

膝上假肢的智能控制方法*

喻洪流¹ 关慎远¹ 钱省三² 赵展¹

目前国际上已开发出了多种商品化的液压/气压智能膝关节假肢产品, 包括 Otto Bock 的 C-LEG、Blatchford 的 IP、Smart IP、Adaptive Knee、Nabco 公司的 NI-C411、德林公司的 Auto-Pilot 电子膝关节和 Ossur 公司的 Smart Magnetix Knee 等, 其中 NI-C411 和 Auto-Pilot 膝关节是四连杆电子膝关节。综观这些最新的微电脑控制膝关节, 大部分可以通过控制液压/气压缸同时控制摆动相的速度和支撑相的稳定性, 此外还可以适应不同的环境自动调整行走模式, 如下坡/楼梯、绊倒、坐下等。不过这些关节的速度大多只有有限的几种, 不能随意适应任意步速的变化。有些假肢关节还能模拟人体站立相的屈曲功能, 如德林 Auto-Pilot 和 Blatchford 的 Adaptive Knee 就可以在支撑相前期产生一定的弯曲, 以缓冲腿的步行冲击。2003 年, 美国专利 6517585 首次公布了 Blatchford 公司设计的一种独特的液压/气压组合膝关节 (自适应膝关节, adaptive knee)^[1], 它采用了液压/气压组合式阻尼机构, 在摆动相主要依靠气压缸产生阻尼, 而在站立相主要依靠液压缸的作用, 液压缸在膝关节弯曲的前 0°—30° 范围也起阻尼作用, 以增加步态的稳定性, 同时在摆动相伸展期末端液压阻尼还被用来缓冲关节的冲击力。2006 年 Blatchford 公司开发了第二代的 Adaptive Knee 和 Smart IP, 后者是在原 IP 基础上改进而成的气压型“聪明”智能假肢, 其无需训练, 可以随时通过穿戴者按程序使假肢自动学习, 以适应不同步速、不同环境、不同鞋重的变化。

Otto Bock 公司的 C-LEG 完全采用了液压缸 (专利 CN1074109A)^[2]。微电脑假肢膝关节采用传感器检测假肢的角度和速度, 同时现在的微电脑假肢膝关节除了改进步态外, 同时这种假肢还可以自动适应环境变化, 提高患者的活动性能, 减少能量消耗。

1983 年 Bar 和 Ishai 提出了一种微电脑控制的膝关节控制器, 这种控制器是一种基于有限状态机的方法^[3]。1988 年, D.S.Chitore 等^[4]提出了一种根据有限状态机方法建立的数字控制器用于膝关节与踝关节, 其设计的数字电路根据安装在脚底的传感器及大腿肌肉的肌电信号, 通过电子网络硬件设计, 直接输出对应步态周期中的不同状态的开关信号, 以便协调膝关节与踝关节等假肢部件的角度位置。Wang 等^[5]于 1992 年提出了一种自适应控制方法对膝上假肢 (above-knee prostheses, AKP) 进行控制。由于大腿与小腿之间在摆动过程中, 模型存在非线性、强动力学耦合以及时变性, 这种自适应方法能使假肢适应不同步速以及补偿髌关节力矩、髌关节轨迹等变化。这种方法只是在传统拉格朗日逆动力学方程求解公式的基础上, 增加了一个 PD 反馈控制项以及一个补偿非线性项删除的自适应控制项, 以便获得跟踪理想膝关节轨迹的膝关节力矩输出值, 其本质仍然是一种不属于智能控制范畴的自适应控制方法。

1 AKP 智能控制方法

智能 AKP 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问题^[6], 跟踪的目标是膝关节的屈伸角度随时间的变化曲线, 控制对象是膝关节处的阻尼器^[7]。

假肢步态的复杂性导致了与反传统方法的智能控制器 (软的和非解析的) 的发展。传统的控制方法是基于获得过程的动力学数学模型。在通常情况下, 基于人体运动动力学模型 (即使是线性化模型) 的控制器很可能是十分复杂的, 缺乏鲁棒性且不适合实时控制。

