

DOI: 10.11992/tis.201804063

网络出版地址: <http://kns.cnki.net/kcms/detail/23.1538.TP.20180716.1134.004.html>

## 下肢外骨骼研究进展及关节运动学解算综述

衣淳植<sup>1</sup>, 郭浩<sup>1</sup>, 丁振<sup>1</sup>, 朱瑞<sup>1</sup>, 杨炽夫<sup>1</sup>, 刘绍辉<sup>2</sup>, 姜峰<sup>2</sup>

(1. 哈尔滨工业大学机电工程学院, 黑龙江哈尔滨 150001; 2. 哈尔滨工业大学计算机科学与技术学院, 黑龙江哈尔滨 150001)

**摘要:** 随着传感融合、移动计算、智能驱动等技术的发展以及研究者对人体运动中下肢重要生物力学功能认识的逐步深化, 下肢外骨骼机器人作为一种与下肢并联, 能为穿戴者行走助力的可穿戴智能设备愈发受到世界各研究机构的重视。本文根据下肢外骨骼的用途和结构详细综述了近年下肢外骨骼的研究进展, 并借此对下肢外骨骼的未来发展进行展望。并针对下肢外骨骼在实时运动学检测与控制上对小型传感器的迫切需求, 提出一种能够用于控制下肢外骨骼的基于惯性测量单元的人体下肢关节运动学测量与解算技术, 在基于惯性测量的单自由度关节角度结算上得到较好结果。

**关键词:** 下肢外骨骼; 矫正器; 机器人学; 行走; 可穿戴; 惯性测量单元

**中图分类号:** TP391.4 **文献标志码:** A **文章编号:** 1673-4785(2018)06-0878-11

中文引用格式: 衣淳植, 郭浩, 丁振, 等. 下肢外骨骼研究进展及关节运动学解算[J]. 智能系统学报, 2018, 13(6): 878-888.

英文引用格式: YI Chunzhi, GUO Hao, DING Zhen, et al. Research progress of lower-limb exoskeleton and joint kinematics calculation[J]. CAAI transactions on intelligent systems, 2018, 13(6): 878-888.

## Research progress of lower-limb exoskeleton and joint kinematics calculation

YI Chunzhi<sup>1</sup>, GUO Hao<sup>1</sup>, DING Zhen<sup>1</sup>, ZHU Rui<sup>1</sup>, YANG Chifu<sup>1</sup>, LIU Shaohui<sup>2</sup>, JIANG Feng<sup>2</sup>

(1. School of Mechatronics Engineering, Harbin Institute of Technology, Harbin 150001, China; 2. School of Computer Science and Technology, Harbin Institute of Technology, Harbin 150001, China)

**Abstract:** With the development of sensor fusion, mobile computing, and intelligent actuation, as well as the in-depth understanding of the biomechanics, lower-limb exoskeleton, which is an assistive, wearable intelligent device that operates parallel to human legs, has become the key research area of many research institutes around the world. In this paper, recent research progresses in lower-limb exoskeleton are reviewed in detail. In addition, an inertial measurement unit (IMU)-based human lower-limb kinematics calculation method is proposed to meet the need of small sensors in real-time kinematics calculation and control for lower-limb exoskeleton. The calculation of IMU-based single-degree-of-freedom joint angle achieves better result.

**Keywords:** lower-limb exoskeleton; orthoses; robotics; walking; wearable; inertial measurement unit (IMU)

外骨骼机器人 (exoskeleton) 是一种能够检测穿戴者运动意图并能够跟随操作者运动的可穿戴动力机械设备。由于其人机一体化的特点, 具有集助力、支撑、防护于一体的优点。作为能够在

人体行走过程中起至关重要作用的下肢各关节助力的智能设备, 下肢外骨骼自 20 世纪 60 年代末至今, 一直广泛地受到世界各国研究机构的重视<sup>[1]</sup>。下肢外骨骼与人体并联, 其动力装置通过在步态的各个相位中有选择地释放或存储能量, 使人体下肢关节输出的机械能增加或耗散, 从而减小人体下肢关节出力, 降低运动或者劳作过程中的能量消耗<sup>[2]</sup>。根据应用对象, 下肢外骨骼可分为用

收稿日期: 2018-04-30. 网络出版日期: 2018-07-17.

基金项目: 国家自然科学基金项目 (61572155, 61672188, 61272386); 国家重点基础研究发展计划 (2015CB351804); 黑龙江省教育厅科学研究项目 (12541177).

通信作者: 姜峰. E-mail: [fjiang@hit.edu.cn](mailto:fjiang@hit.edu.cn).

于减少正常人行走强度的助力外骨骼和用于康复领域的主动矫正器<sup>[3]</sup>; 根据结构, 下肢外骨骼可分为整体式外骨骼和模块化外骨骼。本文根据下肢外骨骼的上述分类方式, 综述近年来下肢外骨骼的研究进展, 并对其未来的发展方向进行讨论。

### 1 下肢外骨骼设计的生理学依据

如图 1, 以单足足跟触地时刻为起点和终点的步态周期可根据承重下肢数量被划分 2 个相位,

站立相和摆动相<sup>[4]</sup>。上述两个相位又可以根据相应的动作再划分为 3 个小相位。人体下肢可等效成一个 7 自由度的连杆, 其中髋关节具有 3 个自由度, 膝关节有一个自由度, 踝关节有一个自由度。关节在矢状面内的运动全都叫做弯曲(正方向)和伸展(负方向)。髋关节在额状面内的运动叫做外展(离开身体中心)和内收。踝关节在额状面内的运动称为外翻(远离身体中心)和内翻。髋、踝关节的其余自由度的运动都叫做旋转运动。

