

基于不同信号源的智能膝关节控制方法研究

曹武警¹ 喻洪流^{1,2} 胡 杰¹ 王露露¹ 张小满¹

随着车辆交通事故的增多,创伤、肿瘤以及各种血管疾病的诱导,世界上截肢人数日益增多,仅美国就有99%的截肢患者为后天截肢^[1]。根据中国第二次全国残疾人抽样调查数据推算,我国残疾人口总数为8296万人,占全国人口总数的6.34%,其中肢体残疾人数2412万人,截肢者226万人,最近几年间截肢患者人数更是远不止如此^[2]。目前的医疗水平尚不能使残肢再生,对截肢患者运动功能的恢复只能以安装假肢为主,而假肢的结构中又以膝关节最为重要,故关于假肢膝关节的研究一直是重点。

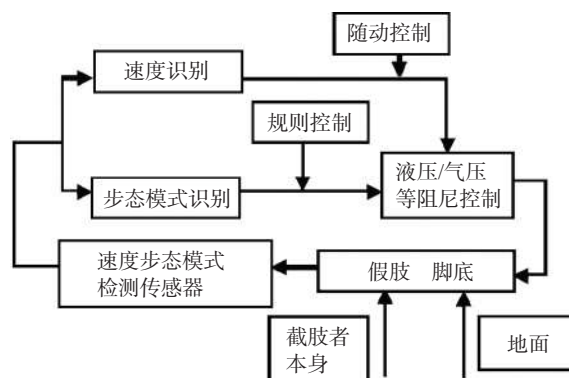
传统的机械阻尼控制膝关节,阻尼大小不可调且不可随步速变化。智能膝关节是指将微型计算机技术、智能控制技术应用到膝关节阻尼的控制上,使膝关节的力矩可以随着步行速度、关节角度变化而自动调整,从而使步态的对称性和跟随性更接近健康人^[3]。最早将微型计算机技术应用到假肢膝关节研究的是麻省理工学院的Woodie Flowers教授,20世纪70年代末,他的学生Darling^[4]和Grimes^[5]在其研究的基础上开始了基于健康腿运动信息控制假肢膝关节的研究。但是这些研究都停留在实验室阶段。直到1993年,世界上第一款智能假肢膝关节产品智能假肢(intelligent prosthesis, IP)才问世。它是由英国的布莱切福特公司在获得了日本的中川昭夫等^[6]的专利授权后,由资深工程师Zahedi研制成功的。近年来,智能膝关节研究有了长足的发展和进步,目前市场上比较有代表性的产品主要有adaptive knee、c-leg、auto-pilot、reohknee和genium。

根据膝关节力矩的实现方式,智能膝关节可分为被动型(passive transfemoral prosthesis)、半主动型(semi-active controlled transfemoral prosthesis)、动力驱动型(active transfemoral prosthesis)三类^[7-8]。被动式智能膝关节屈伸运动是由大腿残端带动的,智能控制系统只是调整膝关节阻尼力矩的大小,一般通过调节气压或液压回路中阀门的开度来实现;动力式智能膝关节屈伸运动是由电机等外力驱动的^[9],半主动型膝关节实质是主动和被动两个类型的混合体,平地行走时为被动模式,上楼梯斜坡时采用主动模式。

智能膝关节可归结为一个自然不稳定、强耦合、非线性、

柔性系统实时轨迹跟踪与状态识别问题^[10],跟踪的目标是膝关节的屈伸角度随时间的变化曲线,识别对象是不同的工作模式(水平行走、上/下坡、坐下、防绊倒等),控制对象是膝关节处的阻尼器^[11],图1是以被动型智能膝关节为例绘制的控制原理框图。