一方面, AKP 智能控制器用于步速的快速学习与跟随, 通过建立输入输出响应关系的控制器实时改变膝关节的刚度和阻尼 (阻力矩) 来跟踪步行速度; 另一方面, 非线性步行模式的识别与控制也只能依赖于智能控制器。这样步态控制就可像数字算法一样, 通过完成逻辑操作来实现, 这种逻辑作用具有固定的预定顺序、有限的操作和最少的解析计算, 以实现与步态的站立和摆动相相协调的复杂运动形态。

1.1 有限状态的专家控制方法

下肢假肢下楼梯、走斜坡等步行模式控制大多采用了一种叫做“顺序有限状态机”(SFSM) 的专家控制技术^[8]。该方法对典型的步态进行详细规划, 典型事件包括: HC 表示脚跟着地, FF 表示脚与地面完全接触, HO 表示脚跟离地, TO 表示脚尖离地, FC 表示脚到达离地最高点, QR 表示小腿与地面垂直, LS 表示腿伸直; 典型步态状态包括双腿站立、摆动相早期、中期、末期、停止、站立相初期、中期、末期等 8 个状态 (Si)。FSM 方法由变换函数 f 和动作函数 fa 实现。 $S_{i+1}=f(S_i, I_i)$; $A_i=fa(S_i)$; 其中: S_i 为步态当前状态; S_{i+1} 为下一步状态; I_i 为当前输入, 即使状态发生变换的典型事件; $I_i \in \{HC, FF, HO, TO, FC, TV, LS\}$ 。

输入事件由系统的传感器检测, MCPK 根据动作函数制定的规则进行动作输出 (A_i), 输出动作在实际控制中即是给阻尼器或驱动器的电信号 (模拟或数字信号)。

参考文献^[9]中的 Belgrade AKP 采用了基于规则的控制。Belgrade 假肢中设计了一个两层的分级控制策略。规则控制的上层用于意图识别、适应环境变化以及整个运动过程的循环触发; 底层即驱动器层用于简单开关控制。上层即协调控制层的设计是受自然运动中反射功能的启发, 叫做人工反射控制 (ARC)^[13, 10]。ARC 避免了状态空间的数学建模, 无需建立控制对象表示人机复杂模型的动力学模型。在 ARC 的基础上, 控制算法为一开-关性质, 为使运动平滑、消除颠簸

* 基金项目: 上海市教委科研基金项目资助课题 (05EZ55); 上海市重点学科建设项目资助课题 (P0502 与 T0502)

1 上海理工大学生物力学与康复工程研究所, 200093

2 上海理工大学医学工业工程研究所

作者简介: 喻洪流, 男, 在读博士, 副教授

收稿日期: 2007-09-24

以及减少大腿能耗,有必要在驱动器层使 ARC 与足够的控制算法结合^[11-13]。由于在输出空间也设计了协调控制,因此似乎很自然地在输出控制中设计驱动器控制并使用轨迹跟踪方法。

1.2 神经网络控制方法

国外对智能控制的假肢应用还不多见,基本上是基于理论和仿真研究。理论研究大多集中在模糊控制、神经网络、专家控制、分层多级控制等智能控制方法。实际电子腿应用智能控制还很简单或少见,如德林公司的模糊控制、Ossur 的 Reohknee 采用动态学习记忆矩阵算法 (DLMA)、英中耐的 Adaptive 腿以及 Otto Bock 的 C-Leg 中使用了专家控制进行模式识别。参考文献 [14] 详细研究了基于 FEL (Feedback-Error Learning) 的 BP 网络控制器与 PD 控制器结合的神经网络监督控制。文献报道了应用类似的方法控制瘫痪患者大腿外部动力控制的关节位置^[15]。典型的 FEL 方法使用机器映射代替闭环控制中反馈环节的参数估计。FEL 是一个前向神经网络结构,当训练时,其学习控制对象的逆动力学模型。在神经网络训练中引入了比例微分 (PD) 控制器来保证稳定性^[16-19]。FEL 控制器的训练是通过基于 PD 控制器的输出来改变权值实现的。所使用的学习规则是基于 Hebbian 的学习方法,公式如下。

$$w_{new} = w_{old} + u_{PD} A \eta \Delta t$$

其中: w_{new} : 新的权值; w_{old} : 旧权值; u_{PD} : PD 控制器的输出; A : 与权值有关的神经网络项; η : 学习速率; Δt : 计算机仿真用步长。

