

文章编号:1004-7220(2022)02-0305-07

下肢外骨骼人机耦合交互力特性分析

周泽世¹, 朱 钧¹, 朱云超¹, 张鑫彬^{1,2}, 陈文明^{1*}, 马 昕^{3*}

(1. 复旦大学 工程与应用技术研究院, 上海 200433; 2. 上海航天控制技术研究所, 上海 200233;

3. 复旦大学附属华山医院 足踝外科, 上海 200040)

摘要:目的 提出一种基于虚拟肌肉的人机耦合动力学建模方法,对穿戴外骨骼步行过程的人机交互力及穿戴者肌骨系统的肌肉激活情况等特征进行量化分析。方法 首先在穿戴外骨骼的步态实验中,利用人体动作捕捉系统和自行开发的力学监测装置,同步获取穿戴者步行动力学、肌电信号、外骨骼驱动状态及局部的法向人机交互力信息;然后,在肌骨系统建模环境中建立人机耦合模型,并以步态实验数据和外骨骼关节扭矩作为耦合模型的驱动信息,进行逆动力学计算;最后,对模型的仿真数据与实验测试结果进行对比,量化评估下肢外骨骼人机耦合模型的有效性。结果 耦合模型逆动力学计算的法向交互力以及下肢肌肉激活情况与步态实验测量结果相比,在响应曲线趋势上均具有良好一致性,其中交互力结果具有高度的相关性($r=0.931, P<0.01$),均方根误差较小,下肢肌肉激活程度峰值误差均小于5%。结论 本文提出的人机耦合模型可有效计算人与外骨骼交互力。该耦合模型的建立为以后外骨骼结构优化与控制算法的验证与迭代,以及外骨骼助行助力功效的性能评估提供理论依据。

关键词:下肢外骨骼;耦合仿真;步态

中图分类号:R 318.01 文献标志码:A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.02.018

Characteristic Analysis on Human-Machine Interaction Force of Lower Limb Exoskeleton

ZHOU Zeshi¹, ZHU Jun¹, ZHU Yunchao¹, ZHANG Xinbin^{1,2}, CHEN Wenming^{1*}, MA Xin^{3*}

(1. Academy for Engineering and Technology, Fudan University, Shanghai 200433, China; 2. Shanghai Aerospace Control Technology Institute, Shanghai 200233, China; 3. Department of Foot and Ankle Surgery, Huashan Hospital, Fudan University, Shanghai 200040, China)

Abstract: Objective To propose a human-machine coupling dynamics modeling method based on virtual muscles, so as to quantitatively analyze the characteristics of human-computer interaction force and muscle activation of the musculoskeletal system. **Methods** First, in the gait experiment of wearing exoskeleton, the human motion capture system and self-developed mechanical monitoring device were used to obtain the wearer's walking dynamics, electromyography (EMG) signals, exoskeleton drive status and local human-computer interaction information. The human-machine coupling model was established in modeling environment of the bone system, and the gait experiment data and the exoskeleton joint torques were used as driving information of the coupling model to perform inverse mechanical calculations. Finally, by adjusting strength and stiffness parameters

收稿日期:2021-02-08; 修回日期:2021-03-28

基金项目:国家自然科学基金青年基金项目(51905104)

通信作者:陈文明,副研究员,E-mail: wuchen@fudan.edu.cn;马昕,教授,E-mail: prof.xin.ma@qq.com

* 为共同通信作者

of the virtual muscles, the real data of the model was compared with the experimental test result, to quantitatively evaluate effectiveness of the human-machine coupling model of the lower extremity exoskeleton. **Results** The normal interaction force calculated by inverse dynamics of the coupled model and the activation of lower limb muscles had a good consistency in response curve trend compared with measurement results of the gait experiment, and the interaction force results had a high degree of correlation ($r=0.931$, $P<0.01$), the root mean square error was small, and the peak error of lower limb muscle activation was lower than 5%. **Conclusions** The human-machine coupling model proposed in this study can effectively calculate the interaction force between human and exoskeleton. The establishment of the coupling model provides a theoretical basis for verification and iteration of the exoskeleton structure optimization and control algorithm, as well as performance evaluation on mobility assistance effects of the exoskeleton.