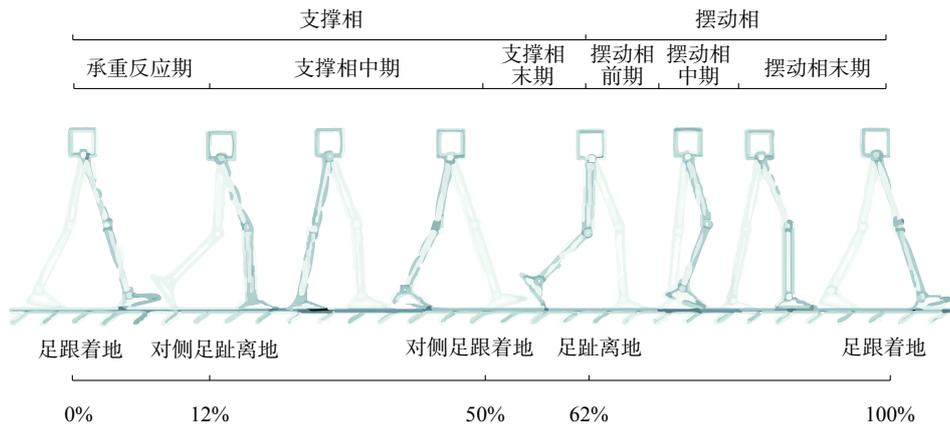


图 1 人行走步态图  
Fig. 1 Human gait

人体下肢各关节的主要运动是在矢状面内的伸展和弯曲运动(如图 2)。正常、健康的男性(82 kg, 腿长 0.99 m, 28 岁的男性)以 1.27 m/s 的速度行走时的下肢各关节在矢状面内的生物力学曲线<sup>[5]</sup>(角度、力矩和功率)如图 3 所示。尽管存在由于对象生理参数不同而导致的相应数据存在差异, 人体下肢关节的生物力学曲线存在一些共同的特征<sup>[6-7]</sup>。从整个步态周期来看, 髋关节的功率是接近零的正数, 膝关节的功率主要表现为在耗散功率的负值, 而踝关节的功率在足尖离地时刻具有明显正值。总体而言, 由于人行走所做总功为零并且运动阻力很小, 在以不变的速度在地面行走时, 人体下肢各关节所做的净机械功之和接近于零。

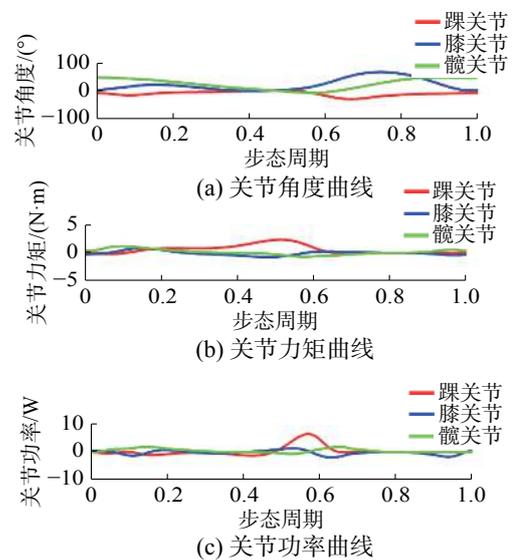


图 3 人体下肢各关节的角度、力矩、功率曲线  
Fig. 3 Angle, moment and power of each lower-limb joint

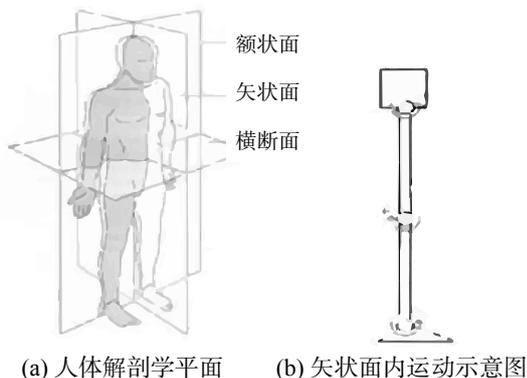


图 2 人体解剖学图示  
Fig. 2 The analytical figure of human body

如图 3 所示, 人体下肢各关节生物力学曲线可以为下肢外骨骼的设计提供有力的生理学依据和支撑。考虑到下肢各关节在行走时的能量转换, 动力外骨骼和动力矫正器通常包含一些装置可以在髋关节处做正功, 在膝关节处做负功(比如利用一些制动装置或者阻尼器)<sup>[8-9]</sup>, 并且在踝关节处设置一些被动的弹性元件以储存能量。如果穿戴者处于其他非正常行走的步态中, 如上下楼

梯或转弯, 则其下肢各关节的功率就会发生较大变化。

## 2 助力外骨骼

助力外骨骼面向正常人, 能够使其自身完成难以完成的劳动或者能够减轻其劳动强度, 延长劳动时间。

### 2.1 全下肢辅助的助力外骨骼

全下肢辅助的下肢外骨骼能够同时为下肢 3 个关节提供辅助, 是一种传统的下肢助力外骨骼的设计思路。其特点是全刚性结构, 且多应用传统运动学传感器(编码器、电位计以及加速度计等)提供传感信息<sup>[10]</sup>, 并且大多应用脚底压力传感器作为步态划分的依据。在控制上, 使用以位控为主的力位混合控制策略, 能够在理解人体运动意图的基础上, 提供人体随动辅助。

#### 2.1.1 伯克利外骨骼(BLEEX)

BLEEX 是世界上第 1 台能源自给的助力外骨骼<sup>[11]</sup>。BLEEX 在髋关节上有 3 个自由度, 膝关节上有 1 个自由度, 踝关节上有 3 个自由度。其中, 下肢 3 个关节的弯曲/伸展以及髋关节的外展/内收是由液压驱动器提供助力的主动自由度。其余自由度均为被动自由度, 其中踝关节的外翻/内翻和髋关节的旋转自由度由弹簧承载<sup>[12]</sup>。

从控制上, BLEEX 将人机交互的传感信息的作用降到最小, 主要利用外骨骼的传感信息进行控制。和双足机器人相似, 这台外骨骼可以自我平衡, 但是其使用者必须在行走时为其提供一个向前的引导力。该控制系统利用 8 个编码器和 16 个线性加速度计来测量 8 个主动关节的角度、角速度和角加速度; 每只脚用脚踏开关和负载分布传感器来测量在站立相中地面反馈的力和两脚间的力的分布; 利用 8 个单轴传感器来控制每个驱动器输出的力; 并且考虑到重力的影响, 用一个倾角仪来测量背包的方位<sup>[12-13]</sup>。

BLEEX 的运动学和动力需求的分析以及实验验证根据一个 75 kg 的成年人行走的临床步态数据进行<sup>[12-14]</sup>。根据相关实验, BLEEX 的使用者可以在搬运上限为 75 kg 的重物时以 0.9 m/s 的速度行走, 而在没有负载的情况下能以 1.3 m/s 的速度行走。改进后的第 2 代伯克利外骨骼由于实现了电驱动和液压变速系统, 整机质量是原设备质量的一半(约 14 kg<sup>[15]</sup>)。

#### 2.1.2 萨克斯(Sarcos)外骨骼

萨克斯研究公司在 DARPA EHPA 项目下设计的覆盖全身的“可穿戴能源自给机器人(XoR)”

将旋转液压驱动器直接安装在设备的主动关节上<sup>[16]</sup>, 发展了与伯克利外骨骼类似的液压驱动外骨骼的技术。

控制上 XOR 通过使用使用者足部的足底压力传感器来判断步态, 并利用人机间的力传感信息来实现“让路”控制策略。

萨克斯外骨骼的结构总质量为 84 kg, 使用者可以在单腿站立时背一个人, 以 1.6 m/s 的速度行走时背负 64 kg、胳膊上放 23 kg 的重物, 可以穿过 23 cm 深的泥浆, 允许使用者转身、蹲下和跪下<sup>[16-20]</sup>。

