

智能膝关节假肢的技术发展与趋势分析*

张腾宇^{1,2,3} 兰 陟^{2,4} 樊瑜波^{1,2,3,5}

膝关节假肢根据其力矩实现的方式可以分为被动式、半主动式和主动式^[1]。传统的膝关节假肢产品均为被动式或半主动式,此类假肢能够通过弹性元件(弹簧)和储能元件(液压缸、气压缸等)在支撑期储存能量,同时给予一定阻尼,保证支撑的稳定性,在摆动期释放能量并助伸,从而实现膝关节屈伸运动。由于这种膝关节行走过程中阻尼不能随时调节,因此速度变化适应性差,患者容易疲劳。为此,人们开始研究阻尼能够自动调节的智能膝关节假肢。所谓智能假肢,是指利用各种传感器信息融合、微处理器控制等技术,使之能够根据用户意图进行运动,并具有主动适应外部条件变化能力的假肢。智能膝关节假肢使用传感器对人体行走的步态参数进行检测,并利用微处理器控制膝关节达到相应的屈伸阻尼,根据不同的步态特征给予不同的控制,从而能够使截肢者行走更加自然,具有更好的仿生性^[2]。本文将在大量文献检索和前期调研的基础上,详细分析智能膝关节假肢的技术发展历程及国内外技术现状,同时分析该领域国内研究存在的问题及未来的技术发展趋势。

1 假肢膝关节的技术发展

1.1 被动式膝关节的阻尼智能调控技术

最早出现的智能膝关节,都是被动式气压膝关节,如:NABCO的N1-C111t,德林的Auto-Pilot等。其主要控制原理是能够通过假肢关节内部或健肢上佩戴的传感器信息实时计算穿戴者当前行走的步速,将步速分为若干个等级,根据步速快慢自动控制执行机构给予气压缸阻尼不同的参数设置,使摆动相的摆动速度符合穿戴者行走速度,从而使步态更加自然。它们采用的基本上都是开环控制,所谓的“智能”也只是一个步速跟随的功能,还不能称为真正意义上的智能假肢。目前,国内也已经研制出了类似于这种原理的智能膝关节,并实现了产业化。

以上智能膝关节虽然解决了行走步速固定的问题,但是难以保证在各种复杂的路况条件下行走都能保持良好的稳

定性。为此,人们开始基于多种传感器信息研究更为复杂的路况、动作识别算法,试图能让假肢能够实时感知当前所处的动作、步态相位、路况环境等信息。这一阶段代表性的产品是OttoBock公司的C-Leg、Genium等。它们采用液压缸作为阻尼元件,相比气压缸,缸体体积更小,阻尼变化响应速度更快,在承重时能够提供更好的支撑,便于实现智能控制。这类膝关节利用角度、力矩、加速度等传感器综合判断使用者当前的行走速度、所处的步态相位以及绊倒等突发情况,在支撑期给予足够的阻尼以保障膝关节的稳定性,在摆动期根据步速给予最合适的阻尼适应行走速度,并在突发情况下给予相应的阻尼控制防止摔倒,同时可根据患者的步态要求将关节设定在特定的工作状态下,如上下楼梯、斜坡行走等。通过更加实时准确的智能算法能够使假肢膝关节在需要大阻尼的特定情况下具有足够的支撑力,从而具有交替上下楼梯、跨越障碍、向后行走等功能,控制方法如图1所示。

在阻尼控制的实现方式上,常见的气压缸、液压缸一般都是通过执行机构调整连接缸体内气(液)室之间通路的阀门开度,实现屈伸阻尼的调节,差别之处在于用于实现不同阻尼控制的缸体数量、气(液)室之间的通路及阀门设计等不同。除此之外,还有一些产品利用电/磁流变液实现关节的阻尼调节。其原理是电/磁流变液材料在不同的电场/磁场作用下会改变材料的黏稠度,从而改变液体在液压缸内部流通的阻尼。冰岛Ossur公司研制的磁流变液智能假肢Reho knee是首个使用磁流变液的产品。早期,国内一些高校也开展了电/磁流变假肢的相关控制机制研究^[3-4],但受电/磁流变材料稳定性、阻尼变化响应速度以及达到阻尼要求所需的变电压等方面因素的限制,研究成果距实际应用相差较远,未能形成产品。