Key words: lower limb exoskeleton; coupling simulation; gait

近年来,下肢动力外骨骼的结构设计和步行控制策略已经成为研究热点^[1-3]。外骨骼作为一种可穿戴设备,与穿戴者关系紧密,故对穿戴过程的人机交互功效进行量化评估意义重大。一方面,目前多数下肢外骨骼功效的评估方法仍局限于对穿戴者肌电(electromyography, EMG)信号、耗氧量等参数进行测量,却忽略了穿戴者心理状态影响^[4-6]。另一方面,由于传感技术的局限,难以获得人与外骨骼之间的六维交互力信息。肌骨系统仿真分析方法则是通过在人体肌骨建模软件环境中建立包含人体和外骨骼的耦合仿真模型,对人体肌肉激活情况以及人和外骨骼间的交互作用进行分析评估。

Ferrati等^[7]采用OpenSim肌骨模型比较在有/无穿戴真实外骨骼下的人体关节力矩,但是仿真过程中没有考虑地面反作用力(ground reaction force, GRF)。Cho等^[8]使用AnyBody软件构建人和外骨骼的耦合模型,通过逆动力学比较在搬运过程中有无绑带对人体关节力矩的影响。有国内学者通过构建人机耦合模型对外骨骼仿真进行研究,但是该研究采用未穿戴外骨骼的步态实验数据作为模型驱动信息^[9-10]。

综上所述,现有的基于肌骨系统仿真的外骨骼评估方法,仍然存在一些缺陷,如忽略GRF、缺乏人和外骨骼的耦合^[11]。同时,使用一些简化的人体模型^[12-14],或采取一些过于宽松简化的建模假设^[15],忽略了两者的相对运动。

本文采用步态实验与数值仿真相结合的方法,首先在外骨骼穿戴步行实验中,利用步态捕捉系统和自行开发的辅助监测装置,实时同步地获取穿戴

者步行动力学、EMG信号、外骨骼驱动状态及局部的人机交互力。然后,在肌骨系统建模软件AnyBody中建立一个基于虚拟肌肉的动力学耦合模型,并以步态实验数据和外骨骼关节扭矩作为耦合模型的驱动信息,对模型进行逆动力学计算^[16]。最后,将模型计算结果与实验测量结果进行对比,验证耦合模型的准确性,从而建立一个可用于数值仿真研究的下肢外骨骼人机耦合模型。

1 资料与方法

1.1 研究对象

招募1名健康志愿者,年龄24岁,身高178 cm,体重72 kg,无任何肌肉骨骼疼痛以及关节运动功能障碍,无任何神经系统疾病和下肢受伤史。本研究得到复旦大学附属华山医院伦理审查委员会的批准,受试对象知情并签署同意书。

1.2 步态实验数据采集

采用三维运动捕捉系统(Motion Analysis公司,美国)对受试者下肢运动学进行测量分析。运动捕捉标记点贴放位置为双侧髌前上棘、髌后上棘、股骨大转子、膝关节股骨内外侧髁、内踝、外踝、足跟以及第1、2、5跖骨远端骨性标志,4个反射光标组成的刚性曲板分别由弹性绷带固定于受试者下肢大腿及小腿中段外侧^[17]。实验过程如下:先采集受试者静态站立下的模型数据,采集3次保证无反射光标点丢失。步态实验开始前,受试者先穿戴外骨骼自由步行5 min,并在测试区间行走3次,适应外骨骼和双下肢贴放的反射标记点。实验时,受试者穿戴外骨骼以自然速度通过测力板,使用10个红外

摄像头以 100 Hz 频率收集三维标记轨迹,用 4 块嵌入地面的 AMTI 测力板 (Advanced Mechanical Technology 公司,美国)以 1.2 kHz 频率测量受试者步态期间 GRF,步态过程中受试者采集 3 例有效数据。采集结束后,试验数据以 C3D 格式导入 AnyBody 软件中。

1.3 人机耦合建模

1.3.1 外骨骼模型 外骨骼计算机辅助设计 (computer aided design, CAD)模型如图 1 所示,该模型包含外骨骼所有节段的惯性参数,总质量为 4.8 kg,绑缚位置位于大腿和小腿以及髋关节。外骨骼电机位于膝关节处,该模型在髋关节处具有 3 个自由度,在膝关节处具备矢状面的屈曲-伸展自由度。

