

· 综述 ·

微电脑控制膝关节假肢

喻洪流 钱省三 沈凌 王殊轶

目前世界上约有膝上假肢 (above-knee prostheses, AKP) 膝关节 100 多种。下肢 AKP 的步态跟随是十分关键的,这是因为关节阻尼若不改变,将使 AKP 不能随着健肢的步速变化而变化,会导致步态不对称,使患者能量消耗增大,从而产生极大的不舒适感。传统的简单假肢多采用机械阻尼,其大小不能调整或不能随步速自动变化,因此假肢在步态摆动相的屈曲与伸展期的膝关节转动速度与健肢产生不对称,在站立相的稳定性也主要通过承重自锁或手动锁定机构来保证。上世纪 70 年代开始,随着计算机技术的发展,许多学者开始探索应用微机对假肢膝关节的运动进行自动控制,研究微电脑控制膝关节假肢 (micro-processor controlled prosthetic knee, MCPK)^[1]。MCPK 安装于人腿,人体通过大腿髌关节对其施加间接作用力,其步态的协调实际上是一个复杂的非线性系统控制问题,需要人们进行系统的研究。一般意义上讲,MCPK 可分为有动力源的主动控制 (active control) 膝关节和无动力源的被动控制 (passive control) 膝关节,但也有人把用微机对关节力矩进行主动控制 (包括主动力或阻尼力) 的膝关节称为主动控制。本文把 MCPK 划分主动和被动控制膝关节,并分别进行综述。

微电脑被动控制膝关节假肢的研究

大多数控制动力膝关节机构是通过微电脑根据所检测信息来改变膝关节阻抗进行控制。被测量的信号是膝关节的角度、位置、速度以及从假肢髌部或残肢测量的肌电信号和装于假肢中的力或开关传感器信号^[2,3]。控制被动式膝关节机构通过改变膝关节作为假肢瞬态函数或响应另一腿状态的关节阻尼或刚度来控制膝关节的摆动速度。目前关节阻尼大多以液压、气压和电制动器等方式实现^[4-6]。

一、液压/气压膝关节的研究

微电脑被动控制膝关节假肢得到了广泛的临床应用,其改变了传统的系统只能设置一个固定范围假肢阻尼的状况,实现了更宽范围的步速。而这种改变大多以液压/气压缸配合弹簧来模拟人体肌肉和肌腱的阻尼和刚度作用,液压/气压阻尼缸的粘性和集成弹簧的弹性组成一个可近似模拟人体肌肉骨架的动力学模型,这种模型是一种非线性人机复杂模型。人体肌肉骨架的动力学模型从上世纪 50 年代起就开始了大量的研究,但电控液压/气压动力学模型的研究还非常少,阻尼缸在多大程度上可描述真实肌肉、肌腱的作用尚无理论和实验的直接证明。大多的研究或产品开发采用了仿人控制、专家控制、模糊控制等智能控制技术,避免了对液压/气压假腿复杂对象的直接建模^[7,8]。美国加州大学伯克利分校的 Radcliffe 教授在