图1 被动型智能膝关节控制原理图



1 智能膝关节控制方法

目前应用于智能膝关节控制的智能控制方法主要有三大类:基于有限状态机的专家控制,自学习、自适应神经网络控制,多级分层阶梯控制^[12]。根据输入控制信息的来源,智能控制方法可分为两大类:计算固有控制(computational intrinsic control, CIC)和外部交互控制(interactive extrinsic control, IEC)^[13]。计算固有控制是指命令信息和人的意图没有关系,膝关节传感器只监测运动参数和环境变化,控制全部由微处理器完成,图2为计算固有控制系统原理图。外部交互控制是人脑和膝关节间可相互交流作用,包括输入和输出的相互作用,图3为外部交互控制系统原理图。外部交互控制的主要优势在于在动作发生之前就可以提供意图控制信号,而计算固有控制只能从使用者当前的动作通过算法推测穿戴者的意图,然而当前还没有一种传感信号可以从膝关节本身输入反馈到人脑,输出的命令控制信号当前也只有肌电信号,且都处于实验室研究阶段。

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2016.10.015

1 上海理工大学康复工程与技术研究所,上海,200093; 2 通讯作者
作者简介:曹武警,男,在读硕士研究生; 收稿日期:2015-06-24

为了识别穿戴者的意图并实现相应的运动模式,研究者提出了各种不同的思路,下文主要介绍每种方法的独特之处。

图2 计算固有控制

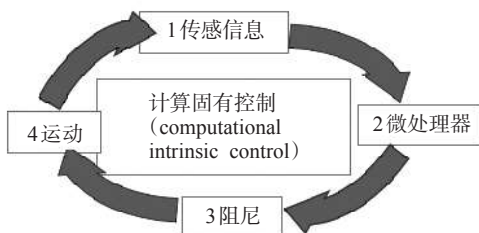
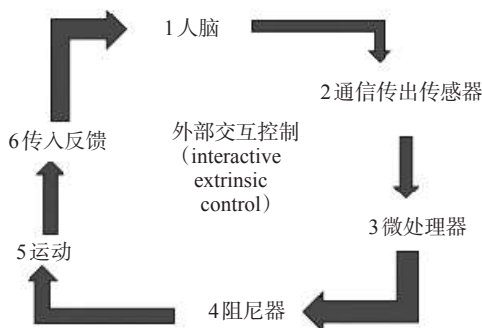


图3 外部交互控制



1.1 基于有限状态机的阻抗控制

人行走时的基本步态可分为支撑相和摆动相,支撑相指脚与地面接触阶段,摆动相指脚与地面分离阶段。在基本步态基础上用有限状态机方法对典型步态进行详细规划,也即基于有限状态机的阻抗控制方法,得到了广泛的应用。美国范德堡大学Frank Sup教授应用有限状态阻抗控制先是研制出了一款动力性有源气压驱动样机^[14],其后在其改进设计中将此方法应用到了膝关节无刷电机的驱动设计中^[15]。该方法首先用一个意图识别器来观测截肢者的行为,传感数据与数据库里区分行走、坐下、站立、上斜坡运动模式的预存储数据进行比对,不同运动模式的区分通过高斯混合模型来实现。例如在行走时一个状态机区分出步态时相,在这些不同的时相产生与膝关节转矩曲线相对应的阻抗,通过产生转矩曲线而不是位置曲线,控制器可以提供更为自然的步态。基于有限状态机的阻抗控制通过观测到的运动学信号与预存储的设定信号值比较从而实现行走的控制,此种控制相对简单,不能进行良好的反馈,仿生性不足。

