了研究^[69];5) 西南交通大学研制了液压驱动的下肢外骨骼实验平台,对其动态特性进行了研究^[70]。还有中国科学院常州先进制造技术研究所、中航双兴科技有限公司等各自研制和公布了电机、电动缸驱动的样机;中国兵器工业第 202 研究所、第 208 研究所、航天科工集团二院 206 研究所等也各自研制和公布了液压驱动的样机。

研究康复外骨骼助力机器人的有:1) 浙江大学设计了一套气动外骨骼样机,在此基础上主要对步态感知和控制机理等方面进行了较为深入的研究,并提出了自适应神经模糊推理控制技术^[71-72];2) 中国科学技术大学对外骨骼的构型、感知和控制方法等方面进行了分析研究^[73-74]。还有电子科技大学^[75]和中国科学院深圳先进技术研究院也各自研究了电机驱动的样机。

2015 年 11 月中旬,总装备部轻武器论证研究所主办了首届名为“助力无限 2015”的穿戴式外骨骼助力装备挑战赛,有来自全国的科研院所、院校、

国企和民企共 15 家单位参加,共有 12 台样机参加了比赛。比赛包括 3 个类型:负载机动性能类、搬移托举性能类和综合性能类(既负载机动又搬移托举)。考核了样机的负重能力、负重行走速度、负重越障能力、负重通过复杂路面和上下楼梯、上下坡的能力、搬运和托举重物的能力,以及样机自重和持续工作时间等,比赛取得了圆满成功,检验了我国目前外骨骼机器人的研究水平。

3 关键技术分析

3.1 人机匹配性技术

由于外骨骼助力机器人为穿戴式设备,与人体密切接触,为了实现安全最大化、干涉最小化,这就要求在外骨骼的驱动关节、自由度以及安全性等方面采用拟人化设计,而且还要满足以下几点:灵活、轻便、简洁、舒适、安全。

3.1.1 驱动关节及自由度

外骨骼的驱动关节及自由度设计是影响人机匹配性能的直接因素,需要与人体运动特征相吻合。按照施加驱动关节位置组合,可分为以下 3 种结构:髌+膝+踝、髌+膝、膝+踝。

对比国外负重外骨骼助力机器人和康复外骨

骼助力机器人的结构分布,如表 3 所示。从表 3 可以看出:负重外骨骼助力机器人总体结构有 79% 选择髌+膝+踝结构,这是由于外骨骼不仅承担自身重量还要承担负载,所以,各个关节所需力矩较大,不能忽略;而康复外骨骼助力机器人总体结构有 62% 选择髌+膝结构,这是由于外骨骼用于辅助行动不便的患者或老人,只需承担人体重量,所以尽量减少驱动关节,节省设备的重量和能耗。值得注意的是无论何种外骨骼助力机器人,其髌、膝关节屈曲/伸展自由度都选择主动驱动(驱动器),这是由于人体行走、站立、坐下、上下楼梯等日常活动都在矢状面上完成^[76],与仿生设计相吻合。而踝关节 3 个自由度多为被动驱动(储能元件),根据人体 CGA 数据^[77-79]可知踝关节在支撑态力矩为负,所以可以用储能元件进行驱动,其中储能元件的弹性系数和刚度系数对助力效果有决定性的影响。

表 3 国外外骨骼助力机器人的结构分布

Tab. 3 The structures of foreign exoskeletons

名称	髌+膝+踝	髌+膝
负重外骨骼助力机器人	HULC、XOS、MIT 外骨骼、Soft Exosuit、PerseusMEA、PLL04、HERCULE 外骨骼、南洋理工大学外骨骼、韩国汉阳大学外骨骼、BE	X1、DSME 外骨骼、本田助行器
康复外骨骼助力机器人	eLEGS、REX、Mind Walker、HAL-5、AIT leg exoskeleton-I	Austin、Rewalk、PAS、美国特拉华州立大学外骨骼、Indego、ABLE、LOPES、EXPOS

3.1.2 安全性设计技术

外骨骼助力机器人为人机系统,人在回路中,所以安全性设计也是非常重要的问题,主要表现在结构强度、关节角度极限位置、绑带设计等三个方面。

1) 结构强度:穿戴者穿戴外骨骼行走、上下楼梯等动作时,会产生很大的瞬时冲击力,所以在结构设计和选择材料时要避免由于断裂而对人体产生损伤的危险。其中外骨骼的机械主体要选择轻质、高强度、抗疲劳的材料,目前国外多选择航空硬铝合金(HAL-5)、钛合金(HULC)、钛铝合金(XOS、PerseusMEA)、复合材料(eLEGS)、纳米材料(勇士-21)、柔性纺织材料(Soft Exosuit)等。值得注意的是 Soft Exosuit 采用的柔性纺织带,具有轻便、舒适、干涉小等优点,但其只是增强了人体关节的力矩并不承担负载。

2) 关节角度极限位置:主要针对驱动关节,其自由度的角度变化要小于人体最大活动极限,以免对人体造成损伤,其中 BLEEX 设计关节角度范围时主要依据香港理工大学^[77]、国际生物力学学会^[78]及英国邓迪肢体配件中心^[79]的 CGA 数据。如膝关节最大屈曲角度为 159°(人体)、121°(BLEEX),髌关节最大屈曲角度为 125°(人体)、121°(BLEEX)^[80]。

3) 绑带设计:人体与外骨骼之间是通过在肩部、腰部、大腿处的绑带进行连接和固定,这要求绑带与人体各个部位具有较好的匹配性及舒适性,特别是肩部和大腿处绑带的设计,要避免由于长时间挤压、摩擦而损伤皮肤^[47,81]。目前还没有针对外骨骼助力机器人绑带设计方面的研究。

