

DOI: 10.3969/j.issn.1672-5565.20161215002

人机共融的主动型下肢假肢分层控制策略探讨

赵伟亮^{1,2}, 曹武警^{1,2}, 李 璠^{1,2}, 魏小东^{1,2}, 喻洪流^{1,2*}

(1.上海理工大学 康复工程与技术研究所, 上海 200093; 2.上海康复器械工程技术研究中心, 上海 200093)

摘要:为研究当前主动型下肢假肢控制问题的解决策略,提出了主动型下肢假肢设计和分类的通用控制框架,包括3个分层结构:上层控制器、中层控制器、底层控制器。其中,上层控制器感知运动意图;中层控制器将运动意图转换为预期的装置状态,用于底层控制器的跟踪参考;底层控制器通过反馈控制或者前馈控制计算出预期装置状态与当前装置状态的误差,驱动假肢执行这些命令,形成控制闭环。结果表明,该通用控制框架可完整阐释主动型下肢假肢的人—机—环境共融关系,明确了分层控制策略的层级任务,为未来主动型下肢假肢的发展提供了理论指导。

关键词:主动型;下肢假肢;人机共融;通用框架;分层控制系统

中图分类号:TP242 **文献标志码:**A **文章编号:**1672-5565(2017)03-191-05

Hierarchical control strategy research of active lower limb prosthetic devices based on fusion of man machine environment

ZHAO Weiliang^{1,2}, CAO Wujing^{1,2}, LI Jin^{1,2}, WEI Xiaodong^{1,2}, YU Hongliu^{1,2*}

(1. Institute of Rehabilitation Engineering and Technology, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai, 200093 China;

2. Shanghai Engineering Research Center of Assistive Devices, Shanghai 200093, China)

Abstract: To study the current problem solving control strategy of active lower limb prosthesis, this work proposed the state-of-the-art techniques for controlling active lower limb prosthetic devices. The general framework including high level controller, middle level controller and low level controller for the design and classify of active lower limb prosthesis is proposed. The high level controller sensor motor intention and judge the motion task through motion pattern recognition. Middle level controller converts motor intention to be the desired device state as tracking reference for the low level controller. Considering kinematics and dynamics properties, low level controller calculates the error between expected state and the current state through feedback control and feedforward control, driving prosthesis to implement control command and forming closed loop control. The results show that the general control frame can explain the human-machine-environment relationship of the active lower limb prosthesis, and clarify the hierarchical task of the stratified control strategy, which provides the theoretical guidance for the future development of the active lower limb prosthesis.

Keywords: Active; Lower limb prosthesis; Human-machine sharing; General framework; Hierarchical control system

近年来,针对下肢截肢、肌肉损伤、肌无力、神经损伤患者,用于恢复行走能力或者主动辅助行走的康复辅助机器人技术取得了长足的进步^[1]。下肢假肢作为康复辅助机器人技术的重要组成部分,一直是研究的重点与难点。

下肢假肢可分为被动型与主动型^[2]。被动型下肢假肢结构简单、成本低廉,但是其不能产生主动机械

力,不能自动适应使用者需求的变化,缺少人—机—环境信息的相互反馈。而主动型下肢假肢能够产生所替代肢体力的输出,实现上楼、奔跑、跳跃等需要主动输出的运动,而且可实现人—机—环境深度共融,具有高效且多功能性的特征,在有效提升穿戴者运动能力方面具有巨大的潜力^[3]。同被动型下肢假肢相比,主动型下肢假肢可减少能量消耗^[4]、提升速度自适应

收稿日期:2016-12-15;修回日期:2017-03-17.

基金项目:国家自然科学基金(61473193);上海康复器械工程技术研究中心资助项目(15DZ2251700).

作者简介:赵伟亮,男,硕士,研究方向:下肢假肢的智能控制; E-mail: 954290565@qq.com.

*通信作者:喻洪流,男,教授,研究方向:智能假肢,康复机器人; E-mail: yhl98@hotmail.com.