阻尼损失通过理想速度与权值相乘获得,然后把此损失加入控制信号。最后, FEL 控制器的控制量被加入 PD 控制输出量进行控制。如果真正的逆动力学模型已学习好,则神经网络将单独提供控制所需的信号以跟踪理想的轨迹^[18]。在训练初期,神经网络产生的信号相对 PD 控制器的信号较弱,然而,随着神经网络完成训练,神经网络的输出信号将完全接替 PD 控制器工作。

神经网络与传统 PD 控制的结合所组成的神经网络监督控制是假肢智能控制的一个发展方向,其中基于 CMAC 神经网络的 PD 监督控制是一种有效地步速实时跟踪方法,其对液压假肢膝关节的控制框图描述如图 1。这里采用了基于 PD 控制器的神经网络监督控制方式,小脑神经网络 (CMAC) 通过 PD 控制器反馈控制获得的输出信号 U (总脉冲数) 与系统输入信号 Y (摆动速度) 数据组进行在线训练。由于 CMAC 学习速度快并且输入为一维向量,因此由 PD 控制器提供的训练样本数不需要很多。根据正常步态的摆动速度范围,这里把速度设定为 20 档,根据 CMAC 控制器具有相近输入映射相近输出的原理和仿真实验结果,最少只需约 20 个样本就可完成神经网络的训练,逼近所需泛化区域函数的神经网络,且每种速度训练一次后,即由神经网络接管控制^[20]。

针对智能假肢对不同步行模式 (如上坡、下坡/楼梯、平地行走等) 的力矩进行实时跟踪控制的需要,作者提出过一种新型变结构的小脑模型神经网络控制器 (CMAC)。这种 CMAC 利用一种随机重连学习算法对 CMAC 的输入模式进行遍历,其结构自组织到一个相对稳定状态;该状态下,神经元上的

输入连接不均匀分布,其度分布服从幂律分布,从而起到了优化 CMAC 结构的作用。这种变结构 CMAC 可以改善智能假肢适应步态变化的跟踪效果^[21]。

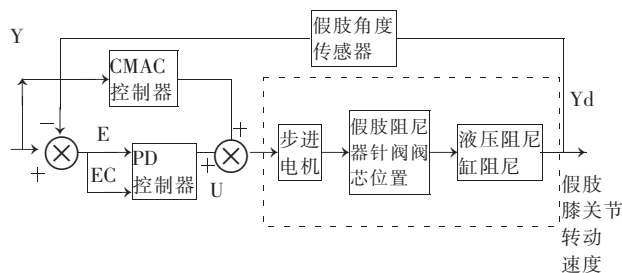


图 1 液压关节的 CMAC/PD 控制模型

2 C-leg (Otto Bock) 的智能控制方法

C-Leg 与 Endolite 自适应智能仿生腿在总体控制机理上有些类似,但自适应仿生腿采用了液压/气压一体化阻尼缸,融合了支撑相的稳定性与摆动相的灵活性控制。两种智能腿在总体上都是以行走模式 (平地行走、下坡/楼梯、坐下、绊倒等) 与行走速度为两大控制目标,以基于规则的专家控制方式进行控制目标切换与开环输出,并且均是以假肢的膝关节转动位置、速度与状态为输入,以步进电机或伺服电机的驱动值为输出,控制膝关节阻尼缸的状态 (锁定/自由) 与阻尼值 (针阀开度)。

C-Leg 在假肢膝关节轴上安装了一个霍尔效应传感器,用以测量关节角度与速度,在假肢的骨架上安装有 4 个桥接的箔应变片,用以测量人体中心相对于 AKP 的脚板前部、中部或后部的位置,即测量脚踵部与趾部的负荷 (离地状态),以便判断步态在支撑相的位置以及步行模式,以便根据与预设阈值的比较判断选取相应的控制程序或输出值。