综上所述,目前外骨骼助力机器人的仿生结构与人体的匹配度不高,使得穿戴者穿戴不舒适,限制了穿戴时间,可采用三维数字扫描技术以及 3D 打印机技术来解决这个问题,即针对不同穿戴者的肢体轮廓或解剖结构进行定制,减少对人体的干涉。而且主体结构采用的材料均受到重量的制约,其他轻质、高强度材料可进行研究和应用,如电活性材料、形状记忆合金以及纳米材料等。另一个重要方面,为了能设计出符合人体全部运动需求的外骨骼助力机器人,即增加驱动关节,随着驱动关节的增加,能耗和控制复杂度也相应增加,可采用主被动相结合的方法来解决这个问题。

3.2 驱动方式

驱动方式的选择直接影响外骨骼助力机器人的结构设计、控制方法等系统方案的确定,是外骨骼助力机器人设计的基础。目前,外骨骼助力机器人常采用的驱动方式有液压、电机、气动以及 SEA^[82-83],这 4 种驱动方式各有优缺点,如表 4 所示,其他的驱动方式还有气动肌肉、电动推杆等。其中 Kazerooni 等对液压、电机等驱动方式有较为深入的研究^[84]。

1) 负重外骨骼助力机器人驱动方式,采用液压驱动的主要有 HULC、XOS、DSME 外骨骼、PerseusMEA 等,为了减少系统功率和能耗,一般会在需要较大驱动力矩的关节处设计增大力臂的机构,如 XOS 在髌、膝、踝 3 个关节处采用了绳-轮(变半径轮)机构^[85-86],HULC 在髌关节处采用了四连杆机构^[87-88]。

采用电机驱动的主要有 BE、Soft Exosuit、PLL04、本田助行器、南洋理工大学外骨骼、韩国汉阳大学外骨骼等,其中 Soft Exosuit 通过电机卷扬鲍

登线来进行驱动关节运动,如在踝关节,当鲍登线被电机驱动时,脚跟被向上、脚掌向下,产生屈曲动作,在行走过程中实现助力,而其他外骨骼助力机器人都通过减速器直接驱动关节运动^[23-24]。

采用 SEA 驱动的主要有 MIT 外骨骼、X1 等,其中 SEA 驱动器由电机、钢丝绳、转轮及弹簧组成,电机驱动转轮转动,转轮带动钢丝绳直线运动,钢丝绳两端的弹簧被压缩储存能量,起到缓冲作用^[82]。

表 4 各种驱动方式的优缺点

Tab. 4 Advantages and disadvantages of different driving modes

驱动类型	优点	缺点
液压驱动	1) 可靠性高; 2) 构造简单; 3) 工作平稳; 4) 惯性小; 5) 易于实现过载保护; 6) 运动或行进中可实行无级调速。	1) 液压传动对油温和负载变化敏感; 2) 油液可压缩; 3) 工作液体易泄漏。
电机驱动	1) 采用电缆连接,能量传递方便、信号传递迅速; 2) 标准化程度高; 3) 易于实现自动化控制; 4) 结构简单; 5) 无污染。	1) 运动平衡性差; 2) 容易受到外界负载的影响; 3) 惯性大; 4) 换向慢; 5) 体积大; 6) 笨重。
气压驱动	1) 结构简单; 2) 成本低; 3) 气体粘性小; 4) 易于实现无级变速; 5) 无污染; 6) 阻力损失小; 7) 防火、防爆、流速很高; 8) 可以在高温下工作。	1) 空气容易压缩、泄漏; 2) 在有负荷的作用下,速度容易发生变动; 3) 难于精确控制,不适宜在低温下工作(可能凝结成水或冰); 4) 气体难以被密封; 5) 工作压力一般小于 0.8 MPa,只适用于小功率传动。
SEA 驱动	1) 控制精度高; 2) 安全性高; 3) 减弱惯性冲击; 4) 减少摩擦损失; 5) 储能。	1) 刚度受弹性元件限制; 2) 体积大; 3) 笨重; 4) 结构复杂; 5) 高功率。

由于负重外骨骼需要很高的关节驱动力矩和功率,液压驱动与其他驱动方式相比,结构更加简单、体积更小、质量更轻。在负载基本相同的情况下,液压驱动方式表现出的助力性能和输出能量密度也更加出色(如 XOS^[25],自重 95 kg,负重 90 kg),而电机驱动则相对笨重一些(如 BE^[26],自重 160 kg,负重

100 kg)。

2) 康复外骨骼助力机器人驱动方式,采用电机驱动的主要有 eLEGS、Austin、Rewalk、REX、HAL-5、EXPOS、Indego、ABLE、AIT leg exoskeleton- I 等,其中 Austin^[14]、EXPOS^[57]的关节处采用了绳-轮机构,电机通过钢丝绳驱动关节运动。采用气动驱动主要有 PAS、Lifesuit、Pneumatic muscles orthosis,采用 SEA 驱动的主要有 LOPES、Mind Walker 等。还有采用被动驱动的外骨骼,最具代表性的就是美国特拉华州立大学外骨骼,采用弹簧驱动^[52]。目前康复外骨骼助力机器人大多采用电机驱动方式,这是由于康复外骨骼助力机器人只需承担人体的重量,小型电机可以满足所需关节力矩及功率要求。而且康复外骨骼主要是辅助老人或截瘫患者行走、上下楼梯等日常活动,电机驱动与其他方式相比更能发挥其易于控制、无污染、噪音小等优点。

综上所述,目前液压、电机、气动、SEA 等驱动器都受到其功率、质量及体积的限制,而且工作过程中的噪音也对人体感官造成负面影响。人造肌肉的发展对其可能有重要推动,但仍然存在一些技术难题,如高速运动的寿命及性能问题等。