的行走能力^[5]、增加步态对称性^[6],减少因补偿性运动过多造成的关节磨损引发的频繁拆装。

主动型下肢假肢已经有了极大的发展,但是如何将主动型下肢假肢与使用者残存肢体运动控制系统实现协调控制仍然面临许多技术挑战。例如,如何通过不同的控制策略提高人机之间的物理交互和认知交互?如何使控制方法适用于不同类型的装置和驱动关节?如何将健康人行走的控制过程信息应用于穿戴者行走意图评估及控制器结构设计?装置离开特定的实验室环境进入真实的自然环境时将会遇到哪些主要的挑战?只有这些问题都得到充分的解决,主动型下肢假肢才能充分发挥其高效性,服务于现实生活。

本文的目的在于对当前主动型下肢假肢控制问题的解决策略进行研究,通过对当前最先进的控制策略进行引用与分类,创新的提出了主动型下肢假肢设计和分类的通用框架,详述了分层控制系统的应用与实现,为未来主动型下肢假肢的发展提供了理论指导。

1 通用控制框架

为了便于对主动型下肢假肢的不同控制方法进行

行分类和研究,本文提出了通用控制框架如图1所示。图1反映了在实际使用过程中,主动型下肢假肢的物理交互作用和信号电平反馈系统。主要的子系统包括分层控制结构、使用者、装置、行走环境。每一个子系统都可以通过一套物理量和信号电平输入、一个能量交换的输入信息处理过程、一个将能量和信号传递到连接的子系统的输出来界定。主动型下肢假肢的设计目标是理解使用者的意图,通过控制系统使执行装置代偿失去的下肢肌肉骨骼系统功能,动态的外部环境决定了假肢穿戴者保持平衡、支撑和行走所需的作用力,环境状态可通过使用者的状态、主动型假肢状态间接推断;主动型假肢装置包括其机械结构、驱动器、硬件。装置的硬件对底层控制有重要的影响,驱动器和能量的来源影响到穿戴者使用时间的长短。安全机制需要针对特定的风险,常见运动风险包括跌倒、滑倒,风险的识别、量化、减轻是装置发展的关键方面,常见的风险识别和量化包括失效模式的设置、效应分析、危险与可操作性分析、故障树分析法。使用者应避免因操作不当导致的危害,装置结构设计应包含失效状态下的安全保护结构设计,尽量避免在未设定的环境状态下工作,控制系统出现错误时应有安全纠偏机制。

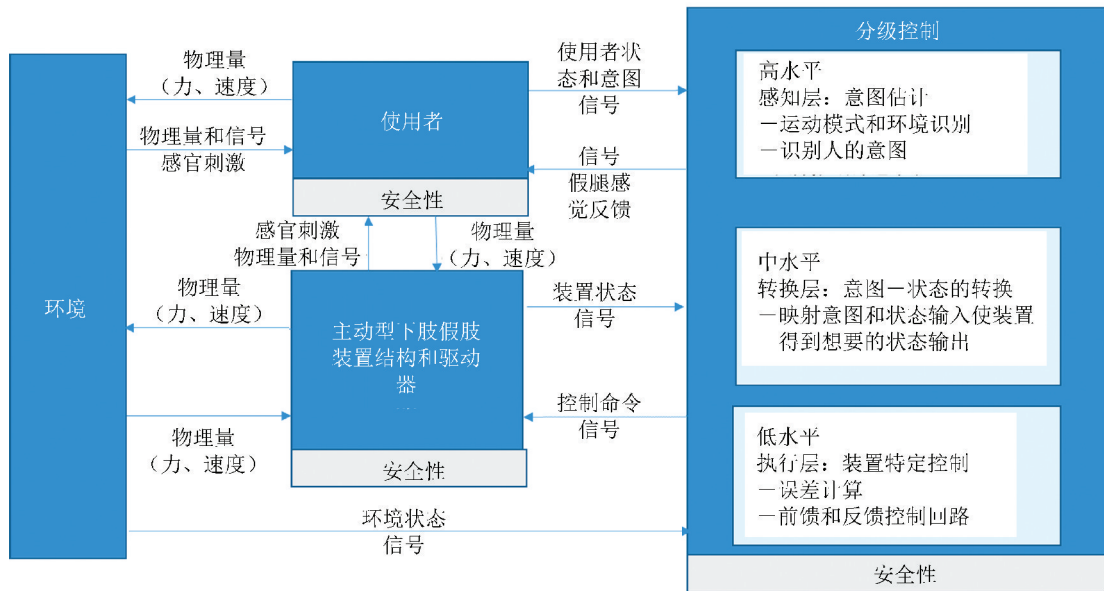


图1 主动型下肢假肢通用控制框架

Fig.1 General control frame of active lower limb prosthesis

通用控制框架中的分层控制系统是本文的主要研究对象。上层控制器感知到使用者的运动意图,通过运动模式识别判断出当前的运动任务,比如站立、平地行走、上下楼梯。中层控制器将使用者的意