1.2 基于残余关节和其他部位运动的控制

不同的截肢患者因剩余肢体的长短、强弱不同,其他器官功能的完好程度不同,可提供控制信息的来源也就相应不同。一些研究者从此思路出发,进行了多种多样的尝试。土

耳其Dokuz Eylul大学的Lutfi Mutlu等^[16]提出了一种通过测量髌关节的运动来控制膝关节运动角度的方法,髌关节运动参数通过牛顿—欧拉递归算法和逆动力学获得。加拿大滑铁卢大学的Ammar A. Alzaydi等^[17]通过置于大腿处的加速度计和膝关节处的电位计测量的信号输入模糊逻辑控制器,从而通过模糊逻辑控制来实现动力性膝关节力矩的输出控制,其模糊PID控制框架见图4。比利时蒙斯大学的Matthieu Duvinage等^[18]提出了一种基于眼部运动频率来控制假肢的方法,它包括一个眼部运动追踪器和一个可编程中央模式发生器,眼部特定的运动频率被提取并由眼部追踪系统识别出来,这些频率信号被转化成高水平的命令(加速、减速、停止)输入膝关节驱动器的控制单元,控制单元中的可编程中央模式发生器可以很好地模仿步态周期,达到良好的步态。

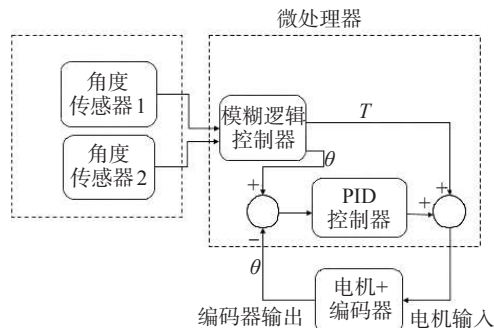
1.3 基于肌电信号的控制

基于肌电信号控制假肢的方法在20世纪50年代就有相应的测试研究^[19],可目前商业化的只有肌电假手,肌电控制的智能膝关节都处于实验室论证研究阶段,且大都是动力型智能膝关节^[20]。肌电信号控制的膝关节关键就在于其安全性,尤其是测量和分类信号错误时所造成的跌倒。芝加哥仿生医学康复中心的Hargrove L等^[21]在非承重条件下,也即穿戴者坐在椅子上,通过置于大腿残肢处的传感器测量的肌电信号实现了膝关节的实时响应控制,准确率高于90%,但是承重条件下还需做进一步研究。美国克拉克森大学的Carl D. Hoover等^[22]基于肌电信号控制的上楼梯的动力型膝关节,控制框架包括从残肢处获得的步态数据信息和一个两相(站立相/摆动相)膝关节控制转矩,该转矩由比例肌电转矩控制和状态阻抗控制来确定。实验表明,阻抗控制方法和肌电信号结合控制在上楼梯时显现出鲁棒性和可重复性。

1.4 神经肌肉和生物力学信号融合控制

纯生物力学信号控制和肌电信号控制都有一些无法避免的缺点,比如肌电信号控制的安全性、力学信号控制的滞后性等等。因此,将生物力学传感信号和肌电信号融合起来

图4 模糊PID控制框架图



进行控制,取长补短。西安交通大学的黄荷等^[23]研究出一个神经肌肉—力学信号融合控制的算法,臀肌、大腿处的肌电信号和支撑架处测量的地面作用力和力矩信号作为输入来不断地识别运动模式,鞋垫压力传感器来发现步态事件。这种联合控制方式在步态模式预测时表现出很高的准确性,站立相达到99%,摆动相为95%。巴西利亚大学的Alberto L. Delis等^[24]在其研究中通过陀螺仪传感器和肌电信号来预测膝关节的角度,其研究证明两类信号结合控制增加了预测精度,减少了纯肌电信号控制的伪迹。

2 市场化智能膝关节技术性能对比

当前市场化的智能膝关节全部为计算固有控制型膝关节,也即与人脑神经信号或者肌电信号进行交互控制的膝关节均处于实验室研究阶段,其原因为肌电信号的微弱以及处理时伪迹过多,有效地甄别始终是一个瓶颈,这就导致其控制的安全性始终无法得到保证,脑电信号因其形成原因及机制的复杂,特定运动相对应的特定神经信号尚有待研究,且植入型电极安全隐患很多,非植入型电极信号又比较紊乱,故投入实用尚需更多地研究;由输入传感器可知当前产品主要以膝关节角度、行走速度以及承受压力作为输入控制信息,陀螺仪和加速度计开始出现在最新产品中,且大大提高了仿生性。见表1。