另一个重要方面,就是支持驱动器的能源问题,对于下肢负重外骨骼助力机器人和康复外骨骼助力机器人运行几小时是足够的,但对于全身外骨骼助力机器人有些不足。目前可用的能源为一次性电池或可充电电池、小型内燃机等,都存在优点和局限。所以电化学燃料电池、无线能量传输等新型技术,是潜在和长久的解决方法。

3.3 步态检测技术

尽管各种外骨骼的结构、运动学、动力学特性不同,但是基本控制原理相同,都是将人体运动划分出几种不同步态,步态的检测和判定主要依赖于步态检测系统,而且步态检测的准确性及可靠性也是控制的前提和基础。通过对不同外骨骼的步态检测方法进行对比分析可知,目前步态检测的传感器技术系统能够归纳为足底感知技术、肢体感知技术、混合感知技术 3 种。

3.3.1 足底感知技术

足底感知技术是通过传感器检测足部人机作用力或地面反力来判断不同步态。负重外骨骼助力机器人 XOS、PLL04、BE 等是在足底安装六维力/力矩传感器,通过感知足底的人机作用力、力矩的大小和方向对步态进行检测和判定,其中 BE 分了 3 种步态:双腿站立态、左腿站立态和右腿站立态^[89]。还

有 HULC 是通过不同位置的鞋垫进行步态识别,即在两层柔性金属导电布中间有多孔泡沫,当被挤压时两层导电布的电阻减少,以此检测压力值,对步态处于支撑还是摆动进行判定,其中传感器布置方式为脚跟一个、脚掌一个^[90]。

3.3.2 肢体感知技术

肢体感知技术就是利用传感器检测下肢或者躯干的运动意图,有以下 3 种:1) 基于角度传感器的感知技术:Rewalk 连续行走时的步态是通过躯干的角度传感器进行判定^[37];新加坡南洋理工大学外骨骼有内外两套外骨骼,其中内侧外骨骼上的编码器用于实时测量人体关节角度变化从而判断人体步态^[15]。2) 基于肌电传感器的感知技术:韩国汉阳大学外骨骼、HAL-5、PAS 等是通过安装在大小腿肌肉上的肌电传感器来检测肌肉的活动信号,从而对步态处于支撑还是摆动进行判定^[34,40,91]。3) 基于脑机接口(BCI)的感知技术:Mind Walker 分了 9 种步态:双腿站立、重心移向左腿、右腿摆动一半、右腿摆动完全、双腿站立与左腿准备、重心移向右腿、左腿摆动一半、左腿摆动完全、双腿站立与右腿准备,步态转换是通过脑电图(EGG)传感器来检测和判定^[48]。

3.3.3 混合感知技术

混合感知技术就是利用两种及以上类型的传感器对人体步态进行耦合识别和判定,其中 MIT 外骨骼通过检测关节角度(关节电位计)、地面反力(小腿力传感器)、人-机作用力(人-机间的力传感器)耦合分析和判定步态^[20]。X1 通过躯干角度传感器判定人体摆动态,足底压力传感器判定支撑态^[28]。eLEGS 将行走步态周期分为 4 个状态:左摆动、左站立、右摆动、右站立,然后通过智能拐杖的压力传感器判定摆动态,足底压力传感器判定支撑态^[10];Austin、ABLE 等也采用了类似的检测方法。EXPOS 通过大腿绑带处的压力传感器判定摆动态,足底压力传感器判定支撑态^[59]。Indego 通过躯干的加速度计、关节的电位计综合确定人-外骨骼系统的压力中心位置,然后根据压力中心的位置来判定步态^[42-43]。由于 Soft Exosuit 与常规的刚性外骨骼不同,不适合用编码器或电位计来检测关节角度,所以设计了一种新型的传感测试系统,通过整合力传感器、陀螺仪、IMU 位移传感器对比确定关节角度来判定步态^[92]。

综上分析,负重外骨骼助力机器人多采用足底压力传感器检测步态,而康复外骨骼助力机器人多

采用多种传感器混合检测步态,这些步态检测方法都存在易受人体干扰、判断不准确以及无法适应多地形的问題。所以 BCI 脑机接口、皮下传感器等神经技术的发展至关重要,是潜在的解决方法。

3.4 人机协同行走控制策略

人机协同行走控制策略是外骨骼助力机器人系统最为关键的技术,其本质就是外骨骼伴随人体运动时人机间作用力最小,目前主要有以下 5 种控制策略:

1) 灵敏度放大控制策略。将人施加的力到外骨骼输出的传递函数定义为灵敏度函数,目标就是通过控制器的设计使得该灵敏度函数最大化,从而实现用很小的力就能改变外骨骼的动作。这种控制策略不需要在人机之间安装传感器,仍然可以控制外骨骼跟随穿戴者运动,但是严格依赖于外骨骼的逆动力学模型的准确性^[93]。其中 BLEEX 首次提出了这种控制策略,并建立了 3 种步态的逆动力学模型:单腿支撑态(七连杆动力学模型)、双腿支撑态(每条腿都建立三连杆动力学模型)、一腿支撑及一腿冗余态(支撑腿建立三连杆动力学模型,冗余腿建立四连杆动力学模型)。不同步态根据足底压力传感器进行判别,实验测试表明外骨骼能够辅助穿戴者负重 34 kg,以 1.3 m/s 的速度行走^[80,93-94]。HULC、XOS、PLL04 等也采用了这种控制方法。