#### 2.1.3 HAL(hybrid assistive leg)

覆盖全身的外骨骼 HAL 对应人体髋关节和膝关节的弯曲/伸展方向的关节由安装在关节上的谐波直流电机驱动<sup>[21-22]</sup>(见图 4)。踝关节的弯曲/伸展方向的自由度是被动的。HAL 通过腰带, 套在小腿和大腿上的绑带和带有地面反力传感器的鞋子与使用者连接。HAL 在结构上与上述外骨骼的区别在于 HAL 无法将机器重力传递给地面, 仅仅增强髋膝踝关节上的力矩。



图 4 全下肢辅助助力外骨骼  
Fig. 4 Whole lower-limb exoskeleton

HAL 通过放置以人体大腿上的两个肌电信号电极, 用于测量关节角度的电位器, 地面反作用力传感器和测量躯干姿势的陀螺仪和加速度计来感知人体运动状态, 从而控制外骨骼辅助人体运动。

实验表明 HAL 能够增强人用手臂抬起重物的能力。HAL 的使用者可以用手臂抬起最大 40 kg 的重物, 并且可以令使用者的承受“腿部压力”的能力从 100 kg 增加到 180 kg。

### 2.1.4 护士辅助外骨骼

该款用于协助护士转移病人的外骨骼<sup>[23-24]</sup>的主动自由度由安装在膝关节弯曲/伸展方向的直驱气动旋转驱动器提供助力。气体的压力由安装在每个驱动器旁的多个小气泵提供,从而保障该外骨骼的可移动性。该设备在机械机构的设计上能够令使用者身前没有任何的机械结构,从而使护理人员能与病人在物理上有直接的接触。

### 2.1.5 意大利“BE”(body extender)

该全身型外骨骼<sup>[25-27]</sup>总重 160 kg,具有 22 个自由度,每个自由度均采用直流有刷电机驱动,每条腿拥有 6 个自由度,每只手臂有 4 个自由度,每只手臂前段还有 1 个自由度的手抓,用于抓取物体。在手臂平举状态下,每只手臂可以承载 50 kg。在控制方式上,外骨骼和人的 5 个接触点(双手、双脚、躯干)都装有六维力传感器,并在关节部位安装角度传感器配合电机编码器,躯干上的加速度计等,使外骨骼能够平滑地跟随人体的运动。

### 2.1.6 法国 RB3D 公司的“HERCULE”

能够帮助穿戴者运送重物的全身外骨骼服“HERCULE V2”<sup>[28]</sup>在髋关节和膝关节各有一个主动自由度,采用电机驱动,能够辅助使用者上下楼梯、斜坡,或进行蹲下/站起动作,并且能够在搬运 100 kg 重物的条件下行走自如。在 2013 年, RB3D 公司推出了针对民用的下肢助力外骨骼“HERCULE V3”,质量为 30 kg,采用锂电池供电,续航时间 4 h。

## 2.2 模块化助力外骨骼

随着研究者对下肢各关节不同运动及生物力学特性认知的加深,自 2016 年世界各研究机构相继开展能够根据不同传感信息,为不同关节,根据其生物学特性提供助力的模块化下肢外骨骼的研究。与全下肢辅助的助力外骨骼相比,模块化助力外骨骼由于其柔软性的结构设计和轻量小型的设计理念,在代谢率的改善以及使用者穿戴舒适性等方面有显著的优势。

### 2.2.1 软性外骨骼机械服“Soft Exosuit”

初代样机采用气动肌肉驱动,以提高柔性并降低质量<sup>[29]</sup>,总重约 9.1 kg,能源及控制部分置于背部。改进版在髋关节和踝关节上均采用伺服电机结合钢丝绳传动的方式提供助力,整体结构均采用软性布料,能够为人体提供舒适、轻量的辅助,如图 4<sup>[30]</sup>。实验表明,改进后的样机可以在负重 24 kg 的条件下,以 1.25 m/s 的速度行走,并能成功降低人体正常行走所消耗新陈代谢量的 14.6%。

在控制方面, exosuit 采用基于能量的位置控制策略,当检测到与踝关节功率过零点对应的人体踝关节角速度过零点时,绳索拉伸,通过具有弹性的软性材料,拉动踝关节蹬地动作。由于无法检测人体关节的能量,因此根据人体踝关节速度与能量的对应关系,通过放置在鞋上的惯性测量单元检测踝关节过零点来判断辅助力输出的时机。

### 2.2.2 日本松下 Panasonic suit

由日本松下在 AWN-03 之后推出,重量只有约 13 磅<sup>[31]</sup>。整机采用碳纤维马达碳纤维材料并采用碳纤维马达提供助力以减轻机器人的重量。在穿戴方式上与人的背部和大腿捆绑连接,并当使用者负重时,感应器会激活马达,但其提供助力较小,有效负载仅 33 磅,只能轻微减少工人劳动疲劳感。

### 2.2.3 卡耐基梅隆大学的踝关节助力外骨骼

如图 5,该外骨骼完全被动,通过与踝关节和小腿并联的弹簧来储存人体踝关节在行走过程耗散的能量,并在适当的时候释放。通过仿真得到弹簧的最优刚度,从而达到优化人类行走过程中代谢率的目的<sup>[32-33]</sup>。该设备利用一个离合器,在摆动相时松开弹簧,在步态周期的其余相位中绷紧弹簧。经试验,使用该设备,人行走消耗的代谢率减少了约 7.2%。



(a) Panasonic suit<sup>[31]</sup> (b) 卡耐基梅隆大学被动踝关节助力装置<sup>[32]</sup> (c) 机械膝关节<sup>[34]</sup>

图 5 模块化助力外骨骼

Fig. 5 Modularized exoskeleton

### 2.2.4 机械膝关节 (Roboknee)

该外骨骼在完成负载搬运任务时能够在膝关节处提供助力来辅助操作者爬楼梯和蹲起的单关节外骨骼<sup>[34]</sup>。该设备由连接在大腿和小腿处的线性串联弹性执行器 (SEA) 驱动。控制上,在机器与操作者间的相互作用呈物理上的低阻抗时,在膝关节处做正功,从而使得该设备在保证操作者安全的前提下,获得更高的控制增益。

### 2.2.5 日本本田“SMA”

该髌关节助力外骨骼整机质量 2.8 kg, 在髌关节弯曲/伸展方向有主动自由度, 在外展/内收方向有被动自由度, 通过腰带和大腿绑带和人体连接<sup>[35-36]</sup>。在控制上, 通过中央模式生成器将角度传感器采集到的信息处理成为辅助力矩, 为使用者的髌关节在摆动相和单腿站立相提供最大辅助力矩为 6 N·m 的辅助。经实验验证, 该设备可以最多减少 10.52% 的代谢率, 并显著提高使用者步速和行走节奏。