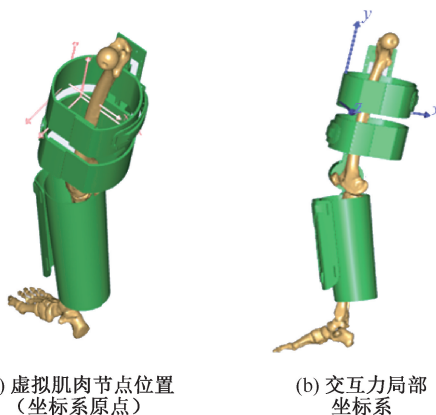


图 1 外骨骼模型

Fig.1 Exoskeleton model

1.3.2 人机耦合模型 人机耦合模型建模在肌骨系统建模软件 AnyBody 中完成。采用的人体模型有 37 个体节和 69 个自由度,髋、膝、踝三关节分别有 3、1 和 2 个自由度。先根据受试者各体段参数对人体模型进行缩放,以保证仿真结果的准确性。受试者各体段参数信息由 GB/T 17245-2004 标准给出的质量以及转动惯量对身高、体重的二元回归方程系数求出;再将外骨骼 CAD 模型导入与肌骨模型进行耦合,该模型考虑了外骨骼结构的质量属性、初始位置和几何信息等;导入后,将外骨骼大腿和小腿部分与人大腿和小腿部分进行运动学连接,将约束设置为“Soft”,可以测量出人和外骨骼之间的相对运动;然后,考虑人与外骨骼的动力学连接,使得人和外骨骼之间能够传递力,具体方法如下:先向外骨骼关节处施加力矩,模拟真实外骨骼的助力效果;而后将人和外骨骼在大腿以及小腿绑缚处通过接触元件连接,接触元件可用于计算两个对象之间

的作用力,其作用原理和 Jung 等^[18]创建 GRF 预测模型的研究一致。生成虚拟肌肉的节点位置如图 2(a)所示,两个节点分别位于外骨骼和人体大腿上,和薄膜压力传感器(force sensing resistor, FSR)贴放位置相一致。当定义在人和外骨骼上的节点位置到达预设范围时,接触元件将在节点之间生成虚拟肌肉来计算人和外骨骼间的交互力。交互力坐标系如图 2(b)所示。



(a) 虚拟肌肉节点位置
(坐标系原点)

(b) 交互力局部
坐标系

图 2 节点示意图

Fig.2 Schematic diagram of the node (a) Node position of the virtual muscle, (b) Local coordinate systems of interaction force

虚拟肌肉的值通过肌肉募集的优化过程求出,由于系统由大量冗余的肌肉驱动,产生了不确定性问题,故在 AnyBody 中使用多项式肌肉募集优化算法来确定肌肉力量:

$$G = \sum_i \left(\frac{f_i}{N_i} \right)^P$$

式中: G 为最小化函数; i 为肌肉数量; f 为肌肉力; N 为最大肌肉力; P 为指数(默认 $P=3$)。通过人机耦合模型的构建,再导入步态实验过程中获得的三维运动学信息和测力板 GRF 数据,即可进行逆动力学分析,计算人和外骨骼之间的六维交互力以及人穿戴外骨骼时各肌肉的激活情况。实验流程如图 3 所示。

1.4 数值模型实验验证

为了对 AnyBody 软件中人机耦合模型通过逆动力学分析计算出的法向交互力和肌肉力进行验证,本文使用一套模型验证系统,该系统由 EMG 采集系统以及自行搭建的力学监测装置构成。力学