2) 基于预定步态的控制策略。预先将采集好的健康成人 CGA 数据存入外骨骼控制器中,然后根据不同步态提供相应的 CGA 数据对各个关节进行驱动,具有较好的适用性和灵活性。X1、本田助行器、eLEGS、Rewalk、REX、Mind Walker、HAL-5、Indego 等均采用了这种控制策略。其中,本田助行器是根据穿戴者平常走路时各关节的角度数据进行统计分析,然后调整与穿戴者的协调性,最终由电机驱动髋、膝关节进行最佳的力量辅助^[31]。Mind Walker 在单腿站立和双腿站立态时,关节轨迹被预先设定以维护人-机系统的平衡稳定;在零辅助模式下,髋、膝关节的摆动是根据预存的 CGA 数据进行驱动^[48-49]。Indego 控制时分为 4 个状态:站立、右前倾、左前倾、坐下,每种状态下关节角度是根据预先采集好的 CGA 数据进行确定,各个状态的切换由穿戴者语音或开关控制^[43-44]。

3) 基于步态的预定驱动控制策略^[2]。该策略是驱动与人体步态存在函数关系,与预定步态轨迹控制不同,这种控制策略是一种步态事件触发一种驱动动作。如 MIT 外骨骼中阻尼器的开/关^[20];以

及韩国汉阳大学外骨骼控制时,当左腿肌肉激活,右腿膝关节驱动^[34];还有 Soft Exosuit 的电机-鲍登线驱动是位置控制,其位置与人体步态百分比呈函数关系^[92,95]。

4) 混合控制策略^[2]。针对不同步态有不同控制策略,这样可以提高各自步态的准确性,但是步态切换时控制存在不稳定性或不连续性。其中, BLE-EX 在摆动态,采用正反馈灵敏度放大控制策略;在站立态,采用位置比例控制策略,来减少人与外骨骼之间的角度差别,其控制效果好坏取决于人-机之间机械连接的兼容性。其中两条腿单独控制,控制策略的切换主要依靠步态识别。实验测试表明,外骨骼辅助穿戴者负重 18 kg,以 0.5 m/s 的速度行走,需要扶手保持平衡,这种控制效果明显不如仅有灵敏度放大控制策略^[96]。南洋理工大学外骨骼在双腿支撑态,采用零点力矩(ZMP)法控制策略;在单腿支撑态,采用混合控制策略,即摆动腿采用随动控制,而支撑腿采用 ZMP 法控制^[15]。

5) 基于动力学的控制策略。建立不同步态对应的人-机动力学模型,其中通常考虑重力补偿、人-机作用力、ZMP 平衡稳定判据等。这种方法简单明了,但依赖于建立模型的准确性,其中运动学和动力学变量由各种传感器来测量。其中, BE 建立了考虑人-机-环境因素的动力学、运动学模型,根据 3 种步态(双腿站立态、左腿站立态和右腿站立态)进行相应控制^[89]。PAS 控制行走时,所需关节力矩通过一个简单的静态人体模型进行计算得到,其中考虑了整个系统的重力补偿,及人机间作用力^[91]。HAL-5 针对膝关节障碍患者,其行走及坐-起运动时所需驱动力矩通过静态下肢 HAL-人动力学模型进行计算获得,其中要考虑重力补偿力矩^[97-98]。

其他控制策略,如 LOPES 首次采用了自适应控制策略,主要目的是捕获穿戴者行走康复训练中关节运动的周期性信号(相位、振幅、频率等),为后期控制提供依据^[99]。AIT leg exoskeleton- I 采用了模糊控制策略,即首先预定义步态轨迹,然后通过模糊控制器实时对比调整外骨骼的步态轨迹^[56]。

综上所述,对于负重外骨骼助力机器人,应用灵敏度放大控制策略效果最好,如 HULC、XOS 等,而对于康复外骨骼助力机器人,预定步态控制策略应用最为成熟,如 eLEGS、Rewalk、HAL-5 等。但无论哪种控制策略都存在动态稳定性问题,即对于不同任务(行走、上下坡、跳跃、奔跑等),需要通过步态判断或语音识别进行分开控制,而步态识别及语音

识别的准确度无法保证,可用人工智能技术改善控制策略以适应日常活动,其中防跌倒和绊倒的控制算法需要深入研究。

3.5 助力效果评估技术

外骨骼助力机器人的助力效果评估还没有一套完整的评价体系,目前常用的评估方法就是检测穿戴者的耗氧量、心率、肌肉活性(EMG)等生物体参数。其中,HULC^[19]通过测试穿戴者在有无负载的情况下其减少的耗氧量百分比;韩国汉阳大学外骨骼^[34]、Mind Walker^[100]、美国特拉华州立大学外骨骼^[52]、EXPOS^[59]等采用 EMG 传感器测试穿戴者大腿肌肉活性减少的百分比。还有一些其他的评估方法,如 Jesús Tamez-Duque 等^[47]在 REX 的基础上,开发了一套基于压力传感器检测患者大小腿绑带处肌肉压力的检测系统;Indego^[43]行走实验时,通过收集外骨骼的髋、膝关节角度数据,对比分析各个关节角度数据的重复率。以上助力评估方法中,都没有考虑穿戴者测试时心里状态的影响,而且外骨骼助力机器人的安全性和可靠性评估也是非常重要的,目前没有相关研究。

4 结论及展望

本文对负重外骨骼助力机器人和康复助力外骨骼机器人的国内外研究现状进行了分析。并对相关的关键技术进行了分析,具体如下:

1) 人机匹配性技术,主要包括驱动关节设计、结构设计、安全性设计等。对于负重外骨骼助力机器人,各个关节所需力矩较大,总体结构主要选择髋+膝+踝结构;对于康复外骨骼助力机器人,总体结构主要选择髋+膝结构。