图从上层转换为预期的装置状态,用于底层控制器的跟踪参考。考虑装置的运动学和动力学性质,将预期的装置状态传递到底层控制器,通过反馈控制或者前馈控制计算出与当前装置状态的误差,驱动

假肢执行这些命令,形成控制闭环。

2 分层控制策略

2.1 上层控制

上层控制的目的是通过运动模式识别来感知使用者的运动意图。运动模式识别是上层控制器选择合适的中层控制器执行不同运动任务(平地行走、上楼梯、站立)的关键。运动模式识别分类器主要分为基于启发式规则的分类器与自动分类器两大类。

基于启发式规则的分类器常用的为有限状态机和决策树。此类分类器工作原理为:纳入所有的步态模式,设计者确定一套规则表示步态模式的转换。例如,从平地行走到上楼梯的转换可通过前后两步开始时脚抬升的离地高度的差异来识别^[7]。基于启发式规则的分类器只适用于少量差异很大的运动模式,当使用者适应装置时需要再训练,随着时间的增加,运动能力逐渐增强。

自动分类器是指训练中分类决策边界自动产生。用于主动型下肢假肢的自动分类器包括朴素贝叶斯方法^[8]、线性判别分析^[9]、二次判别分析^[10]、高斯混合模型^[11]、支持向量机^[12]、动态贝叶斯网络^[13]、人工神经网络^[14],这些分类器都需要一个预先的离线训练。Young等^[15]研究改变输入信息,将一组使用者训练中产生的运动模式分类器应用到新的穿戴者,分类结果很差。随着使用者行走训练数据的增加,分类精度逐渐提高^[16]。自动分类器相较于基于启发式规则的分类器,可以输入多传感器信息,计算出附加特征,使分类决策更加准确,而人为识别这些决策边界非常困难。当监督训练在具有代表性的数据库里完成后,分类器就可在新的数据库里根据特征分配类别。缺点是预期运动和模式转换都需要一定的分类训练数据,只有引入足够的变量,分类器才能适应真实环境。

分类器进行分类时的输入信息是人机环境之间的相互作用力和状态。所用传感器可嵌在装置内,穿戴于身体表面,或者植入身体。

嵌入式机械感知将传感器与装置融为一体,将装置的预估状态提供给分类器。机械感知信号包括关节位置和力矩、空间方向和速度以及地面反作用力。Varol等^[17]采用嵌入主动型下肢假肢的传感器,使用高斯混合模型来判断坐姿、行走和站立的转换,使用线性判别分析来减少输入特征的维数,通过优化帧长度来产生高的分类精度。当装置的状态难以确定时,穿戴于身上的力和位置传感器,可以将使用者的预估状态输入到分类器提供有用的信息。

Novak等^[18]提出了一种方法,通过分类树,使用9个分布于身体上的惯性测量单元和感压鞋垫来实时预测平地行走步态的开始和结束,得到了较好的结果。但是该方法目前只对健康人进行了测试,对于病理步态的应用结果尚不清楚。

表面肌电信号提供了一种直观的生理激发运动模式转换的方式。Au等^[19]基于腓肠肌和胫骨前肌肉的运动,构建了一种用于踝关节假肢平地行走和下楼梯转换的神经网络。Tkach等^[20]使用大腿和小腿多个肌肉群的信号,利用线性判别分析来控制一个虚拟的3自由度的踝关节假肢。Jin等^[21]基于3个肌肉的肌电信号计算出来的特征,提供了6种不同运动模式的分类。Huang等^[22]基于16个通道的肌电信号输入,使用一种取决于相位的线性判别分析分类器来区分7种运动模式。

2.2 中层控制

中层控制器的目的是将上层得到的运动意图评估转化为可供底层控制跟踪的预期运动状态。基于步态相位的中层控制器可分为基于时间的控制、标准化轨迹控制、回声控制和有限状态机。

在基于时间的控制中,一系列动作的执行基于编程设定的时间延迟,常为可清楚辨别的步态事件,例如脚跟着地或者脚趾离地^[23-25]。该技术容易实现但是严重依赖稳态步行周期的规律性。其本质缺点在于不灵活,当不规则或者未编程设定的步态形式需要调整时,该方法难以做出相应的调整^[26]。