1.2 主动式膝关节的仿生运动控制技术

主动式假肢膝关节,由于其能够在复杂路况下的一些费力动作时提供主动助力,使穿戴者行走更加省力,因此成为近年来研究的热点方向,其代表产品是Ossur公司的Power

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2017.04.015

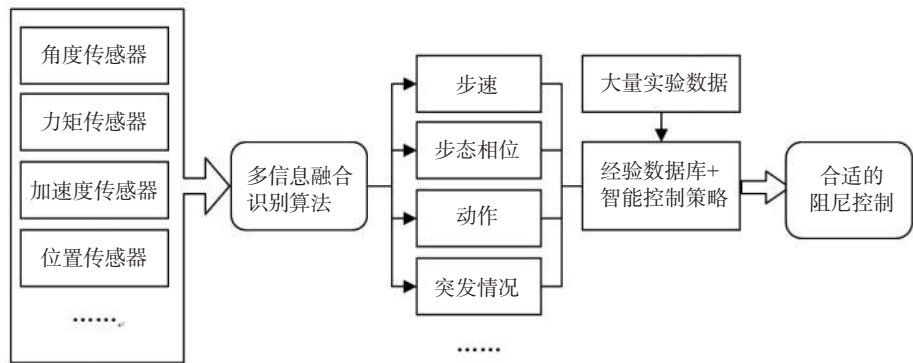
*基金项目:国家自然科学基金项目(11120101001);国家自然科学基金委创新研究群体科学基金项目(11421202);国家康复辅具研究中心基本科研业务项目

1 北京航空航天大学生物与医学工程学院,北京,100083; 2 国家康复辅具研究中心; 3 北京市老年功能障碍康复辅助技术重点实验室;

4 民政部智能控制与康复技术重点实验室; 5 通讯作者

作者简介:张腾宇,女,在读博士研究生,助理研究员; 收稿日期:2015-07-28

图1 被动式智能膝关节控制方法



knee,不仅可以帮助使用者从座椅上站立起来,而且能够在上坡、爬楼梯时主动提供助力。近年来,国内外的一些高校和科研机构也陆续开展了主动式假肢膝关节的设计和 Related 控制方法研究^[5-7],但尚未形成产品。总结起来,纯主动式的控制方式一般都采用电机作为驱动关节屈伸运动的执行部件,由于关节运动过程中电机需要持续运行,并且在起立、上下楼梯等动作时需要较大的驱动力,耗电量极高,电源的问题成为目前难以突破的瓶颈。因此,近年来很多科研人员逐渐转向主被动混合式膝关节假肢的研究^[8-10]。如:美国伯克利仿生技术公司开发的半主动式膝关节有两种工作模式^[8],在驱动模式下电机直接驱动关节进行主动运动,而在非驱动模式下依然依靠液压缸阻尼实现被动式运动。这种主被动结合的方式既能够在需要大力矩时提供助力,又能够比纯主动控制节约能源,成为目前假肢膝关节控制技术研究的热点方向。