2) 驱动方式,主要有电机、液压、气动、SEA 以及人造肌肉等。在相同输出能量密度条件下,液压驱动结构更简单、体积更小、质量更轻,更适用于负重外骨骼助力机器人;而对于康复外骨骼助力机器人,电机驱动与其他方式相比更能发挥其易于控制、无污染、噪音小等优点。

3) 步态检测技术,分为足底感知、肢体感知、混合感知 3 种步态判断方法。其中肢体感知的肌电传感器存在穿戴不便、易脱落、易受人体影响(如激烈活动造成出汗、移位等)等缺点,相比之下,足底感知的足底压力或多维力传感器更加可靠。而对于康复外骨骼助力机器人,可增加智能拐杖(内置压力或倾角传感器)来辅助判断步态,也可提高穿戴者的动态稳定性和安全性。

4) 人机协同行走控制策略,主要有灵敏度放大控制、基于预定步态的控制、基于步态的预定驱动控制、混合控制、基于动力学的控制、自适应控制以及模糊控制等。在原理上,都是将步态划分出几种不同步态相,根据传感器进行预判和确定。

5) 助力效果评估,还没有一套完整的评价体系,常用的评估方法为检测穿戴者的耗氧量、心率、EMG 肌肉活性等生物体参数。

多关节外骨骼助力机器人还存在很多问题需要进一步研究,今后的研究重点和方向如下:1) 在结构设计方面,高舒适性、无运动阻碍的仿生结构设计需要进一步研究,提高人机匹配性;2) 在驱动方面,需开展无噪音、低能耗、轻质的新型驱动方式研究;3) 在步态感知方面,需开展基于复杂地形的步态感知技术研究,以及基于生物传感器(BCI 技术)的人体运动意图感知系统研究;4) 在人机协同控制方面,需开展适用于连续蹲起、行走、奔跑等多任务的智能控制算法研究,以及防摔倒、自主平衡控制算法研究;5) 在能源方面,需开展基于主被动驱动相结合的节能优化设计研究;高能量密度的能源技术及无线传输技术研究;6) 在助力效果评估技术方面,需开展科学、准确、可靠、完善的外骨骼机器人助力效果评估方法或体系研究。

参考文献 (References)

[1] Robert B. Robotic exoskeletons: a review of recent progress [J]. *Industrial Robot: An International Journal*, 2015, 42(1): 5-10.

[2] Yan T F, Marco C, Calogero M O, et al. Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons [J]. *Robotics and Autonomous Systems*, 2015, 64: 120-136.

[3] Lenzi T, Carrozza M C, Agrawal S K. Powered hip exoskeletons can reduce the user's hip and ankle muscle activations during walking [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2013, 21(6): 938-948.

[4] Dollar A M, Herr H. Design of a quasi-passive knee exoskeleton to assist running [C] // *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. Nice, France: IEEE, 2008: 747-754.

[5] Kao P C, Lewis C L, Ferris D P. Invariant ankle moment patterns when walking with and without a robotic ankle exoskeleton [J]. *Journal of Biomechanics*, 2010, 43(2): 203-209.

[6] Neil J M. Preliminary design of a full-scale, wearable, exoskeleton structure, AD-A058716 [R]. Buffalo, New York, US: Cornell Aeronautical Laboratory, 1963.

[7] Repperger D W, Remis S J, Merrill G. Performance measures of teleoperation using an Exoskeleton device [C] // *Proceedings of the*

IEEE International Conference on Robotics and Automation. Cincinnati, OH: IEEE, 1990: 552-557.

[8] Giuffrida F, Piaggio M, Guerrasio C. G-EXO, a modular exoskeleton as multi purpose multi media interface [C] // *Proceedings of IEEE International Workshop on Robot and Human Communication*. Tsukuba, Japan: IEEE, 1996: 213-216.

[9] Hayashibara Y, Tanie K, Arai H. Design of a power assist system with consideration of actuator's maximum torque [C] // *IEEE International Workshop on Robot and Human Communication*. Tokyo, Japan: IEEE, 1995: 379-384.

[10] Jansen J, Richardson B, Pin F. Exoskeleton for soldier enhancement systems feasibility study [R]. Oak Ridge, Florida, US: Oak Ridge National Laboratory, 2000.

[11] Dick J, Crapuchettes B. Servo-assisted lower-body exoskeleton with a true running gait [R]. US: DARPA, 2000.

[12] Garcia E, Sater J M, Main J. Exoskeletons for human performance augmentation (EHPA): a program summary [J]. *Journal of the Robotics Society of Japan*, 2002, 20(8): 44-48.

[13] Bush N E, Fullerton N, Crumpton R. Original research soldiers' personal technologies on deployment and at home [J]. *Telemedicine and E-Health*, 2012, 18(4): 253-263.

[14] Ben M. Perseus MEA -concept art for an exoskeleton by artist Francis Goeltner [EB/OL]. [2014-02-10]. <http://soldiersystems.net/2014/02/10/perseus-concept-art-exoskeleton-artist-francis-goeltner/>.

[15] Low K H, Liu X P, Yu H Y. Development of NTU wearable exoskeleton system for assistive technologies [C] // *IEEE International Conference on Mechatronics & Automation*. Niagara Falls, Canada: IEEE, 2005: 1099-1106.

[16] 王超, 王玉林, 宋慧新. 人体助力行走机器人关键技术分析 [J]. *车辆与动力技术*, 2014(1): 53-57.

WANG Chao, WANG Yu-lin, SONG Hui-xin. Key technologies analysis of human stepped power assist device [J]. *Vehicle & Power Technology*, 2014(1): 53-57. (in Chinese)

[17] Berkeley Robotics & Human Engineering Laboratory. Exoskeleton [EB/OL]. [2013-04-03]. <http://bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton/>.