### 2.3 展望

目前的助力外骨骼在实验方面缺乏定量评价助力效果的试验结果<sup>[37-38]</sup>。助力外骨骼在辅助使用者完成一项其自身不能完成的任务时是有价值的<sup>[11, 16]</sup>。然而, 如果助力外骨骼帮助使用者完成其本身也能完成的任务时无法减少其代谢值或疲劳感, 其助力效果十分微弱<sup>[39]</sup>。除了用代谢值减少量衡量外骨骼运动上的性能外, 适合衡量这些类型的系统的其他性能参数包括: 肌肉-骨骼系统负担力量的减少量、肌肉疲劳感的减少、双足稳定性的提高。或许未来可以通过这些指标的综合运用提出一套能够完善评价外骨骼设计的评价体系。

与此同时, 诸如操作者的关节与硬件关节的不重合、人机连接方式带来的运动学上的限制、多步态模式的优化设计、施力方式(比如: 时机错误、力太小、力太大)等很多结构和辅助方式的设计上的问题可能会导致性能下降。这些问题均依赖生物力学的基础研究加以推进和改善。

## 3 动力矫正器

动力矫正器指传统被动支架与在设备的关节处做功的驱动器或者把在某步态相位中储存的能量有控制的释放的元件结合的设备。由于其在功能上与助力外骨骼的区别, 因此动力矫正器在功能的实现上大多能够减轻设备和人的重量对步态和康复的影响。

### 3.1 全下肢辅助的动力矫正器

#### 3.1.1 德拉华大学腿部矫正器

德拉华大学设计的矫正器将弹簧和连杆组合应用, 从而在几何上定位腿部矫正器系统的重心抵消重力的影响, 减少患者行走过程中承受的重力和减轻移动所需的力量的被动腿部矫正器<sup>[40]</sup>。

实验结果显示, 在没有影响膝关节所需力矩的条件下, 操作者髌关节所需的力矩平均减少 61%。

### 3.1.2 西江大学的动力矫正器

如图 6, 该设备由组完整的动力矫正器和装有电池、直流电机、控制用电脑的特制的步行器组成, 大幅减轻矫正器的重量<sup>[41]</sup>。该矫正器通过关节角度传感器结合传递四头肌处的力传感信息的压力传感器来判断操作者的运动意图, 通过绳索将机械能传递给使用者的髌关节和膝关节, 使其在弯曲/伸展方向做正功, 辅助患者进行行走训练。



图 6 全下肢辅助的动力矫正器

Fig. 6 Whole lower-limb active orthosis

#### 3.1.3 ReWalk

ReWalk 由电动腿部支架、身体感应器、背包以及用于维持身体平衡的拐杖组成。为帮助因脊髓损伤等原因导致下肢截瘫的残疾人行走, 采用主动控制模式, 使人体跟随机械运动<sup>[42]</sup>。在行走模式下, 通过背包上的陀螺仪传感器对运动意图进行检测, 当使用者向前倾斜, 伸出某侧拐杖时, 背包中的计算机将采集的传感器信息分析, 产生步态指令指导髌关节以及膝关节的电机带动该侧下肢进入摆动相。经临床研究, 截瘫患者经过训练可以自如地使用它站立行走, 使得生活质量得到了大幅改善。

#### 3.1.4 Ekso 动力矫正器

该设备通过腰带、绑带以及用于辅助支撑该设备躯干结构的两根背带与使用者相连。其髌关节和膝关节在矢状面内是主动的, 其踝关节在矢状面内通过弹簧储能。Ekso 拥有 4 种行走模式: 在前两种模式中, 物理治疗师或者使用者都可以通过按钮来激活坐-立转换模式和上楼梯模式; 而在后两种模式中, 通过探测使用者髌关节向前和横向的移动(来完成重心的转换)触发分层有限状态机来切换不同步态的辅助, 从而指挥该设备运动<sup>[43]</sup>。行走过程中, Ekso 通过在拐杖底部的力传感器来保证拐杖稳固地放在地面上并支撑了身体部分的质量。并且治疗师可以根据患者的情况为其在线调节辅助力的大小, 或者让该矫正器实时地根据患者需要而进行动力上的调整。

## 3.2 模块化动力矫正器

### 3.2.1 Indego 模块化矫正器

Indego 模块化矫正器由动力髌关节、膝关节组成,还包含了为使用者增强踝关节稳定性和将矫正器重量传递给地面的内置 AFO<sup>[44]</sup>。该设备各模块可以通过快速链接装置装配,可以轻易地穿上、脱下、运输和储存。运动意图的判断基于使用者的压力中心(center of pressure, CoP)与前侧踝关节的距离,当使用者向前或向后倾斜身体时,使 CoP 前/后移动,从而控制设备完成行走、站立、坐-立过渡、立-行过渡的动作。出于安全考虑,在膝关节处有制动器来防止膝关节在停电时过度伸展<sup>[44]</sup>。

### 3.2.2 密歇根大学设计的外骨骼

为保证设备的高输出-质量比和较高的安全性,该设备由安装在碳纤维和聚丙烯材质的外壳上的人造气动肌肉提供主动辅助,其中气体压力来自固定式空气压缩机<sup>[45-47]</sup>。

### 3.2.3 Kinesis

Kinesis 的目标人群是可以进行功能性恢复的不完全脊髓损伤患者,比如可以短距离行走但是需要依赖轮椅才能达到社区性步行能力的人(通常保留了髌关节屈肌的部分能力)。Kinesis 是一台膝关节-踝关节-足部矫正器,在膝关节处有一个主动驱动器,而在踝关节跖屈背屈方向有一个被动的弹性元件。在控制方面, Kinesis 用力敏电阻来探测足-地接触,用电位器来测量关节角位置,用基于应变片的嵌入式惠斯通电桥来探测人一机作用力矩<sup>[48]</sup>,如图 7 所示。



(a) 密歇根大学踝关节矫正器<sup>[52-54]</sup>

(b) Kinesis<sup>[55]</sup>

图 7 模块化动力矫正器

Fig. 7 Modularized active orthosis

Kinesis 有一些内置安全措施:机器人关节在人移动的生理极限处的机械制动装置;在控制器里限制的最低和最高位置,最大输出力矩, FES 脉

冲信号的持续时间和幅值以及用来切断所有硬件能源的机械安全按钮<sup>[49]</sup>。

## 3.3 展望

动力矫正器由于患者患病的情况有极大的不同,使得发明一个普适性强的设备变得很困难。现用于治疗矫正器多数是基于跑步机的设备(比如 Locomat<sup>[3]</sup>),因此设计一款在患者日常生活中既能提供辅助又能提供治疗的、结构紧凑的、能源自给的矫正器具有极大价值。