1.3 基于人体生物信息的智能控制技术

在控制源方面,目前的智能膝关节产品无论是主动式还是被动式,主要都是以角度、力、加速度等物理信息作为控制源。由于物理信息只能被动的反映人的运动意图,因此信息的获取总是滞后于动作的发生。而脑机电等生物信号能够直观的反映人的运动意图,并且先于动作发生,对于假肢这种需要与人体密切配合的智能设备来说,是很好的控制信息。目前,脑机电控制上肢假肢技术已相对成熟,而对于下肢假肢来说,由于下肢运动是连贯性的,并且受步速、路况等各种因素影响,完成动作的同时还需要保证对身体的稳定支撑,因此控制比上肢更为复杂,对控制的准确性要求更高。自上世纪 80 年代,国外一些学者便开始尝试将肌电信号应用于假肢膝关节控制^[11-14],但是由于各种原因,其研究成果一直没有被投入使用。本世纪以来,国内也陆续开展了采用肌电信号作为信息源控制下肢假肢的机制研究^[15-17],包括利用肌电信号识别动作、路况、步速,以及研究肌电信号与角度、力矩等物理信息的对应关系。但受残疾人肌电采集方

法、个体差异性、控制识别的准确性、实时性等方面限制,研究结果仍未能运用到实际产品中。不过,这些研究为今后的实际应用打下了很好的基础,随着生物医学技术的发展和脑机电控制技术的日趋成熟,生物信号控制下肢假肢在不久的将来终会实现。

2 国内技术现状与问题分析

通过近年来的发展,我国在智能膝关节假肢相关技术方面已开展了大量研究,初步形成了智能膝关节研发技术体系,在膝关节仿生机构设计、假肢生物力学、智能假肢多信息融合控制技术、基于生物信号的运动识别技术等方面,掌握了一批自主知识产权技术。但是,与国际领先水平相比,我国智能假肢技术的发展仍存在很大差距,尤其在产品化方面落后较多,主要问题表现在以下方面:

假肢生物力学基础研究不够,假肢机构设计缺乏与人体生物力学结合的基础研究以及与临床结合的应用研究。如:研究正常人体和截肢患者的运动生物力学规律、截肢者运动过程中对假肢膝关节的功能要求、截肢者的个体差异性对假肢需求的影响、不同装配技术对假肢应用性能的影响等等。不从根本上找到这些假肢设计的理论依据,设计出的产品就很难真正从各方面满足使用者的实际需求。

假肢仿生机构设计的创新不足,缺少重大突破性的新机构和新方法。目前国内膝关节假肢产品的机构设计大部分都还是模仿国外产品的设计思路,连杆机构设计大多只是通过修改设计参数达到稳定性和灵活性的不同要求,缺乏一些通过机构设计实现特定功能的创新想法。比如:是否可以抛开现有的连杆机构和阻尼缸的形式,通过模拟人体关节、肌肉作用方式的新型机构设计实现功能。另一方面,气(液)压缸的缸体、通路、阀门等参数设计普遍缺乏设计标准和理论依据,从而难以形成突破性的创新。如何基于正常人体下肢的运动生物力学研究,找出假肢与人体运动参数的对应关系,设计出运动阻尼变化符合人体膝关节运动规律的阻尼

缸,是需要我们尽快突破的关键问题。

智能假肢多信息融合控制技术研究不够深入,产品功能设计及性能的稳定性需要进一步突破。目前国内在膝关节的智能控制方面研究主要是基于各种传感器信息的步态识别,虽然理论研究得到了较好的识别效果,但是由于对下肢运动过程中各种复杂情况下的最优控制策略研究不够深入,因此智能膝关节的控制和信息识别往往是简单的对应关系,在突发情况和复杂动作时难以达到最理想的控制效果,患者使用过程中的安全性也难以得到充分的保障。

假肢零部件加工、组装工艺水平低,所需的液压缸等关键零部件生产能力不足。目前国内膝关节产品受气(液)压缸密封技术、热处理工艺、轴承等关键零部件的质量控制等方面限制,产品质量和使用性能一直难以大幅提高,并且基本结构和部件的性能直接影响到智能控制的效果。因此,这些问题成为目前制约假肢膝关节技术发展的瓶颈问题,亟需突破。