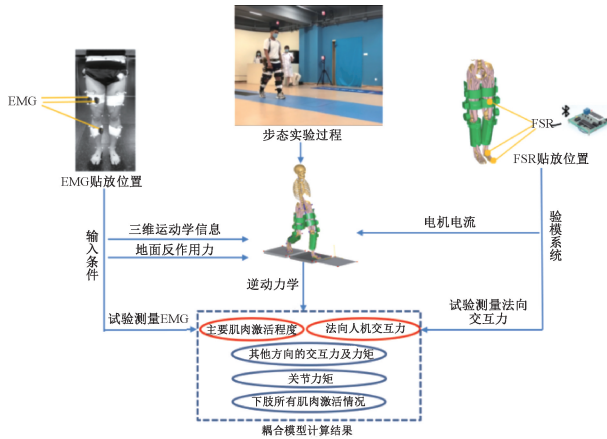


图3 实验流程

Fig.3 Experiment protocol

监测装置主要由压力传感器和霍尔电流传感器构成,压力传感器的贴放位置位于足底以及人体大腿和外骨骼大腿下绑带之间。足底传感器用来与测力板中GRF数据进行同步,便于划分步态周期;大腿处传感器用来测量人和外骨骼之间的矢状面法向交互力。但由于压力传感器在大腿处被绑紧,有一个初始的预读数,故其读数变化能反映 X 正负方向法向人机交互力的变化[X 正负方向如图2(b)中交互力坐标系所示, X 正方向为绑缚处矢状面上指向大腿,负方向指向外骨骼],即产生压力的过程为外骨骼把传感器向大腿压的过程,传感器读数增加;产生拉力(反向压力)的过程为大腿推动传感器向外骨骼贴的过程,传感器读数降低。霍尔电流传感器用于测量关节驱动处的电机电流,根据电流可以推算出外骨骼关节驱动力矩,用以导入 AnyBody 软件中为外骨骼模型提供驱动力矩。所有数据通过单片机进行AD采集,通过CAN总线发送至腰部主控单片机,写入板载存储器,最后通过wifi写入计算机端。肌肉激活情况的验证则通过无线表面EMG采集系统(MYON公司,瑞士)对下肢主要肌肉进行采集分析,目标肌肉为膝关节伸肌中的股直肌(rectus femoris, RF)、股外侧肌(vastus lateralis, VL)和膝关节屈肌中股二头肌(biceps femoris, BF)、半膜肌(semimembranosus, SM)以及内侧腓肠肌(medial gastrocnemius, MG)。

1.5 交互力测量数据的处理

法向人机交互力处理采用MATLAB R2020 A

(MathWorks公司,美国)中的二阶零滞后 Butterworth 滤波器,以6 Hz频率对交互力信号进行低通滤波。对原始EMG信号进行带通滤波(20~450 Hz)和整流,然后使用二阶零滞后 Butterworth 滤波器,以6 Hz频率进行低通滤波产生线性包络^[19]。

2 结果

2.1 步态实验测量的法向交互力与耦合模型计算结果比较

将耦合模型逆动力学分析计算出的矢状面法向交互力与步态实验测量的法向交互力进行归一化处理后,绘制出实验测量与模型计算的交互力曲线(见图4)。结果表明,耦合模型计算结果曲线与实验测量曲线的趋势变化基本一致,数据的 Pearson 相关性分析结果显示, $r = 0.931 (P < 0.01)$,同时均方根误差(root mean square error, RMSE)为0.218,表明交互力结果具有高程度相关性。

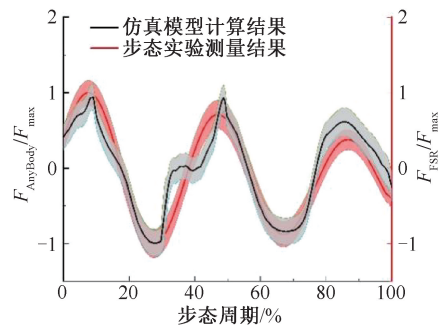


图4 模型计算和实验测量的法向交互力曲线对比

Fig.4 Comparison of normal interaction force curves between model calculation and experimental measurement

2.2 下肢肌肉EMG信号与耦合模型计算结果比较

通过对下肢肌肉激活程度的分析可以了解受试者穿戴外骨骼时肌骨系统的肌肉激活情况。结果表明,股直肌激活曲线在步态周期中有两个峰值,在初始着地出现第1峰值,预摆期出现第2峰值。股外侧肌激活曲线呈双峰型,在预摆期出现了第1峰值,摆动前期出现第2峰值。半膜肌和股二头肌激活程度变化趋势基本一致,均在摆动相末期出现了峰值。内侧腓肠肌的峰值则在支撑相末期出现(见图5)。本文认为,步态实验过程中测量得到的肌肉激活程度与耦合模型逆动力学分析计算出的数值在趋势上具有良好的一致性,且激活程度大小基本相同,两者激活程度峰值最大差异不超过5%。