[18] Zoss A, Kazerooni H, Chu A. On the mechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX) [C] // *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*. Barcelona, Spain: IEEE, 2005: 3465-3472.

[19] HULC [EB/OL]. [2013-05-13]. <http://www.lockheedmartin.com/us/products/hulc.html>.

[20] Walsh C J, Pasch K. An autonomous, underactuated exoskeleton for load-carrying augmentation [C] // *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. Beijing, China: IEEE, 2006: 1410-1415.

[21] Michael W, Brendan Q, Patrick M A, et al. A light weight soft exosuit for gait assistance [C] // *IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Karlsruhe, Germany: IEEE, 2013: 6-10.

[22] Asbeck A T, Schmidt K, Walsh C J. Soft exosuit for hip assis-

- tance [J]. *Robotics and Autonomous Systems (RAS) Special Issue on Wearable Robotics*, 2014, 73: 102 – 110.
- [23] Galiana I Y, Asbeck A, Quinlivan B, et al. Multi-joint actuation platform for lower extremity soft exosuits [C] // *IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Hong Kong, China; IEEE, 2014; 1327 – 1334.
- [24] Asbeck A T, Schmidt K, Galiana I, et al. Multi-joint soft exosuit for gait assistance [C] // *International Conference on Robotics and Automation*. Seattle, WA; IEEE, 2015; 6197 – 6204.
- [25] A new exoskeleton enhance mobility and increase endurance [EB/OL]. [2012-07-07]. http://www.raython.com/newsroom/technology/rtn_exoskeleton.
- [26] Marcheschi S, Salsedo F, Fontana M, et al. Body extender; whole body exoskeleton for human power augmentation [C] // *IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Shanghai, China; IEEE, 2011; 611 – 616.
- [27] Fontana M, Vertechy R, Marcheschi S, et al. The body extender; a full-body exoskeleton for the transport and handling of heavy loads [J]. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 2014, 21(4): 34 – 44.
- [28] Kwa H K, Noorden J F, Missel M, et al. Development of the IHMC mobility assist exoskeleton [C] // *IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Kobe, Japan; IEEE, 2009; 1349 – 1355.
- [29] 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*. Zurich, Switzerland; IEEE, 2011; 1-8.
- [30] Fortis Exoskeleton [EB/OL]. [2014-08-19]. <http://www.lockheedmartin.com/us/products/exoskeleton/FORTIS.html>.
- [31] Bock T, Linner T, Ikeda W. Future of humanoid robots [M]. US: InTech Open Access Publisher, 2012; 111 – 146.
- [32] Steve C. Walking assist device Honda [EB/OL]. [2008-11-17]. <http://world.honda.com/news/2008/c081107Walking-Assist-Device>.
- [33] Kim Y S, Lee J W, Lee S Y, et al. A force reflected exoskeleton-type master arm for human-robot interaction [J]. *IEEE Transactions on System Man and Cybernetics, Part A: Systems and Humans*, 2005, 35(2): 198 – 212.
- [34] Kim W S, Lee S H, Lee H D, et al. Development of the heavy load transferring task oriented exoskeleton adapted by lower extremity using quasi-active joints [C] // *ICROS-SICE International Joint Conference*. Fukuoka, Japan; ICROS, 2009; 1353 – 1358.
- [35] Doktor S. ExoAtlet [EB/OL]. [2014-02-11]. <http://www.exoatlet.com/>
- [36] Yamamoto K, Hyodo K, Ishii M. Development of power assisting suit for assisting nurse labor [J]. *JSME International Journal. Series C, Mechanical Systems, Machine Elements and Manufacturing*, 2002, 45(3): 703 – 711.
- [37] Neuhaus P, Kazerooni H. Design and control of human assisted walking robot [C] // *IEEE International Conference on Robotics & Auto*. San Francisco, CA; IEEE, 2000; 426 – 431.
- [38] 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.
- [39] Hutan A, Ara D, Thanos A. Autbionics; a new paradigm in regenerative medicine and surgery [J]. *Regenerative Medicine*, 2010, 5(2): 279 – 288.
- [40] Shigeki T, Junichiro Y, Ultra S. Motor powered assisted suit system [J]. *Society of Biomechanism*, 2006, 30(4): 189 – 193.
- [41] Hiroshi K, Sho H, Hirokazu N. Development and application of a muscle force enhancement wear; muscle suit [C] // *Proceedings of the 11th Symposium on Construction Robotics*. Tokyo, Japan: The Japan Society of Mechanical Engineers, 2008; 93 – 100.
- [42] Quintero H A, Farris R J, Hartigan C, et al. A powered lower limb orthosis for providing legged mobility in paraplegic individuals [J]. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, 2011, 17(1): 25 – 33.
- [43] Farris R J, Quintero H A, Goldfarb M. Preliminary evaluation of a powered lower limb orthosis to aid walking in paraplegic individuals [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2011, 19(6): 652 – 659.
- [44] Quintero H A, Farris R J, Goldfarb M. A method for the autonomous control of lower limb exoskeletons for persons with paraplegia [J]. *Journal of Medical Devices*, 2012, 6(4): 3097 – 3106.
- [45] Farris R J, Quintero H A, Goldfarb M. Performance evaluation of a lower limb exoskeleton for stair ascent and descent with paraplegia [C] // *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Conference Proceedings*. San Diego, CA; IEEE, 2012; 1908 – 1911.
- [46] Rex [EB/OL]. [2010-03-15]. <http://www.rexbionics.com/>.
- [47] Jesus T D, Rebeca C U, Atilla K, et al. Real-time strap pressure sensor system for powered exoskeletons [J]. *Sensors*, 2015, 15(2): 4550 – 4563.
- [48] Wang L T, Wang S Q, Van A, et al. Actively controlled lateral gait assistance in a lower limb exoskeleton [C] // *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. Tokyo, Japan; IEEE, 2013; 965 – 970.
- [49] Wang S Q, Wang L T, Meijneke C, et al. Design and control of the MINDWALKER exoskeleton [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering*, 2015, 23(2): 277 – 286.
- [50] Mori Y, Okada J, Takayama K. Development of a standing style transfer system "ABLE" for disabled lower limbs [J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2006, 11(4): 373 – 380.
- [51] Banala S K, Agrawal S K, Fattah A. Gravity balancing leg orthosis for robotic rehabilitation [C] // *IEEE International Conference on Robotics and Automation*. New Orleans, LA; IEEE, 2004; 2474 – 2479.
- [52] Sai K B, Sumil K A, Abbas F, et al. Gravity balancing leg ortho-