C-Leg 使用液压阻尼器被动地调节假肢膝关节的角速度或转动;微处理机从装在假肢上的应变片和膝角度传感器收到的信息识别常见的步行模式,并将信号与存储的临界值进行比较,这些临界值是预定过渡点的指标,选择这些过渡点用于调整弯曲和伸展阻尼中的至少一种。当接收到的信号值与存储的临界值一致时,启动输出信号,自动改变膝关节在弯曲和伸展之一或两者中的转动速率;输出信号启动调节阻尼器阀门组件的电动机,在步态的各过渡点作出反映,阀门组件能同时地、可变地和独立地控制阻尼膝关节在弯曲和伸展之一或两者之中的运动,实现路况自动识别与步速协调。

3 几种主要电子假肢控制方法的比较

为了了解目前智能控制在微电脑 AKP 中的实际应用状况,这里对国际上主要的电子假肢的控制方法进行比较分析如表 1。从目前的商业化电子假肢来看,大部分应用的智能控制方法限于较简单的专家控制、模糊控制等,更复杂的智能控制方法,如模糊神经网络、神经网络自适应控制、模糊专家控制等复合智能控制技术还基本未实际应用。

智能 AKP 所处复杂系统的非线性、时滞性和非稳定性决定了系统建模和可控制的困难,应用具有自适应、自组织和自学习功能的智能控制技术对智能 AKP 控制是未来发展的必然趋势,特别是具有实时和快速学习性能的智能控制技术

表 1 现有电子假肢产品控制技术比较

假肢名称	智能控制技术	路况识别	支撑相控制	摆动相控制	技术性能
英中耐 Adaptive Knee	专家控制	平地、下坡 楼梯、待坐下、 已坐下、绊倒	$\leq 30^\circ$ 液压阻尼 $> 30^\circ$ 气压阻尼	气压阻尼 伸展手动调节液压阻尼	单轴、液压/气压组合阻尼缸;较好地实现了支撑前中期的稳定性及摆动相的灵活性;膝关节部设置力与速度传感器能识别多种步态模式;预训练 3 档速度控制。
奥托博克 C-Leg	基于有限状态机的专家控制	平地、下坡 楼梯、待坐下、 已坐下、绊倒	液压阻尼	液压阻尼	单轴、液压阻尼缸,支撑期稳定性好及摆动相速度可控;设置力与速度传感器能识别多种步态模式。
德林 Auto-Pilot	模糊控制	平地	四连杆特性	气压阻尼 伸展手动调节气压阻尼	四连杆、气压阻尼缸,仅控制有限档摆动速度;支撑期稳定性由四连杆机构保证。
奥索 Reoh Knee	神经网络控制	平地、下坡 楼梯、 骑自行车等	磁流变阻尼	磁流变阻尼	单轴、电磁流变阻尼器,无需专门训练,19 档摆动速度控制。

将最先被应用于微电脑控制假肢。上述讨论的一种 PD 监督小脑模糊神经网络控制器,用于跟随健康腿的智能 AKP 控制,具有较好的实时适应性和稳定性^[2]。随着计算机技术的发展,计算处理速度的大幅提高,应用具有人工智能的复杂控制方法实现假肢实时步速自适应和路况识别等仿生功能将成为可能。

4 小结

①由于智能 AKP 可归结为一个自然不稳定、强耦合、非线性、柔性系统的实时轨迹跟踪问题,智能控制技术是实现其控制有效方法;②目前国际上对用于 AKP 的智能控制技术研究还较少。基于有限状态机的专家控制器已用于智能 AKP 的实际产品控制,但这种控制器实现的假肢仿生功能有限;随着技术的进步,最新的产品也采用了模糊控制与神经网络控制技术;③要实时连续自适应步态、不同患者大腿状况以及路况的变化,需要 AKP 控制器具有快速自学习、自组织与自适应的高级智能,这要求应用更复杂先进的复合智能控制技术,如设计专家系统与模糊逻辑、神经网络、遗传算法、阶梯控制等技术结合的高级智能控制器等。