标准化轨迹控制是从一系列记录的步态数据获得一个典型轨迹,并且根据步态相位使该轨迹与使用者的步速和物理尺寸相匹配。动态速度控制就是使用快速傅里叶变换,通过一系列傅里叶系数来代表典型轨迹。用这些系数做逆变换来测量和产生预期的装置轨迹^[27]。

回声控制是基于时间的控制与标准化轨迹控制的结合,在稳定交互步态中,健康腿的位置曲线在辅具肢体侧以一定的时间延迟和比例重放^[28-29]。在某些运动中(坐下到站立),不需要相位的变换,健康腿侧的运动可以直接应用到残损侧肢体。缺点是该方法假设两侧肢体的运动是对称的,因此不适用于双侧肢体都需要辅具或者需要不对称的步行模式。健侧肢体非预期或者补偿性运动也会被复制重现,可能导致不稳定或者失去平衡。

有限状态控制器通过一系列明显的特征将步态分解成周期性的运动^[30-31],基于脚触地事件或者关节速度来细致描述。有限状态控制器执行一系列离散的控制法则,当进入到步态的每一个新相位时自动循环。对于每一个上层控制器中的运动模

式,需要一个不同的有限状态控制器。有限状态控制器常常使用一系列被编码进控制器的静态参数作为参考,通常需要一个包括终端用户的启发式优化程序。然而,因为优化变量的数量随着控制法则参数数量、运动状态数量、运动模式的数量、驱动关节数量、需要控制的肢体的数量快速增长,优化过程变得缓慢^[32]。为了减少参数优化时间,Simon 等^[33]提出了改良内部控制策略,通过使用基于关节位置或载荷的阻抗控制法则取代一系列静态参数来减少动力型下肢假肢优化参数的数量;Aghasadeghi 等^[34]研究了一种基于模型的方法来预测特定使用者的初始参数值,Wang 等^[35]构造了一种专家系统,基于模糊逻辑推理自动优化阻抗参数匹配健康人的步态。

2.3 底层控制

底层控制器的目的是计算出装置当前状态与预期状态(中层控制器的输出)之间的误差,驱动驱动器减小此误差。底层控制的执行层倾向于高度的装置特定性,通常依赖于前馈控制和反馈控制的结合。

前馈控制需要一些模型的形式,基于过去和当前一系列的输入以及装置状态来预测系统未来的状态。这些输入可以有效地减少由于装置的附加质量、惯性、摩擦力所造成的额外的交互作用力^[36]。反馈控制控制器不需要一个系统的模型,但是需要一个对当前状态的评估。控制器将其与装置预期状态相比较,调整装置的输入使误差接近于零。

3 结 语

通用控制框架完整阐释了用于主动型下肢假肢的人—机—环境共融关系,明确了分层控制策略的层级任务:上层控制感知运动意图;中层控制将运动意图转换为预期的运动轨迹;底层控制计算当前实际运动状态与预期运动状态误差,跟踪运动轨迹。但是当前主动型下肢假肢研究只是集中于分层控制中的1层或2层,完整实现3层控制尚有待研究。

参考文献 (References)

[1] 喻洪流,石萍. 康复器械技术及路线图规划[M]. 南京:东南大学出版社,2014.
YU Hongliu, SHI Ping. Rehabilitation equipment technology and roadmap planning[M]. Nanjing: Southeast University Press, 2014.

[2] 王人成. 假肢技术的研究热点及发展趋势[J]. 中国康复医学杂志, 2005, 20(7): 483. DOI: 10.3969/j.issn.1001-1242.2005.07.001.
WANG Rencheng. Research hotspots and development trend of prosthetic technology[J]. Chinese Journal of Rehabilita-

tion Medicine, 2005, 20(7): 483. DOI: 10.3969/j.issn.1001-1242.2005.07.001.

[3] 耿艳利,杨鹏,许晓云,等. 动力型假肢膝关节设计与仿真研究[J]. 河北工业大学学报, 2011, 40(5): 1-4. DOI: 10.3969/j.issn.1007-2373.2011.05.001.
GENG Yanli, YANG Peng, XU Xiaoyun, et al. Design and simulation of active transfemoral prosthesis[J]. Journal of Hebei University of Technology, 2011, 40(5): 1-4. DOI: 10.3969/j.issn.1007-2373.2011.05.001.