表1 市场化智能膝关节技术性能比较

膝关节名称	输入方式	输入传感器	控制方式	阻尼调节器	主要的技术特征
奥托博克 C-leg	CIC	膝关节角度传感器,力敏应变片,计时器	实时控制,站立相、摆动相变阻尼	液压阀	微处理器控制的阀门扩大了速度调节范围
奥托博克 Genium	CIC	陀螺仪,加速度计,膝关节角度传感器,力敏应变片	实时控制,站立相阻尼可调和摆动相阻尼可调	液压阀	支撑期初期预弯曲减轻冲击;可交替上下楼梯
奥索 Rheo	CIC	角度传感器,力敏应变片,计时器	实时控制,站立相摆动相变阻尼	磁流变阻尼器	自学习程序
奥索 Power knee	CIC,健侧 脚部 IEC	健侧肢体陀螺仪,测量运动、位置、速度的压力和载荷单元,蓝牙传输,角度传感器,计时器	实时控制,站立相摆动相动力可调	机电驱动器	弥补了失去肌肉的向心功能去恢复步态对称型、平衡性、提供动力;提供下肢的空间定向
美国 freedom innovations 的 Plie mpc	CIC	伸展传感器,力敏应变片,计时器,步进计数器	微处理器管理的站立相摆动相转变,摆动相阻尼的液压控制	液压阀	从业人员编程设定
英中耐 IP Plus	CIC	角度传感器,移动速度传感器,计时器	站立相承重自锁,摆动相阻尼可调	气动活塞	从业人员编程设定特定的运动,缓冲阀
英中耐 Smart Adaptive	CIC	角度传感器,力传感器,计时器	站立相和摆动相均为变阻尼控制	摆动相气动活塞,站立相液压阀	自动调整行走模式比如上下楼梯、站立、跌倒恢复,调整行走速度和角度
美国 DAW Industries的 SLK (self learning knee)	CIC	电磁位置、速度和角动量传感器,单片机定时传感器	摆动相变阻尼控制	气动活塞	自学习程序,用11种不同的行走速度类别记录最近行走的100步,如果穿戴者超过了最大设定行走速度,重新调整类别;五杆机构的几何设计使行走自然,站立更加稳定

3 结论

①由输入控制信息来源,智能膝关节控制方法可分为计算固有控制和外部交互控制,计算固有控制以测量的人体运动学信号输入微机直接控制,外部交互控制以测量的人体生理信号与微机交互作用,从而实现人脑—膝关节的智能交互。②基于其他器官运动信号控制的设想虽然可以实现,但不可避免地滞后性及只能特定地对应于某种运动使其仿生性受到很大的限制,故此类虽有研究但尚无任何此类产品。③纯运动学信号控制的智能膝关节仿生性始终有待提高,纯

生理信号由于其本身的微弱及紊乱的特征,作为控制源其安全性始终无法得到保证,尚处于实验室研究阶段,尚无实用型产品;故运动学信号和生理信号融合控制是一重要研究方向。

参考文献

[1] Ziegler-Graham K, MacKenzie EJ, Ephraim PL, et al. Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050[J]. Arch Phys Med Rehabil, 2008, 89(3):422—