可移动性的问题是限制主动矫正器在医院外应用的主要因素之一。本篇综述介绍的矫正器大多数都是无法能源自给的,它们都由一些诸如空气压缩机、液压泵、或者电源的外部的能源供应设备提供能量<sup>[50-58]</sup>。

主动矫正器也缺乏证明其有效性的定量实验。与已有的辅助设备进行比较是一个有效的方法<sup>[59-63]</sup>。例如,若使用一台主动矫正器辅助患者运动,而该患者还可以在 RGO 的辅助下运动,则其实验结果就应与使用 RGO 的实验结果进行对比。可用于比较的性能参数包括:运动过程中的代谢值、行走速度、运动的可重复性和柔顺性、肌肉疲劳度以及稳定性<sup>[64-69]</sup>等。

## 4 基于 IMU 的下肢运动学实时解算系统

下肢外骨骼作为融合了生物力学、神经性学、设计学、控制理论、传感技术等多项技术的智能设备,对各项技术均提出巨大挑战。其中,作为系统判断为人体提供辅助力矩时机的依据,人体运动学测量与解算技术发挥了不可替代的功能。在下肢外骨骼的研究以及性能测试过程中,人体下肢的动作捕捉一直依赖于基于高速摄像机的光学动捕系统。而光学动捕系统由于其设备价格高昂,场地受摄像机视野限制等缺点,一直难以普及。与此同时,下肢外骨骼的轻量化、小型化趋势使得下肢外骨骼对于应用小型化传感器的需求愈发迫切。本文就此项关键技术提出一种基于微传感器惯性测量单元的人体下肢关节运动学测量与解算技术,并给出实验结果。

惯性测量单元(IMU)是一种集成了磁力计、陀螺仪、加速度计的微型传感器,具有价格低,质量轻,外形紧凑,可穿戴性好等优势,能够满足上述需求。但是由于其测量的信号的特性,将其应用于下肢运行学解算的算法仍处于研究中。本文针对下肢外骨骼的研究、实现、测试等过程对下肢运动学测量及解算系统这项关键技术的解决,

创新性地应用数据融合以及关节自由度拆分算法,开发基于惯性测量单元的下肢运动学实时解算系统。

### 4.1 单自由度关节的关节转轴解算

单自由度关节的关节转轴的解算是下肢所有关节运动学解算的关键一步。由于惯性测量单元所测量的数据均以向量的形式表达在相应传感器固连系中,因此单自由度关节转轴向量也需要表达在相应传感器固连系中。单自由度关节可简化成如图 8 所示的铰链约束<sup>[50]</sup>,两杆件铰接,关节方向向量在两杆上的固连坐标系  $[s_1]$ 、 $[s_2]$ (即固连在两个 IMU 上的坐标系)  $j_1$ 、 $j_2$ 。在本次应用中,由于两个 IMU 在人体表面无法处于同一个平面,因此假设两杆上坐标方向未知。令关节角速度在固连坐标系 1、2 中的向量是  $g_1(t)$ 、 $g_2(t)$  在几何学上,  $g_1(t)$ 、 $g_2(t)$  的差别只是关节的角速度和一个时变的旋转矩阵。因此它们分别在各自坐标表示角度平面(其法向量分别是关节方向向量  $j_1$ 、 $j_2$ ) 上的投影的长度为零<sup>[57]</sup>,即

$$\|g_1(t) \times j_1\|_2 - \|g_2(t) \times j_2\|_2 = 0$$

应用高斯-牛顿算法可以求得关节轴向量  $j_1$ 、 $j_2$  在  $[s_1]$ 、 $[s_2]$  中的坐标。

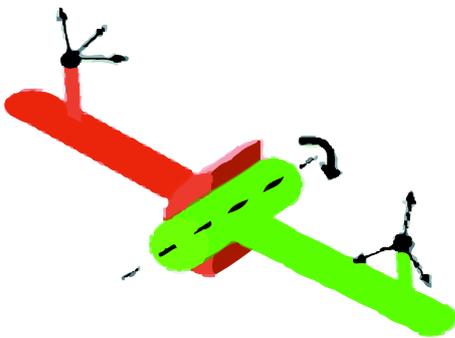


图 8 单自由度关节简化模型  
Fig. 8 Simplified model of 1 DOF joint

### 4.2 三自由度关节的运动学解算

如图 9 所示,关节两端的肢体上各放置一个惯性测量单元(IMU),其中用  $[b_1]$ 、 $[b_2]$  表示的肢体固连系以关节垂直于矢状面的转轴为  $x$  轴,以垂直于关节垂直于矢状面的转轴且沿肢体向上方向的轴为  $y$  轴,则  $[b_1]$ 、 $[b_2]$  在方位上只相差绕  $x$  轴的一个转角,那么在求得  $R_{b_1}^{s_2}$  后关节角度即  $[b_1]$  相对  $[b_2]$  的绕  $x$  轴旋转的运动学信息即可轻易求出。

惯性测量单元测量的角速度、加速度和地磁信号,分别投影在  $[s_1]$ 、 $[s_2]$  中,具有各自不同的特点。角速度在短期内提供了最准确的信息,但是由于混杂在其中的噪声使得用角速度积分得到的

关节角度数据存在漂移,甚至噪声的累加会淹没准确的关节角度信息。因此,很难通过直接将分别置于两肢体上的惯性测量单元的角速度之差积分得到关节角度信息。而加速度中的重力加速度和地磁在长期来看具有周期性好的特点,但是重力加速度容易被人体下肢运动所导致的加速度所淹没,无法通过简单的滤波得到。地磁信号由于受周围铁磁性物体的影响较大,在短期来看会有由于磁场扭曲导致的较大偏差。综上,关节运动学解算需要融合多路信号,以避免因使用单一信号导致的较大误差。

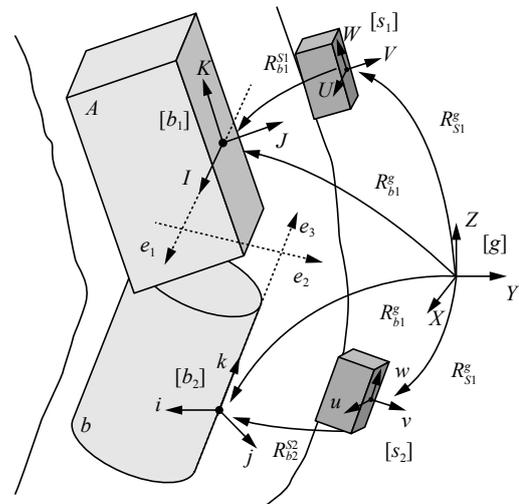


图 9 关节示意  
Fig. 9 Diagram of joint

图 9 中,  $[s_1]$ ——放置于肢体 1 的 IMU 固连系,  $[s_2]$ ——放置于肢体 2 的 IMU 固连系,  $[b_1]$ ——肢体 1 固连系,  $[b_2]$ ——肢体 2 固连系,  $[g]$ ——惯性坐标系尽管由于三自由度关节的角速度以及加速度信号耦合了 3 个方向的信息,因此在解算  $R_{b_1}^{s_2}$  过程中的  $R_b^s$  的解算需要将 3 个耦合在一起的自由度解耦,并据此定义肢体固连系的 3 个坐标轴在传感器固连系中的坐标,即肢体固连系相对于传感器固连系的方向余弦矩阵  $R_b^s$ 。