1977 年提出了膝关节力矩与角度的关系图 (图 1)^[7],通过微电脑可控制液压/气压缸的阻力矩,以跟踪理论所需力矩,达到跟踪膝关节轨迹曲线的目标。

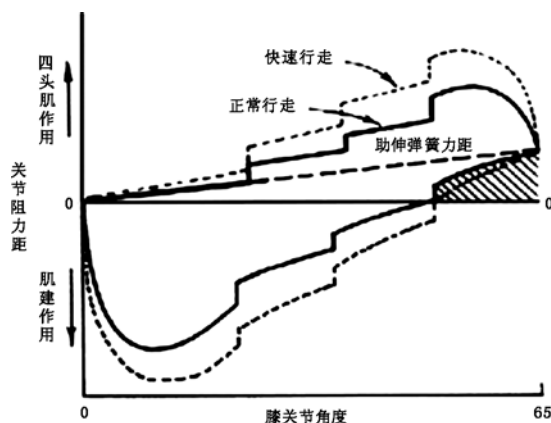


图 1 膝关节角度与力矩关系曲线

液压/气压 MCPK 的研究最早可追溯到上世纪 70 年代^[9],美国麻省理工大学 (Massachusetts Institute of Technology, MIT) Flowers 等学者在 1970 年代初研究了使用微电脑控制液压阻尼缸实现关节摆动速度控制的可行性^[1]。1986 年日本 Hoyogo 康复中心介绍了一种由 Belgrade 大学开发的实用的简易 MCPK,这种膝关节可通过微处理器控制电机调节气缸回路针阀开度来调节气缸阻尼,从而控制摆动相步态^[10]。文献^[11]介绍了 Belgrade MCPK,它安装了一个带有两个独立的控制阻尼调节器的马达。马达最大功率仅为 2.8 W,响应时间 < 0.08 s。屈伸控制马达有滚珠丝杆和一个直流电机驱动,由于其惯性小,可以做比例和开关控制。可充电电池可提供平地行走时长达 3 h 以上的动力。1990 年英国 Blatchford 公司的工程师 Zahedi 设计了世界上第一个气压式 MCPK^[10]。1996 年,Zahedi 通过分析截肢者的活动开始从事关于新一代微处理器控制的工作^[10]。

目前国际上已开发出了多种液压/气压 MCPK,最有名的包括 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。这些最新的微电脑被动控制膝关节假肢大部分都可通过控制液压/气压缸来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,但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。2006 年 Blatchford 公司开发了第 2 代的 Adaptive Knee 和 Smart IP,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。

基金项目:上海市教委科研基金资助项目 (05EZ55);上海市重点学科资助项目 (P0502/T0502)

作者单位:200093 上海,上海理工大学医疗器械学院 (喻洪流、沈凌);上海市医疗工业工程研究所 (钱省三、王殊轶)

二、磁流变阻尼控制膝关节的研究

电磁变流体 (Magnetorheological Fluid, MR) 是一种可在磁场下从粘性流体变化到半固体实现屈服强度可控的一种流体, 通常利用电流进行磁场控制 (图 2)。

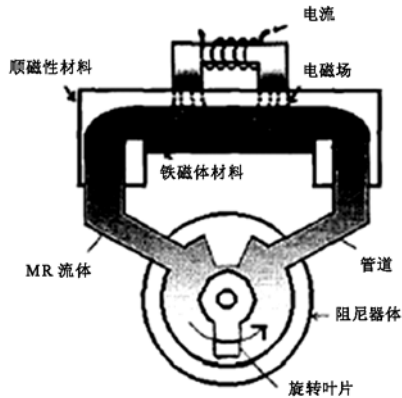


图 2 MR 的结构

为了实现接近正常步态的控制, Jung-Hoon 应用微机控制的 MR 对膝关节进行阻力矩控制, 并设计了一种 3 自由度 (3DOF) 的大腿假肢仿真实验装置用于对正常步态轨迹跟踪性能进行实验模拟^[12]。该方法采用了 PD 控制器与计算力矩方法。应用计算力矩项消除动力学模型中的非线性项从而对膝关节动力学系统进行线性化处理。设假肢髋关节和膝关节的角度分别为 h_1, h_2 , 跟踪理想膝关节角度的控制信号如下:

$$u_c = M_{21}(\ddot{\eta}_{d2} + K_v e + K_p \dot{e} + C_2(\dot{\eta}, \eta) + K_2(\eta)) \quad (1)$$

h_{d2} ——理想膝关节轨迹

$e = h_{d2} - h_2$ ——轨迹误差

K_p, K_v ——控制增益

$K_2(h)$ ——小腿重力力矩

M_{21} 与 M_{22} ——膝关节相关动力学惯量

由于永久磁铁产生的磁场存在滞后性, 因此大多采用电流控制的线圈诱导磁场^[12,13]。文献^[14]采用了一种 PD + 计算力矩 + 迭代控制法, 其每次逼近控制力矩的算法为: $u_{j+1}(k) = u_j(k) + \Phi e(k+1)$ 。其中, Φ 为学习增益, j 为迭代次数, e 为误差, k 为轨迹期间的时间步序。