[4] AU S K, WEBER J, HERR H. Powered ankle-foot prosthesis improves walking metabolic economy[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2009, 25(1): 51-66. DOI: 10.1109/TRO.2008.2008747.

[5] MARTINEZ-VILLALPANDO E C, MOONEY L, ELLIOTT G, et al. Antagonistic active knee prosthesis. A metabolic cost of walking comparison with a variable-damping prosthetic knee[C]//Proceedings of the 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS. Boston: IEEE, 2011: 8519-8522. DOI: 10.1109/IEMBS.2011.6092102.

[6] FARRIS R J, QUINTERO H A, MURRAY S A, et al. A preliminary assessment of legged mobility provided by a lower limb exoskeleton for persons with paraplegia[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2014, 22(3): 482-490. DOI: 10.1109/TNSRE.2013.2268320.

[7] DAVID LI Y, HSIAOWECKSLE E T. Gait mode recognition and control for a portable-powered ankle-foot orthosis[J]. IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), 2013: 1-8. DOI: 10.1109/ICORR.2013.6650373.

[8] FARRELL M T. Pattern classification of terrain during amputee walking[D]. Cambridge, MA: Massachusetts Institute of Technology, 2013.

[9] HARGROVE L J, SIMON A M, LIPSCHUTZ R, et al. Non-weight-bearing neural control of a powered transfemoral prosthesis[J]. Journal of Neuroengineering & Rehabilitation, 2013, 10(1): 62. DOI: 10.1186/1743-0003-10-62.

[10] HA K H, VAROL H A, GOLDFARB M. Volitional Control of a Prosthetic Knee Using Surface Electromyography[J]. IEEE transactions on bio-medical engineering, 2011, 58(1): 144-51. DOI: 10.1109/TBME.2010.2070840.

[11] KILICARSLAN A, PRASAD S, GROSSMAN R G, et al. High accuracy decoding of user intentions using eeg to control a lower-body exoskeleton[C]//Proceedings of the 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EBMBC). Osaka, Japan: IEEE, 2013. DOI: 10.1109/EMBC.2013.6610821.

[12] HUANG He, ZHANG Fan, HARGROVE L J, et al. Continuous locomotion-mode identification for prosthetic legs based on neuromuscular-mechanical fusion[J]. IEEE, International on Biomedical Engineering, 2011, 58(10): 2867-2875. DOI: 10.1109/TBME.2011.2161671.

[13] HARGROVE L J, SIMON A M, YOUNG A J, et al. Robotic leg control with EMG decoding in an amputee with nerve transfers[J]. New England Journal of Medicine, 2013, 369(13): 1237-1242. DOI: 10.1056/NEJMoa1300126.