综上所述,三自由度关节的运动学解算问题可分为如下两个步骤。

由于方向余弦矩阵可看做由坐标系 1 的各坐标轴在坐标系 2 中的坐标构成的矩阵,因此在理论上可以通过定义惯性系在传感器固连系中的各个轴来确定  $R_b^s$ 。定义地磁向量  $m$  为惯性系的  $x$  轴,重力加速度  $g$  为惯性系的  $z$  轴,二者的叉乘向量为惯性系的  $y$  轴,由于测量的加速度信号  $a$  包含了重力加速度  $g$  并且在小幅运动中人体运动产生的加速度频率较低,因此可以将低通滤波后的加速度当作重力加速度,即:

$$\begin{aligned} n_x &= \frac{m}{\|m\|} \\ n_z &= \frac{a}{\|a\|} \\ n_y &= \frac{n_x \times n_z}{\|n_x \times n_z\|} \\ R_g^s &= [n_x, n_y, n_z] \end{aligned}$$

三自由度关节运动学信息的解耦就是在寻找该关节 3 个方向的转轴, 从而应用 3 个转轴定义肢体固连系 [b] 的各坐标轴在传感器固连系 [s] 中的坐标, 即求方向余弦矩阵  $R_g^b$ 。

现考虑对两自由度关节的解耦, 即求解其两个转轴的坐标<sup>[58]</sup>。

$$[\omega_2]_g = [\omega_1]_g + \omega_{j1}[j_1]_g + \omega_{j2}[j_2]_g$$

而将这个算法放置于整个下肢上来看, 上式中的  $\omega_{j3}$  和  $[j_3]_g$  是已知的。因为通过对单自由度膝关节的解算可求得  $[j_3]_g$ , 而  $\omega_{j3}$  作为一个标量等于  $[\omega_2]_g - [\omega_1]_g$  在  $[j_3]_g$  上的投影。因此该问题再一次转化成为求最小值问题, 可用高斯-牛顿法求解。

将三自由度关节的转动解耦, 求得 3 个相互垂直转轴在惯性系中的投影, 可求得  $R_b^g$ 。则  $R_{b1}^{b2}$  可求。

将置于大腿、小腿的惯性测量单元(采样频率 675 Hz)测得的运动学信息带入到上述公式中, 并将应用高斯-牛顿算法解算出的关节轴向量作为肢体固连系表达在传感器固连系的坐标轴, 解算出的膝关节夹角在矢状面中的投影如图 10 所示。

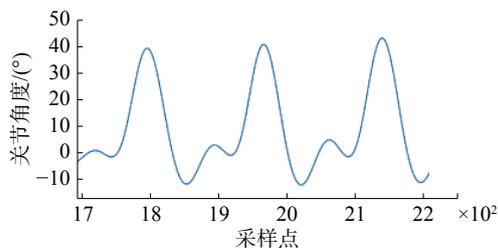


图 10 膝关节角度曲线图  
Fig. 10 Angle curve of knee joint

## 5 结束语

近年来, 外骨骼和动力矫正器在各方面均取得巨大进展。近 10 年来, 人体生物力学领域的逐渐成熟, 为设计模拟人类运动的设备提供了生物学背景。电池与直流电机技术在近 10 年来取得大幅进展, 使得外骨骼的动力装置从 BLEEX 的液压驱动到如今以直流伺服电机驱动为主。计算、检测、控制等技术的发展也为外骨骼机器人的发展铺平道路。

然而随着关于功能建立、能源自给、人机协

同等挑战的不断涌现, 能源供应、轻质量驱动器以及有效的人机动力交互是所有的研究人员都不得不面对的问题。显然, 在很多可移动机器人领域, 尤其是诸如外骨骼等的仿人的机器人领域中, 现有工业化产品无法满足能源、驱动和其他子系统的低重量、高效率的需求的问题逐渐暴露。

同时, 下肢外骨骼的本体结构设计仍存在一些问题需要解决。随着对在行走和其他动作中肌肉和肌腱功能的理解的加深, 更有效的外骨骼腿部结构会被设计出来。基于能捕获人运动主要特点的实际机械元件的步态模型将会提高对人类腿部形态与控制的理, 并提高外骨骼动力装置的推重比。

非拟人结构的研究将会提供在外骨骼结构方面的一些问题的解决方法, 比如: 机器人和佩戴者关节轴线共线的要求。而且在应用方面, 还很少有人做“娱乐”外骨骼方面的工作, 比如增强跑步和跳高能力的外骨骼, 这个领域有可能是将来发展的重点。

除了使能技术机械结构设计之外, 有很多关于实现外骨骼和主动矫正器的问题有待解决。关于被困在外骨骼内部操作者的安全问题的研究还有待研究。另外, 在机械和神经上有效的人机交互也是未来的研究领域。

## 参考文献:

- [1] HEINLEIN R A. Starship troopers[M]. New York: Putnam, 1959.
- [2] DICK J G, EDWARDS E A. Human bipedal locomotion device[P]. US: 5016869, 1991-05-21.
- [3] LUNENBURGER L, COLOMBO G, RIENER R, et al. Clinical assessments performed during robotic rehabilitation by the gait training robot Lokomat[C]//Proceedings of the 9th International Conference on Rehabilitation Robotics. Chicago, IL, USA, 2005: 345-348.
- [4] INMAN V T, RALSTON H J, TODD F. Human walking[M]. Baltimore: Waverly Press, 1981.
- [5] POPOVIC M B, GOSWAMI A, HERR H M. Ground reference points in legged locomotion: definitions, biological trajectories and control implications[J]. *The international journal of robotics research*, 2005, 24(12): 1013-1032.
- [6] VAN DEN BOGERT A J. Exotendons for assistance of human locomotion[J]. *Biomedical engineering online*, 2003, 2: 17.
- [7] WINTER D A. International society of biomechanics, biomechanical data resources, gait data[Z]. (2002-11-24). <http://www.isbweb.org/data/>. 2018.