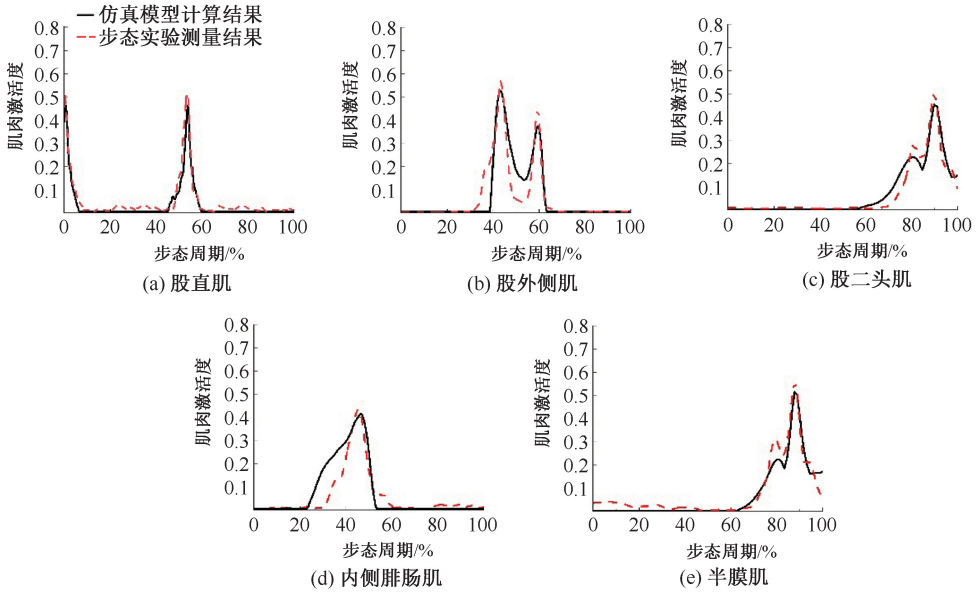


图5 模型计算和实验测量的不同肌肉激活程度对比

Fig.5 Comparison of muscle activation between model calculation and experimental measurement (a) Rectus femoris, (b) Vastus lateralis, (c) Biceps femoris, (d) Semimembranosus, (e) Medial gastrocnemius

2.3 耦合模型输出的六维交互力结果

耦合模型通过逆动力学分析输出的六维交互力结果图6所示。矢状面 X 正方向交互力在步态周期中出现3个大小相近的峰值,分别位于后跟着地期、支撑相末期以及摆动相末期,为大腿穿戴外骨骼运动过程中传感器所受到的压力。矢状面 X 负方向交互力在步态周期中出现了两个峰值,分别位

于支撑相中期和摆动相早期,为大腿穿戴外骨骼运动过程中传感器所受到的拉力。矢状面 Y 方向交互力也出现3个峰值,分别位支撑相中期、摆动相早期以及摆动相末期。冠状面 Z 方向交互力在承重反应期和摆动相末期出现峰值。3个方向的力矩整体趋势相近,都在承重反应期和摆动相末期出现两个峰值。

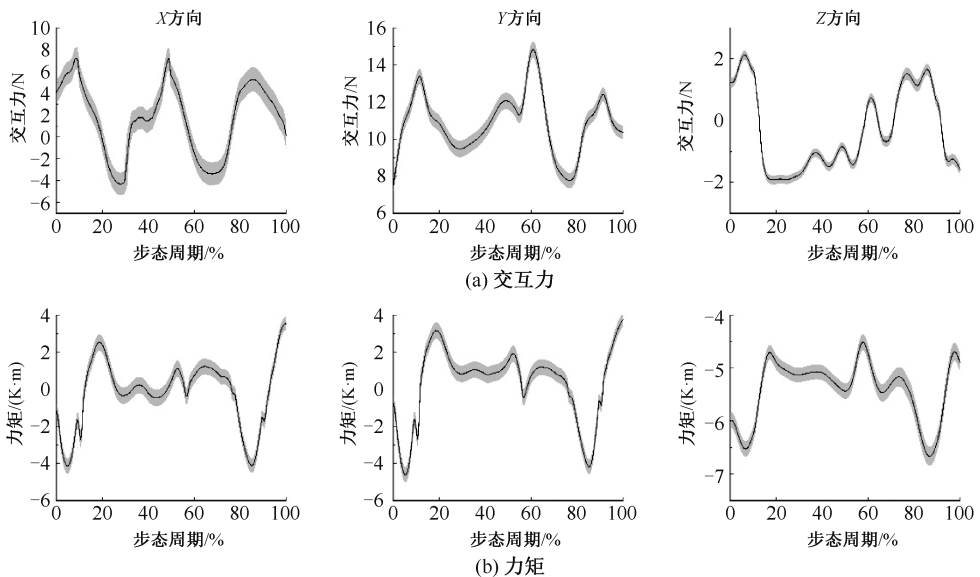


图6 步态中人与外骨骼作用六维交互力曲线

Fig.6 Six-dimensional interaction force curve of human and exoskeleton in gait (a) Interaction force, (b) Moment