- 429.
- [2] 赵燕潮.中国残联发布我国最新残疾人口数据[J].残疾人研究, 2012,(1):11.
- [3] 王人成,金德闻.仿生智能假肢的研究与进展[J].中国医疗器械信息,2009,15(1):3—5.
- [4] Darling,Donald Thomas, Automatic damping profile optimization for computer controlled above- knee prostheses[D]. Masters thesis Department of mechanical engineering, Massachusetts Institute of Technology,1978.
- [5] Grimes, Donald Lee. An active multi—mode above—knee prosthesis controller[D]. Dept. of Mechanical Engineering, Massachusetts Institute of Technology,1978.
- [6] Wang L, Buchanan TS. Prediction of joint moments using a neural network model of muscle activations from EMG signals[J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2002, 10(1): 30—37.
- [7] Frank Charles Sup IV. A powered self-contained knee and ankle prosthesis for near normal gait in transfemoral amputees: [Dissertation]. Nashville, Tennessee: Graduate School of Vanderbilt University, 2009.
- [8] Varol Huseyin Atakan, Goldfarb Michael. Decomposition-based control for a powered knee and ankle transfemoral prosthesis. IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2007: 783—789.
- [9] 王人成,沈强,金德闻.假肢智能膝关节研究进展[J].中国康复医学杂志,2007,22(12):1093—1094.
- [10] Popovic DB, Oguztoreli MN, Stein RB. Optimal control for an active above-knee prosthesis with two degrees of freedom [J]. J Biomech. 1995, 28: 89—98.
- [11] 王斌锐,徐心和.智能仿生腿的研究[J].控制与决策,2004,19(2): 121—127.
- [12] 喻洪流,关慎远,钱省三,等.膝上假肢的智能控制方法[J].中国康复医学杂志,2008,(02):145—147.
- [13] Martin J, Pollock A, Hettinger J. Microprocessor lower limb prosthetics: review of current state of the art[J]. JPO J Prosthet Orthot, 2010, 22(3): 183—193
- [14] Sup F, Bohara A, Goldfarb M. Design and Control of a Powered Transfemoral Prosthesis[J]. Int J Rob Res, 2008, 27(2):263—273.
- [15] Sup F, Varol HA, Mitchell J, et al. Self-Contained Powered Knee and Ankle Prosthesis: Initial Evaluation on a Transfemoral Amputee[J]. IEEE Int Conf Rehabil Robot, 2009, (2009):638—644.
- [16] Mutlu L, Uyar E, Baser O, et al. Modelling of an under-hip prosthesis with ankle and knee trajectory control by using human gait analysis. In: World congress, Milano, 2011, 18:9668—9673.
- [17] Alzaydi AA, Cheung A, Joshi N, et al. Active prosthetic knee fuzzy logic-PID motion control, sensors and test platform design. Int J Sci Eng Res, 2011 2:1—17
- [18] Duvinage M, Castermans T, Dutoit T. Control of a lower limb active prosthesis with eye movement sequences. In: IEEE symposium on computational intelligence, cognitive algorithms, mind, and brain (CCMB), Paris, 2011. IEEE, 1—7.
- [19] Battye CK, Nightingale A, Whillis J. The use of myo-electric currents in the operation of prostheses[J]. J Bone Joint Surg Br, 1955, 37(3):506—510.
- [20] Islam MR, Haque A, Amin S, Rabbani K. Design and development of an EMG driven microcontroller based prosthetic leg[J]. J Med Phys, 2011, 4(1):107—114
- [21] Hargrove L, Simon AM, Finucane SB, Lipschutz RD. Myoelectric control of a powered transfemoral prosthesis during non-weight-bearing activities[J]. Myoelectric Symposium, 2011, 192(2):236—246.
- [22] Hoover CD, Fulk GD, Fite KB (2013) Stair ascent with a powered transfemoral prosthesis under direct myoelectric control. Trans Mechatron 18:1191—1200
- [23] Huang H, Zhang F, Hargrove LJ, et al. Continuous locomotion-mode identification for prosthetic legs based on neuromuscular-mechanical fusion[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2011, 58(10):2867—2875.
- [24] Delis AL, Carvalho J, Seisdedos CV. Myoelectric control algorithms for leg prostheses based on data fusion with proprioceptive sensors[J]. Proceedings ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference, 2010, 38(8): 137—142.