- [8] BROCKWAY J M. Derivation of formulae used to calculate energy expenditure in man[J]. *Human nutrition. Clinical nutrition*, 1987, 41(6): 463–471.
- [9] DONELAN J M, KRAM R, KUO A D. Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking[J]. *Journal of experimental biology*, 2002, 205(23): 3717–3727.
- [10] 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): 822–826.
- [11] KAZEROONI H. The Berkeley lower extremity exoskeleton[M]//CORKE P, SUKKARIAH S. *Field and Service Robotics: Results of the 5th International Conference*. Berlin, Heidelberg, Germany 2006: 9–15.
- [12] ZOISS 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.
- [13] AMUNDSON K, RAADE J, HARDING N, et al. Hybrid hydraulic-electric power unit for field and service robots[C]//*Proceedings of 2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. Edmonton, Alta., Canada, 2005: 53–3458.
- [14] CHU A, KAZEROONI H, ZOISS A. On the biomimetic design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)[C]//*Proceedings of 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Barcelona, Spain, 2005: 4345–4352.
- [15] ZOISS A, KAZEROONI H. Design of an electrically actuated lower extremity exoskeleton[J]. *Advanced robotics*, 2006, 20(9): 967–988.
- [16] GUIZZO E, GOLDSTEIN H. The rise of the body bots[robotic exoskeletons][J]. *IEEE spectrum*, 2005, 42(10): 50–56.
- [17] U.S. Army Research Laboratory. 2006 ARO in review[Z]. Adelphi, MD: U.S. Army Research Office, 2006.
- [18] WALSH C J, PASCH K, HERR H. An autonomous, underactuated exoskeleton for load-carrying augmentation [C]//*Proceedings of 2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. Beijing, China, 2007: 1410–1415.
- [19] WALSH C J, PALUSKA D, PASCH K, et al. Development of a lightweight, underactuated exoskeleton for load-carrying augmentation[C]//*Proceedings of 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Orlando, FL, USA, 2006: 3485–3491.
- [20] VALIENTE A. Design of a quasi-passive parallel leg exoskeleton to augment load carrying for walking[D]. Massachusetts: Massachusetts Institute of Technology, 2005.
- [21] GOGOLA M, BARTH E J, GOLDFARB M. Monopropellant powered actuators for use in autonomous human-scaled robotics[C]//*Proceedings of 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Washington, DC, USA, 2002: 2357–2362.
- [22] KAWAMOTO H, SANKAI Y. Power assist system HAL-3 for gait disorder person[C]//*Proceedings of the 8th International Conference on Computers Helping People with Special Needs Handicapped Persons*. Berlin, Heidelberg, 2002: 196–203.
- [23] WALSH C J. Biomimetic design of an under-actuated leg exoskeleton for load-carrying augmentation[D]. Massachusetts: Massachusetts Institute of Technology, 2006.
- [24] KAWAMOTO H, LEE S, KANBE S, et al. Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller[C]//*Proceedings of 2003 International Conference on Systems, Man and Cybernetics. Conference Theme-System Security and Assurance*. Washington, DC, USA, 2003: 1648–1653.
- [25] YAMAMOTO K, HYODO K, ISHII M, et al. Development of power assisting suit for assisting nurse labor[J]. *JSME international journal series C*, 2002, 45(3): 703–711.
- [26] YAMAMOTO K, ISHII M, HYODO K, et al. Development of power assisting suit (Miniaturization of Supply System to Realize Wearable Suit)[J]. *JSME international journal series C*, 2003, 46(3): 923–930.
- [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] LUCCHESI N, MARCHESCHI S, BORELLI L, et al. An approach to the design of fully actuated body extenders for material handling[C]//*Proceedings of the 19th International Symposium in Robot and Human Interactive Communication*. Viareggio, Italy, 2010: 482–487.
- [29] MARCHESCHI S, SALSedo F, FONTANA M, et al. Body extender: whole body exoskeleton for human power augmentation[C]//*Proceedings of 2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Shanghai, China, 2011: 611–616.
- [30] LIU Xiaopeng, LOW K H, YU Haoyong. Development of a lower extremity exoskeleton for human performance enhancement[C]//*Proceedings of 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. Sendai, Japan, 2005: 3889–3894.
- [31] LOW K H, LIU Xiaopeng, YU Haoyong. Development of NTU wearable exoskeleton system for assistive technology