- sis and its performance evaluation [J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2006, 22(6): 1228 - 1239.
- [53] Daniel S M, Manuel C, Arevalo J C, et al. Control motion approach of a lower limb orthosis to reduce energy consumption [J]. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 2012, 9: 1 - 8.
- [54] Reuben H. Early teleoperators and exoskeleton [EB/OL]. [2014-02-15]. <http://cybemeticzoo.com/>.
- [55] Yeh T J, Wu M J, Lu T J. Control of McKibben pneumatic muscles for a power-assist, lower-limb orthosis [J]. *Mechatronics*, 2010, 20(6): 686 - 697.
- [56] Aphiratsakun N, Parnichkun M. Balancing control of AIT leg exoskeleton using ZMP based FLC [J]. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 2009, 6(4): 319 - 328.
- [57] Veneman J F, Ekkelenkam P R, Kruidho F R, et al. A series elastic and Bowden-cable-based actuation system for use as torque actuator in exoskeleton-type robots [J]. *International Journal of Robotics Research*, 2006, 25(3): 261 - 281.
- [58] Jan F V, Rik K, Hekman E E G, et al. Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2007, 15(3): 379 - 386.
- [59] Kong K, Jeon D. Design and control of an exoskeleton for the elderly and patients [J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2006, 11(4): 428 - 432.
- [60] 周龙. 外骨骼机器人负重机理研究及动力学分析[D]. 北京: 北京理工大学, 2013.
- ZHOU Long. Load-bearing mechanism and dynamics analysis of exoskeleton robot [D]. Beijing: Beijing Institute of Technology, 2013. (in Chinese)
- [61] Niu J K, Song Q Z, Wang X G. Fuzzy PID control for passive lower extremity exoskeleton in swing phase[C]//IEEE International Conference on Electronics Information and Emergency Communication. Beijing, China: IEEE, 2013: 185 - 188.
- [62] 牛建凯. 外骨骼机器人助力控制技术[D]. 北京: 北京理工大学, 2014.
- NIU Jian-kai. Study on control technology of the exoskeleton robot [D]. Beijing: Beijing Institute of Technology, 2014. (in Chinese)
- [63] 刘宁宁. 外骨骼机器人的人-机系统平衡稳定性研究[D]. 北京: 北京理工大学, 2015.
- LIU Ning-ning. Study on stability of the exoskeleton robot man-machine system [D]. Beijing: Beijing Institute of Technology, 2015. (in Chinese)
- [64] Yu L, Zheng Z B, Wang Y. Adaptive method for real-time gait phase detection based on ground contact forces [J]. *Gait & Posture*, 2015, 41(1): 269 - 275.
- [65] 归丽华, 杨智勇, 顾文锦, 等. 能量辅助骨骼服 NAEUES 的开发[J]. *海军航空工程学院学报*, 2007, 22(4): 467 - 470.
- GUI Li-hua, YANG Zhi-yong, GU Wen-jin, et al. Development of power assistance exoskeleton suit (NAEIES) [J]. *Journal of Naval Aeronautical Engineering Institute*, 2007, 22(4): 467 - 470. (in Chinese)
- [66] 杨智勇, 归丽华, 张静, 等. 能量辅助骨骼服的研究现状及发展趋势[J]. *山东科技大学学报*, 2012, 31(5): 41 - 48.
- YANG Zhi-yong, GUI Li-hua, ZHANG Jing, et al. Research status and development trend of energy-assisted exoskeleton suit [J]. *Journal of Shandong University of Science and Technology*, 2012, 31(5): 41 - 48. (in Chinese)
- [67] 雷兵. 协行助力机械腿结构优化及性能评估系统研究[D]. 上海: 华东理工大学, 2011.
- LEI Bing. Structure optimization and performance evaluation of leg exoskeleton for load carrying augument [D]. Shanghai: East China University of Science and Technology, 2011. (in Chinese)
- [68] 秦颖硕. 液压驱动的外骨骼服柔性驱动系统研究[D]. 上海: 华东理工大学, 2012.
- QIN Ying-shi. Study of the supply driving system of hydraulic driven exoskeleton [D]. Shanghai: East China University of Science and Technology, 2012. (in Chinese)
- [69] 蒋靖. 下肢助力外骨骼机构设计与研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2012.
- JIANG Jing. Research and mechanism design of lower limb power exoskeletons [D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2012. (in Chinese)
- [70] 刘放. 基于 PRBA 模型的外骨骼式人机携行运载系统动态特性研究[D]. 成都: 西南交通大学, 2012.
- LIU Fang. Dynamic characteristic for man-machine accompanying load system equipped with exoskeleton based on PRBA model [D]. Chengdu: Southwest Jiaotong University, 2012. (in Chinese)
- [71] Yang C J, Niu B, Chen Y. Adaptive neuro-fuzzy control based development of a wearable exoskeleton leg for human walking power augmentation[C]//IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics. California, US: IEEE, 2005: 467 - 472.
- [72] 张佳帆. 基于柔性外骨骼机智能系统基础理论及应用技术研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2009.
- ZHANG Jia-fan. Exoskeleton based man machine intelligent system and its application [D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2009. (in Chinese)
- [73] 陈峰. 可穿戴型助力机器人技术研究[D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2007.
- CHEN Feng. Research on the wearable power assist robot [D]. Hefei: University of Science and Technology of China, 2007. (in Chinese)
- [74] 郑成闻, 宋全军, 佟丽娜, 等. 一种柔性双足压力检测装置与步态分析系统设计研究[J]. *传感技术学报*, 2011, 23(12): 1704 - 1708.
- ZHENG Cheng-wen, SONG Quan-jun, TONG Li-na, et al. Research on the design of a flexible biped plantar pressure measurement device and gait analysis system [J]. *Journal of Sensors and Actuators*, 2011, 23(12): 1704 - 1708. (in Chinese)
- [75] 黄瑞. 基于虚拟样机技术的 PRMI 外骨骼机器人步态仿真研究[D]. 成都: 电子科技大学, 2013.
- HUANG Rui. Gait simulation of PMRI exoskeleton based on vir-