参考文献

- [1] Mir Saeed Zahedi. Lower Limb Prostheses. Guildford (GB); Andrew John Sykes, et al.Int. Cl.: A61F 2/48;A61F 2/64,USA, US6517585, 2003-02-11.
- [2] 凯尔文.B.詹姆斯.在膝上假肢中控制人造膝关节动作的系统[P].发明专利申请公开说明书,中国,CN 1074109A,1994-11-12.
- [3] A.Bar.P.Ishai,P.Meretsky,Y.Koren.Adaptive microcomputer control of an artifitial knee inlevel walking [J]. J Biomed Eng1983,5: 145-150.
- [4] Chitore DS, Rahmatalla S F, Albakry K S."Digital electronic controller for above knee leg prosthesis" [J]Int. J. Electron, 1988,64(4) : 649-656.
- [5] Wang TK, Ju MS ,TsueiYG. "Adaptive control of above knee electro-hydraulic prosthesis"[J]. J Biomechanical Eng, 1992,114: 421-424.
- [6] 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.
- [7] 王斌锐,徐心和.智能仿生腿的研究[J].控制与决策,2004,19(2): 126-133.
- [8] Daniel Zlatnik, Beatrice Steiner, Gerhard Schweitzer. Finite-State Control of a Trans-Femoral (TF) Prosthesis [J]. IEEE

- transactions on control systems technology, 2002, 10 (3): 408-420.
- [9] Popovic D, Tomovic R, Tepavac D. Control aspects an active A/K prosthesis [J] .Int.J. Man-Machine Studyies, 1991,35:751-767.
- [10] Tomovie R. Contrl of assistive systems by external reflex arcs [M] Advances in External Control of Human Extremities VIII, D.Popovic,Ed,Belgrade,Yugoslavia:ETAN. 1984.7-21.
- [11] Popovic D.. OguztoreliMN , Stein R..Optimal control of above-knee prosthesis [J] .Ann. Biomed.Engng., 1991,19:131-150.
- [12] Popovic D, Oguztoreli MN , Stein R. Optimal control for the powered three dimensional above-knee prosthesis[J].Revised for publication in J. Biomechanics,1993.
- [13] Kalanovic DV.Automatic tracking of a functional movement of an A/K prosthesis,"Masters thesis,Faculty of Electrical Engineering [M].Univ. of Belgrade,Belgrade,Yugoslavia,1986.7-120.
- [14] Vojislav D. Kalanovic , Dejan Popovic,et al. Feedback Error Learning Neural Network for Trans-Femoral Prosthesis[J].IEEE TRANSACTIONS ON REHABILITATION ENGINEERING, 2000, 8(1):71-80.
- [15] Kostov A, Andrews BJ, PopovicD B, et al.Machine learning in control of functional electrical stimulation (FES) for locomotion [J]. IEEE Trans. Biomed. En., 1995,2:541-551.
- [16] Kawato M,Feedback-error-learning neural network for supervised motor learning[J]. Adv. Neural Comput,1990,365-372.
- [17] Nordgren RE , Meckl P H.An analytical comparison of a neural network and a model-based adaptive controller[J]. IEEE Trans. Neural Networks, 1993, 4:595-601.
- [18] Rao DH, Bitner D, Gupta M M.,Feedback -error learning scheme using recurrent neural networks for nonlinear dynamic systems[J].Neural Networks, IEEE World Congr. Comput. Intell, 1994,1: 175-180.
- [19] Szabo R R, Szabo P, Pandya AS.Neural network as robot arm manipulator controller [J].in Proc. Southeastcon '94, Proc. Creative Techn. Transfer-A Global Affair, 1994,139-141.
- [20] 喻洪流,钱省三,沈凌.基于小脑模型神经网络控制的步速跟随智能膝上假肢 [J]. 中国组织工程研究与临床康复,2007.11(33): 2262-2265.
- [21] YU Hong-Liu ,QIAN Xing-San, LI Shou-Wei, et al., Random Re -connection Leaning Algorithm of CMAC Model in Prosthetic Knee Control [C].Proceedings of Services, Knowledge and Engineering Management Conference, WiCOM, 2007.
- [22] 喻洪流,钱省三,沈凌.等.微电脑控制假肢膝关节研究[J].中华物理医学与康复杂志,2007,19(9): 624-644.