[14] GANCET J, ILZKOVITZ, CHERON G, et al. Mindwalk-

- er: a brain controlled lower limbs exoskeleton for rehabilitation [C]//Potential Applications to Space. Noordwijk, Nethe RLAads;ESNESTEC, 2011: 12-14.
- [15] YOUNG A J, SIMON A M, FEY N P, et al. Classifying the intent of novel users during human locomotion using powered lower limb prostheses [C]//Proceedings of the 6th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering. San Diego, CA: IEEE, 2013:311-314. DOI:10.1109/NER.2013.6695934.
- [16] YOUNG A J, SIMON A M, HARGROVE L J. A training method for locomotion mode prediction using powered lower limb prostheses [J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2014, 22 (3): 671-677. DOI: 10.1109/TNSRE.2013.2285101.
- [17] VAROL H A, SUP F, GOLDFARB M. Multiclass real-time intent recognition of a powered lower limb prosthesis. [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2010, 57 (3): 542-551. DOI:10.1109/TBME.2009.2034734.
- [18] NOVAK D, REBERSEK P, DE ROSSI S M, et al. Automated detection of gait initiation and termination using wearable sensors [J]. Medical Engineering & Physics, 2013, 35 (12): 1713. DOI.org/10.1016/j.medengphy.2013.07.003.
- [19] AU S, BERNIKER M, HERR H. Powered ankle-foot prosthesis to assist level-ground and stair-descent gaits [J]. Neural Networks, 2008, 21 (4): 654-666. DOI:10.1016/j.neunet.2008.03.006.
- [20] TKACH D C, LIPSCHUTZ R D, FINUCANE S B, et al. Myoelectric neural interface enables accurate control of a virtual multiple degree-of-freedom foot-ankle prosthesis [C]// IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. Seattle, WA; IEEE, 2013: 1-4. DOI: 10.1109/ICORR.2013.6650499.
- [21] JIN Dewen, YANG Jiankun, ZHANG Ruihong, et al. Terrain identification for prosthetic knees based on electromyographic signal features [J]. Tsinghua Science and Technology, 2006; 11 (1): 74-79. DOI: 10.1016/S1007-0214(06)70157-2.
- [22] HUANG H, KUIKEN T A, LIPSCHUTZ R D. A Strategy for Identifying Locomotion Modes Using Surface Electromyography [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2009, 56 (1): 65-73. DOI: 10.1109/TBME.2008.2003293
- [23] ASBECK A T, DYER R J, LARUSSON A F, Et al. Biologically-inspired soft exosuit [C]//IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). Seattle, WA; IEEE, 2013: 1-8. DOI:10.1109/ICORR.2013.6650455.
- [24] ANDERSEN J B, SINKJAER T. Mobile ankle and knee perturbator [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2003, 50 (10): 1208-1211. DOI: 10.1109/TBME.2003.816073.
- [25] SULZER J S, GORDON K E, HORNBY T G, et al. Adaptation to knee flexion torque during gait [C]// IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. Kyoto, Japan; IEEE, 2009:713-718. DOI: 10.1109/ICORR.2009.5209499.
- [26] LI D Y, BECKER A, SHORTER K A, et al. Estimating system state during Human walking with a powered ankle-foot orthosis [J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2011, 16 (5): 835-844. DOI: 10.1109/TMECH.2011.2161769.
- [27] HOLGATE M A, BOHLER A W, SUGAR T G. Control algorithms for ankle robots: a reflection on the state-of-the-art and presentation of two novel algorithms [C]// Proceedings of the 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics. Scottsdale, AZ: IEEE, 2008: 97-102. DOI: 10.1109/BIOROB.2008.4762859.
- [28] GRIMES D L, FLOWERS W C, DONATH M. Feasibility of an active control scheme for above knee prostheses [J]. Journal of Biomechanical Engineering, 1977, 99 (4): 215. DOI:10.1115/1.3426293.
- [29] WANG W J, LI J, LI W D, et al. An echo-based gait phase determination method of lower limb prosthesis [J]. Advanced Materials Research, 2013, 706-708: 629-634. DOI:10.4028/www.scientific.net/AMR.706-708.629.
- [30] SHULTZ A H, MITCHELL J E, TRUEX D, et al. Preliminary evaluation of a walking controller for a powered ankle prosthesis [C]// IEEE International Conference on Robotics and Automation. Karlsruhe, Germany: IEEE, 2013:4838-4843. DOI: 10.1109/ICRA.2013.6631267.
- [31] SUN J, VOGLEWEDE P A. Powered transtibial prosthetic device control system design, implementation, and bench testing [J]. Journal of Medical Devices, 2012, 8 (1): 011004. DOI: 10.1115/1.4025851.
- [32] LAWSON B E, SHULTZ A H, GOLDFARB M. Evaluation of a coordinated control system for a pair of powered transfemoral prostheses [C]// IEEE International Conference on Robotics and Automation. Karlsruhe, Germany: IEEE, 2013:3888-3893. DOI: 10.1109/ICRA.2013.6631124.
- [33] SIMON A M, INGRAHAM K A, FEY N P, et al. Configuring a powered knee and ankle prosthesis for transfemoral amputees within five specific ambulation modes [J]. Plos One, 2014, 9 (6): e99387. DOI: 10.1371/journal.pone.0099387
- [34] AGHASADEGHI N, ZHAO H, HARGROVE L J, et al. Learning impedance controller parameters for lower-limb prostheses [C]// IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Tokyo; IEEE, 2013:4268-4274. DOI:10.1109/IROS.2013.6696968.
- [35] WANG D, LIU M, ZHANG F, et al. Design of an expert system to automatically calibrate impedance control for powered knee prostheses [C]//IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. Seattle, Washington; IEEE, 2013. DOI: 10.1109/ICORR.2013.6650442.
- [36] MURRAY S, GOLDFARB M. Towards the use of a lower limb exoskeleton for locomotion assistance in individuals with neuromuscular locomotor deficits [C]//Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. San Diego, CA: IEEE, 2012: 1912-1915. DOI: 10.1109/EMBC.2012.6346327.