- tual prototype [D]. Chengdu: University of Electronic Science and Technology of China, 2013. (in Chinese)
- [76] Steger J R. A design and control methodology for human exoskeletons [D]. Berkeley: University of California, 2006.
- [77] Winter A. Biomechanical data resources [EB/OL]. [1999-07-11]. <http://guardian.curtin.edu.au/org/data/>.
- [78] Kirtley C. CGA normative gait database [EB/OL]. [1999-07-11]. <http://guardian.curtin.edu.au/cga/data/>.
- [79] Linsell J. CGA normative gait database [EB/OL]. [1999-07-11]. <http://guardian.curtin.edu.au/cga/data/>.
- [80] Zoss A B, Kazerooni H, Chu A. Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX) [J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2006, 11(2): 128 - 138.
- [81] Michael H. Physiological strain due to load carrying [J]. European Journal of Applied Physiology, 1990, 61(3/4): 237 - 245.
- [82] Vanderborght B, Albu-Schaeffer A, Bicchi A, et al. Variable impedance actuators: a review [J]. Robotics and Autonomous Systems, 2013, 61(12): 1601 - 1614.
- [83] Vallery H, Veneman J, Van Asseldonk E, et al. Compliant actuation of rehabilitation robots: benefits and limitations of series elastic actuators [J]. IEEE Robotics & Automation Magazine, 2008, 15(3): 60 - 69.
- [84] 高羽嵩. 外骨骼助力机器人的动力学分析与结构优化设计[D]. 北京: 北京理工大学, 2012.
GAO Yu-he. Dynamics analysis and structure design of the exoskeleton robot [D]. Beijing: Beijing Institute of Technology, 2012. (in Chinese)
- [85] Stephen C J, Marei X O, Brian J M. Biomimetic mechanical joint; US, US20110214524A1 [P]. 2011-09-08.
- [86] Stephen C J, Marc O. Contact displacement actuator system; US, US20090210093A1 [P]. 2009-10-20.
- [87] Kazerooni H, Harding N H, Angold R. Lower extremity exoskeleton; US, US7947004B2 [P]. 2011-05-24.
- [88] Rusdson A, Adam B Z, Jon W B, et al. Hip and knee actuation systems for lower limb orthotic devices; US, US20110166489A1 [P]. 2011-06-07.
- [89] Papini G P R, Avizzano C A. Transparent force control for body extender[C]//IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication. Paris, France: IEEE, 2012; 138 - 143.
- [90] Strausser K A. Development of a human machine interface for a wearable exoskeleton for users with spinal cord injury [D]. Berkeley: University of California, 2011.
- [91] Yamamoto K I. Stand alone wearable power assisting suit- sensing and control systems[C]//IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication. Roma: IEEE, 2004; 661 - 666.
- [92] Alan T A, Robert J D, Armar F L, et al. Biologically inspired soft exosuit [C]//IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. Washington: IEEE, 2013; 6650455.
- [93] 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. Barcelona, Spain: IEEE, 2005; 4353 - 4360.
- [94] Kazerooni H, Chu A, Steger R. That which does not stabilize, will only make us stronger [J]. International Journal of Robotics Research, 2007, 26(1): 75 - 89.
- [95] Asbeck A T, Rossi S M M D, Holt K G, et al. A biologically inspired soft exosuit for walking assistance [J]. International Journal of Robotics Research, 2015, 34(6): 744 - 762.
- [96] Kazerooni H, Steger R, Huang L. Hybrid control of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX) [J]. ASME International Mechanical Engineering Congress & Exposition, 2006, 25(5/6): 561 - 573.
- [97] Kawamoto H, Taal S, Niniss H, et al. Voluntary motion support control of robot suit hal triggered by bioelectrical signal for hemiplegia [C]//IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Conference Proceedings. Buenos Aires, Argentina: IEEE, 2010; 462 - 466.
- [98] 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.
- [99] Ronsse R, Lenzi T, Vitiello N, et al. Oscillator-based assistance of cyclical movements: model-based and model-free approaches [J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 2011, 49(10): 1173 - 1185.
- [100] Sylos-Labini F S, La Scaleia V, D'Avella A, et al. EMG patterns during assisted walking in the exoskeleton [J]. Frontiers in Human Neuroscience, 2014, 8: 1 - 12.