- gies[C]//Proceedings of 2005 IEEE International Conference Mechatronics and Automation. Niagara Falls, Ont., Canada, 2005: 1099–1106.
- [32] ONISHI T, ARAI T, INOUE K, et al. Development of the basic structure for an exoskeleton cyborg system[J]. *Artificial life and robotics*, 2003, 7(3): 95–101.
- [33] 法国 RB3D 公司. <http://www.rb3d.com/en/>[Z]. 2018
- [34] KOSSO E V. A minimum energy exoskeleton[C]//Proceedings of Carnahan Conference on Electronic Prosthetics. Carnahan, UK, 1973: 86–89.
- [35] PRATT J E, KRUPP B T, MORSE C J, et al. The RoboKnee: an exoskeleton for enhancing strength and endurance during walking[C]//Proceedings of 2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation. New Orleans, LA, USA, 2004: 2430–2435.
- [36] PIETRO F. Device for the automatic control of the articulation of the knee applicable to a prosthesis of the thigh[P]. US: 2305291, 1942-12-15.
- [37] WALSH C J, ENDO K, HERR H. A quasi-passive leg exoskeleton for load-carrying augmentation[J]. *International journal of humanoid robotics*, 2007, 4(3): 487–506.
- [38] GREGORCZYK K N, OBUSEK J P, HASSELQUIST L, et al. The effects of a lower body exoskeleton load carriage assistive device on oxygen consumption and kinematics during walking with loads[J]. 2006.
- [39] JANSEN J F, BIRDWELL J F, BOYNTON A C, et al. Phase I report DARPA Exoskeleton Program[Z]. 2003.
- [40] COLLINS S H, WIGGIN M B, SAWICKI G S. Reducing the energy cost of human walking using an unpowered exoskeleton[J]. *Nature*, 2015, 522(7555): 212–215.
- [41] GRIMMER M, ESLAMY M, GLIECH S, et al. A comparison of parallel- and series elastic elements in an actuator for mimicking human ankle joint in walking and running[C]//Proceedings of 2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation. Saint Paul, MN, USA, 2012: 2463–2470.
- [42] VUKOBRATOVIC M, BOROVA B, SURLA D, et al. Scientific fundamentals of robotics 7: biped locomotion, dynamics, stability, control and application[M]. New York: Springer Verlag, 1990.
- [43] STRAUSSER K A, KAZEROONI H. The development and testing of a human machine interface for a mobile medical exoskeleton[C]//Proceedings of 2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. San Francisco, CA, USA, 2011: 4911–4916.
- [44] BANALA S K, AGRAWAL S K, FATTAH A, et al. Gravity-balancing leg orthosis and its performance evaluation[J]. *IEEE transactions on robotics*, 2006, 22(6): 1228–1239.
- [45] 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.
- [46] MORI Y, TAKAYAMA K, NAKAMURA T. Development of straight style transfer equipment for lower limbs disabled[C]//Proceedings of 2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation. New Orleans, LA, USA, 2004: 2486–2491.
- [47] HARTIGAN C, KANDILAKIS C, DALLEY S, et al. Mobility outcomes following five training sessions with a powered exoskeleton[J]. *Topics in spinal cord injury rehabilitation*, 2015, 21(2): 93–99.
- [48] 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.
- [49] SEEL T, SCHAUER T, RAISCH J. Joint axis and position estimation from inertial measurement data by exploiting kinematic constraints[C]//Proceedings of 2012 IEEE International Conference on Control Applications. Dubrovnik, Croatia, 2012: 45–49.
- [50] LAIDIG D, MÜLLER P, SEEL T. Automatic anatomical calibration for IMU-based elbow angle measurement in disturbed magnetic fields[J]. *Current directions in biomedical engineering*, 2017, 3(2): 167–170.
- [51] DEL-AMA A J, MORENO J C, GIL-AGUDO À, et al. Online assessment of human-robot interaction for hybrid control of walking[J]. *Sensors*, 2012, 12(1): 215–225.
- [52] DEL-AMA A J, GIL-AGUDO À, PONS J L, et al. Hybrid gait training with an overground robot for people with incomplete spinal cord injury: a pilot study[J]. *Frontiers in human neuroscience*, 2014, 8: 298.
- [53] HOLLANDER K W, ILG R, SUGAR T G, et al. An efficient robotic tendon for gait assistance[J]. *Journal of biomechanical engineering*, 2006, 128(5): 788–791.
- [54] BHARADWAJ K, SUGAR T G, KOENEMAN J B, et al. Design of a robotic gait trainer using spring over muscle actuators for ankle stroke rehabilitation[J]. *Journal of biomechanical engineering*, 2005, 127(6): 1009–1013.
- [55] AGRAWAL A, BANALA S K, AGRAWAL S K, et al. Design of a two degree-of-freedom ankle-foot orthosis for robotic rehabilitation[C]//Proceedings of the 9th International Conference on Rehabilitation Robotics. Chicago, IL, USA, 2005: 41–44.
- [56] NIKITCZUK J, WEINBERG B, MAVROIDIS C. Re-habilitative knee orthosis driven by electro-rheological fluid based actuators[C]//Proceedings of 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation. Bar-

- celona, Spain, 2005: 2283–2289.
- [57] FLEISCHER C, HOMMEL G. Embedded control system for a powered leg exoskeleton[M]//HOMMEL G, HUANYE S. Embedded Systems-Modeling, Technology, and Applications. Dordrecht: Springer, 2006: 177–185.
- [58] KAWASHIMA N, SONE Y, NAKAZAWA K, et al. Energy expenditure during walking with weight-bearing control (WBC) orthosis in thoracic level of paraplegic patients[J]. *Spinal cord*, 2003, 41(9): 506–510.
- [59] BELFORTE G, GASTALDI L, SORLI M. Pneumatic active gait orthosis[J]. *Mechatronics*, 2001, 11(3): 301–323.
- [60] GRIFFIN T M, ROBERTS T J, KRAM R. Metabolic cost of generating muscular force in human walking: insights from load-carrying and speed experiments[J]. *Journal of applied physiology*, 2003, 95(1): 172–183.
- [61] CROWELL III H, BOYNTON A C, MUNGIOLE M. Exoskeleton power and torque requirements based on human biomechanics[J]. *Exoskeleton Power & Torque Requirements Based on Human Biomechanics*, 2002.
- [62] BOYNTON A C, CROWELL III H P. A human factors evaluation of exoskeleton boot interface sole thickness[J]. *A Human Factors Evaluation of Exoskeleton Boot Interface Sole Thickness*, 2006.
- [63] HARMAN E, HOON K, FRYKMAN P, et al. The effects of backpack weight on the biomechanics of load carriage[R]. Natick, MA: U.S. Army Research Institute of Environmental Medicine, 2000.
- [64] ATTWELLS R L, BIRRELL S A, HOOPER R H, et al. Influence of carrying heavy loads on soldiers' posture, movements and gait[J]. *Ergonomics*, 2006, 49(14): 1527–1537.
- [65] ENDO K, PALUSKA D, HERR H. A quasi-passive model of human leg function in level-ground walking[C]//Proceedings of 2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Beijing, China, 2006: 4935–4939.
- [66] WEHNER M, QUINLIVAN B, AUBIN P M, et al. A lightweight soft exosuit for gait assistance[C]//Proceedings of 2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation. Karlsruhe, Germany, 2013: 3362–3369.
- [67] ASBECK A T, DE ROSSI S M M, HOLT K G, et al. A biologically inspired soft exosuit for walking assistance [J]. *The international journal of robotics research*, 2015, 34(6): 744–762.
- [68] DING Ye, GALIANA I, ASBECK A, et al. Multi-joint actuation platform for lower extremity soft exosuits[C]//Proceedings of 2014 IEEE International Conference on Robotics and Automation. Hong Kong, China, 2014: 1327–1334.
- [69] MIT Technology Review. The exoskeletons are coming[EB/OL]. (2015-07-16). <https://www.technologyreview.com/s/539251/the-exoskeletons-are-coming/>. 2018.

### 作者简介:



衣淳植, 男, 1995 年生, 研究助理, 主要研究方向为下肢外骨骼机器人、人机协作、人体运动学、惯性导航、仿生学。



郭浩, 男, 1994 年生, 研究助理, 主要研究方向为肌电信息解码与人机交互。



姜峰, 男, 1979 年生, 教授, IEEE 哈尔滨信号处理分会主席、美国 Princeton 大学电子工程系访问学者, 主要研究方向为计算机视觉、模式识别、视频图像处理、下肢外骨骼机器人。近 5 年项目主持国家自然科学基金面上项目、国家自然科学基金青年项目、军委科技委项目、国际合作项目等 10 余项; 参与国家重点研发计划、国家自然科学基金重点项目、国家 973 计划、863 计划、国际合作项目 20 项。获军队科技进步二等奖(排名第二)、黑龙江省高校科技奖一等奖。发表学术论文 100 余篇, 其中第一作者发表 JMLR、IEEE Trans 等国际期刊论文 20 余篇; 发表论文单篇引用最高 210 次; 出版中文、英文专著和教材 3 部。