3 展望

综观国内外智能膝关节假肢技术的发展历程,智能假肢的技术进步都是伴随着其他相关应用技术的成熟而发展的。随着截肢者对假肢功能及性能的要求逐步提高,交替上下楼梯成为目前智能膝关节追求的一项主要功能,而主动式及主被动混合式膝关节也逐渐成为近年来智能膝关节研究的一个重点方向。同时,随着神经接口控制技术的日趋成熟,利用脑机电等生物电信号控制下肢假肢也将成为未来研究和发展的热点和趋势。目前国内假肢膝关节的各方面技术研究并不落后,但对使用者需求的基础理论研究和与临床结合的应用研究不够深入,导致产品的设计缺乏理论依据,创新性不足。在今后的研究中,更应该进一步深入开展相关的基础研究,为智能膝关节假肢的设计提供有力的支撑。

参考文献

- [1] 杨鹏,刘作军,耿艳利,等. 智能下肢假肢关键技术研究进展[J]. 河北工业大学学报,2013,42(1):76—80.
- [2] 张腾宇. 国内外智能下肢假肢发展现状与展望[J]. 世界康复工程与器械,2012,2(2):P48—51.
- [3] 金德闻,王人成,白彩勤,等. 电流变液智能下肢假肢摆动相控制原理与方法[J]. 清华大学学报,1998,38(2):40—43.
- [4] 从德宏,徐心和. 磁流变液智能假腿的摆动相控制[J]. 系统仿真学报,2006,18(S2):916—918.
- [5] Yanli Geng, Peng Yang, Xu Xiaoyun, et al. Design and simulation of active transfemoral prosthesis [C]. 24th Chinese Control and Decision Conference, 2012, 3741—3745.
- [6] 耿艳利,杨鹏,陈玲玲. 动力型假肢膝关节设计与仿真研究[J]. 河北工业大学学报,2011,5(40):1—4.
- [7] Martinez-Villalpando EC, Herr H. Agonist-antagonist active knee prosthesis: A preliminary study in level-ground walking [J]. Journal of Rehabilitation Research & Development, 2009, 46(3):361—374.
- [8] 伯克利仿生技术公司. 半驱动式大腿假肢膝关节: 中国, 200980122636.0[P]. 2011-05-18.
- [9] 叶太顺. 基于混合驱动智能仿生腿的设计与控制[D]. 东北大学, 2009.
- [10] 北京大学. 主被动运动相结合的动力膝关节: 中国, 201010267558.8[P]. 2011-01-05.
- [11] Myers D, Moskowitz G. Myoelectric pattern recognition for use in the Volitional control of above-knee Prosthesis [C]. IEEE Trans Syst Man Cybern, 1981, 11(4):296—302.
- [12] Myers D, Moskowitz G. Active EMG-controlled A/K Prosthesis [C]. Control aspects of prosthetics and orthotics, Proceedings of the IFAC Symposium, Columbus, 1983, 373—381.
- [13] Triolo R, Moskowitz G. Autoregressive EMG analysis and prosthetic control [C]. Proceedings of the 35th Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology, Philadelphia, 1982, 564—569.
- [14] Peeraer L, Aeyels B, Van der Perre G. Development of EMG-based mode and intent recognition algorithms for a computer-controlled above-knee prosthesis [J]. Journal of Biomedical Engineering, 29th Annual Meeting of the Biological Engineering Society: Engineering for Health, 1989, 178—182.
- [15] 金德闻,张瑞红,王人成,等. 具有路况识别功能的智能膝上假肢的研究[J]. 中国康复理论与实践,2004,10(5):261—263.
- [16] Lingling Chen, Peng Yang. Fuzzy Support Vector Machine for EMG Pattern Recognition and Myoelectrical Prosthesis Control [C]. Lecture Notes in Computer Science, vol. 4492, 2007, 1291—1298.
- [17] Tengyu Zhang, Peng Yang, Qidong Liu, et al. A Research on EMG Signal and Plantar Pressure Information for AK Prosthetic Control [C]. The Seventh Asian-Pacific Conference on Medical and Biological Engineering, 2008, 488—491.