3 讨论

本文采用数值仿真与实验研究相结合的方法,通过构建人体肌骨系统人机耦合动力学模型,利用人体穿戴外骨骼中步态数据,完成人机耦合模型的计算分析;同时,通过压力传感器和EMG数据验证了该模型的准确性。有学者提出过类似的人机耦合模型,但是该模型专门针对截瘫患者,仅评估截瘫患者穿戴外骨骼时上肢关节以及肌力的负荷^[20-21]。Serrancolí 等^[22]也提出一种人-外骨骼接触模型测量人穿戴外骨骼坐立动作过程中骨盆、大腿以及小腿处的单维交互力,同时通过放置在相应位置的传感器对模型仿真结果进行验证;但是该研究使用力矩驱动的平面模型,仅考虑矢状面的交互力情况。而本文提出的人机耦合肌骨模型,可直接计算人穿戴外骨骼时的六维人机交互力,以及肌骨系统在外骨骼作用下的肌肉激活情况,为外骨骼穿戴舒适性以及助行功效的评估提供理论依据。

由矢状面法向交互力结果分析可知,从初始脚跟着地一直到摆动前期,交互力方向与人体运动方向相反,摆动前期到摆动相早期,交互力方向为矢状面 X 负方向,与人体运动方向一致,对步行过程有助力作用。最后,从摆动相中期到摆动相末期,交互力方向为矢状面 X 正方向,也与人体运动方向相反。 Y 方向为竖直方向且步态过程中其交互力全为正值,最大交互力为14.8 N,出现在摆动前期。 Z 方向交互力整体偏小,最大交互力为2.1 N,出现在承重反应期,说明人穿戴外骨骼步行过程中在冠状面发生的相互作用较小。对矢状面交互力矩(Z 方向)分析可知,其数值在步态周期中为负,表明在步态过程中为膝关节伸展方向的力矩,对步行中膝关节伸展过程有一定的助力作用,该最大力矩出现在摆动相末期。

本研究也存在一定的局限性:①在步态实验过程中,只通过压力传感器对法向交互力进行测量,仅利用步态实验过程中的测量结果验证耦合模型输出中轴向力的准确性,未对其他解剖平面上的交互力进行测量验证。②只招募1名受试者,后续研究将招募多名受试者穿戴外骨骼进行

步态实验。③除平地步行外,还可以进行上下楼梯以及下蹲起立等动作的考察,并在步态实验过程中大腿两侧也放置1个单维传感器来进行测量,通过两个方向的交互力结果对耦合模型进行验证,结合耦合参数进一步提高模型的准确性。

4 结论

本文耦合模型的提出为外骨骼算法研究提供了一种新的评估方法。随着我国老龄化程度和运动失能人数的增加,以及军事工业等领域对人体机能的要求越来越高,外骨骼的发展和应用前景十分广阔,未来可能会更深度融入生活中^[23-24]。本文提出的人机耦合动力学模型,为今后动力下肢外骨骼的结构优化与控制算法迭代及其助行功效和穿戴舒适性评估,提供一种快捷的仿真验证与功能评价手段。

参考文献:

- [1] 何旅洋, 张志强, 郑百林. 外骨骼框架生物力学设计及强度分析[J]. 医用生物力学, 2014, 29(6): 504-510.
HE LY, ZHANG ZQ, ZHENG BL. Biomechanics design and strength analysis of exoskeleton frame [J]. J Med Biomech, 2014, 29(6): 504-510.
- [2] YAN T, CEMPINI M, ODDO CM, *et al.* Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons [J]. Robot Auton Syst, 2015, 64: 120-136.
- [3] 李剑, 张秀峰, 潘国新. 减重步行康复训练机器人的设计及其临床应用[J]. 医用生物力学, 2012, 27(6): 681-686.
LI J, ZHANG XF, PAN GX. Design and clinical application of body weight support treadmill training robot [J]. J Med Biomech, 2012, 27(6): 681-686.
- [4] 丁其川, 熊安斌, 赵新刚, 等. 基于表面肌电的运动意图识别方法研究及应用综述[J]. 自动化学报, 2016, 42(1): 13-25.
- [5] SAI KB, SUNIL KA, ABBAS F. Gravity balancing leg orthosis and its performance evaluation [J]. IEEE Trans Robot, 2006, 22(6): 1228-1239.
- [6] KONG K, JEON D. Design and control of an exoskeleton for the elderly and patients [J]. IEEE ASME Trans Mechatron, 2006, 11(4): 428-432.
- [7] FERRATI F, BORTOLETTO R, PAGELLO E. Virtual modelling of a real exoskeleton constrained to a human musculoskeletal model [C]// Proceedings of Biomimetic

- and Biohybrid Systems. Berlin: Springer, 2013.
- [8] CHO K, KIM Y, JUNG M, *et al.* Analysis and evaluation of a combined human-exoskeleton model under two different constraints condition [C]// Proceedings of the International Summit on Human Simulation. St. Pete Beach; [s.n.], 2012.
- [9] 赵明. 外骨骼式下肢康复机器人训练过程仿真及其有效性研究[D]. 天津: 天津大学, 2016.
- [10] 蔡运红. 基于 AnyBody 的下肢外骨骼对人体步态特性的影响研究[D]. 天津: 天津科技大学, 2018.
- [11] SHI P, ZHANG Y, YANG X. Lower extremity exoskeleton control and stability analysis based on virtual prototyping technique [C]//Proceedings of Computer Science and Software Engineering. Wuhan: IEEE, 2008.
- [12] LIAO Y, WANG C, WU X, *et al.* On the mechanical design and control of a self-adaptive exoskeleton chair [C]// Proceedings of Information and Automation. Lijiang: IEEE, 2015.
- [13] PAN D, GAO F, MIAO Y, *et al.* Co-simulation research of a novel exoskeleton-human robot system on humanoid gaits with fuzzy-PID/PID algorithms [J]. *Adv Eng Softw*, 2015, 79: 36-46.
- [14] LI Y, GUAN X, TONG Y, *et al.* Design and simulation study of the translational-knee lower extremity exoskeleton [J]. *Mechanics*, 2015, 21(3): 207-213.
- [15] HAN YL, WANG XS. Kinematics analysis of lower extremity exoskeleton [C]//Proceedings of Control and Decision. Yantai: IEEE, 2008.
- [16] DAMSGAARD M, RASMUSSEN J, CHRISTENSEN ST, *et al.* Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody modeling system [J]. *Simul Model Pract Th*, 2006, 14(8): 1100-1111.
- [17] CAPPOZZO A, CATANI F, CROCE UD. Position and orientation in space of bones during movement: Anatomical frame definition and determination [J]. *Clin Biomech*, 1995, 10(4): 171-178.
- [18] JUNG Y, JUNG M, LEE K. Ground reaction force estimation using an insole-type pressure mat and joint kinematics during walking [J]. *J Biomech*, 2014, 47(11): 2693-2699.
- [19] WINBY CR, GERUS P, KIRK TB, *et al.* Correlation between EMG-based co-activation measures and medial and lateral compartment loads of the knee during gait [J]. *Clin Biomech*, 2013, 28(9-10): 1014-1019.
- [20] FOURNIER BN, LEMAIRE ED, SMITH AJJ, *et al.* Modeling and simulation of a lower extremity powered exoskeleton [J]. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 2018, 26(8): 1596-1603.
- [21] SMITH A, FOURNIER B, NANTEL J, *et al.* Estimating upper extremity joint loads of persons with spinal cord injury walking with a lower extremity powered exoskeleton and forearm crutches [J]. *J Biomech*, 2020, 107: 1588-1599.
- [22] SERRANCOLI G, FALISSE A, DEMBIA C, *et al.* Subject-exoskeleton contact model calibration leads to accurate interaction force predictions [J]. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 2019, 27(8): 1597-1605.
- [23] 中华人民共和国国家统计局. 2010 年第六次全国人口普查主要数据公报(第 1 号)[R]. 2011.
- [24] 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, 37(1): 172-185.