有报道认为对于已知的周期性理想轨迹跟踪控制, 迭代法加 PD 或计算力矩控制方法能够很好地实现轨迹跟踪。事实上, 由于人体行走膝关节轨迹不可能是恒定周期性的, 作者认为这种方法只能实现膝关节轨迹跟踪的近似模拟研究。

Ossur 公司在 2005 年新推出了一款基于磁流变阻尼控制的智能膝关节。该膝关节除了利用磁流变技术实现关节的阻尼控制, 还采用了功能强大的微处理器, 其以高达 1 000 Hz 高速检测关节信号这些信号包括利用速度传感器检测的速度信号和力传感器检测的信号。

微机主动控制膝关节假肢的研究

控制型动力 MCPK 的控制十分复杂, 这是因为: 在行走的双脚支撑期形成了一个闭环的动力学链, 因此是一个动力学不确定的结构; 人体运动机构存在冗余性; 无论开环或闭环控制

都需要跟踪轨迹, 而轨迹是很难预先知道的; 存在随机的干扰性^[7]。此外, 驱动能量也是 MCPK 的关键难题。

膝关节的主动控制是下肢假肢设计的理想目标。控制动力假肢主要依靠残端大腿对关节施加力矩, 病人消耗能量大, 易疲劳, 且步速的协调性主要通过对关节阻尼的控制进行被动调节。对于这些问题, 人们寄希望于主动控制假肢的设计来解决。总体来说, 主动控制膝关节转动规律是一个随动伺服控制系统问题。尽管基于功能性电刺激的 (FES) 动力步行器的研究取得了重要进展, 但需要求解下肢假肢的动力学模型来得到关节力矩的逆动力学模型, 并且这种模型的是一种高阶、多元的非线性方程。总之, 控制膝关节的设计面临人机复杂系统控制、实时随动控制以及动力源供应等问题的挑战。文献^[14]讨论了控制 (动力) 膝关节, 其中很清楚地表明所需能量的动力源非常大, 且持续时间短, 并增加了重量。

主动控制的动力膝上假肢的研究大多开始于上世纪 70 年代, 80 年末期出现了两种动力 AKP, 即由 Popovic 等发明的 Belgrade Leg 和 Koganezawa 发明的 Waseda AKP^[10]。在已有的研究中, 动力假肢的驱动器大多采用了伺服电机直接驱动^[15,16]和电液伺服马达驱动^[17]。近年来, 有少数学者尝试应用通常在机器人技术中广泛应用的气动人工肌肉对下肢假肢进行控制。

由于商业化动力 AKP 对驱动马达及其动力源尺寸的限制, 需要认真研究所需的功率和扭矩, Popovic 通过优化计算发现动力 AKP 的最小扭矩应在 95 Nm 以上, 功率大于 76 W 时才能较好地跟踪关节的理想轨迹^[18]。在另一项利用 Lyapunov 方法做轨迹跟踪算法的仿真研究表明, 最大 60 Nm 的力矩即可很好地对轨迹跟踪^[7]。

在人工肌肉为动力的仿生假肢的研究方面, 华盛顿大学的 Klute 教授等利用 McKibben 人工气动肌肉设计了假肢肌肉模型, 并开发了一种储能肌腱模型 EST (energy storing tendon)^[10]。由于气源供应装置体积的限制, 这种假肢的离实际应用似乎还很远。2006 年 Ossur 公司开发的 Power Knee 采用了电磁力矩驱动, 这是主动控制 MCPK 尝试第一次实际应用的变革。

四、MCPK 的发展趋势

尽管 MCPK 的发展已有 30 多年的历史, 但从上述分析可见, 其要实现与真腿相似的仿生功能并非易事。这是因为残疾人人体与下肢假肢及行走环境组成的系统是一个复杂的人-机-环境系统, 其系统本身的非线性建模十分复杂, 即使是应用先进的计算机也难以模拟真腿具有的感知以及实时、灵活的自适应功能。作者认为 MCPK 未来的发展主要将集中在如下几个领域:

1. 由于现有 MCPK 基本都是采集自身假肢信号进行控制, 难以实时跟踪健康腿的步态, 并非真正的仿生。未来人们将对健康腿的信号进行采集来实时跟踪正确步态的智能假肢将是 MCPK 的一个重要发展方向。实现健康腿的实时信号测量仍是一个难题, 多数学者采用肌电信号作为检测对象来实现控制, 作者曾设计了一种安装于健康腿关节的微型关节信号测量机构实现了正确的步态数据检测。MIT 假腿实验室的一个致力于研究机器人移动和再生产的研究人员也正在研究一种能自动适应截肢者步态改变的假肢^[19]。

2. 动力膝关节假肢一直是科学家的梦想, 基于人工肌肉的研究一直未曾间断, 美国 Washington 大学和比利时 Brussel 大

学的学者最近几年进行了一系列研究^[20]。虽然未取得实用的成果,但应用人工肌肉仿真腿关节的阻尼和刚度实现对膝关节的控制无疑仍将吸引许多学者的研究兴趣。

3. 高速微处理器假肢膝关节将成为研究的重点之一,以克服目前假肢采样和计算速度慢、实时性差、大多需要离线训练的缺点。Ossur 近年开发的 Reheo Knee 的微处理器采样速率已达到 1 000 Hz。嵌入式计算机可以实现多任务、多进程的处理特性,是 MCPK 未来实现人机环境协调控制的理想处理工具。

4. 应用具有自适应、自组织和自学习功能的智能控制技术对 MCPK 控制是未来发展的必然趋势。MCPK 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,神经网络、模糊控制和专家控制及其组合控制等智能控制方法都是人们寻找具有真正智能的膝关节的强有力工具,特别是具有实时和快速学习性能的智能控制技术将最先被应用于 MCPK。

结 论

MCKP 在国外的研究已有 20 多年的历史,现在已有较成熟的产品,但我国对 MCPK 的研究只有短短几年时间,至今没有研制出实用的产品。MCPK 的研究从大类上可以分为微机主动控制和微机被动控制两大类型和研究方向,主动控制仍是 MCPK 现实的重要研究对象,但理想轨迹跟踪或健康腿步态跟踪在控制 MCPK 帮助下可获得更理想的效果,特别是人体自身能量的节省,但微机主动控制 MCPK 由于动力源的问题将在未来相当长的时间内阻碍其商品化,新的动力驱动技术也是其发展的关键。MCPK 与人体组成的复杂系统具有非线性、冗余性、强耦合及多任务等特点,这决定了需要智能控制技术来实现步态对称、稳定等要求的控制,神经网络控制和基于规则的专家控制等技术是实现高级 MCPK 的关键课题,需要进一步深入研究。

参 考 文 献

- [1] Szklar O, Ahmed AM. A simple unconstrained dynamic knee simulator. *J Biomech Eng*, 1987, 109: 247-251.
- [2] Aeyels B, Peeraer L, Vander Sloten J, et al. Development of an above-knee prosthesis equipped with a microcomputer-controlled knee joint: first test results. *J Biomed Eng*, 1992, 14: 199-202.
- [3] 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 Biomed Eng*, 1990, 12: 178-182.
- [4] Patil KM, Chakraborty JK. Analysis of a new polycentric above-knee prosthesis with a pneumatic swing phase control. *J Biomech*, 1991, 24: 223-233.
- [5] Bar A, Ishai G, Meretsky P, et al. Adaptive microcomputer control of an artificial knee in level walking. *J Biomed Eng*, 1983, 5: 145-150.
- [6] Jeong JH, Kim JH, Park YH, et al. Incidence of and risk factors for bundle branch block in adults older than 40 years. *Korean J Intern Med*, 2004, 19: 171-178.
- [7] Popović DB, Kalanović VD. Output space tracking control for above-knee prosthesis. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1993, 40: 549-557.
- [8] Kalanovic VD, Popovic D, Skaug NT. Feedback error learning neural network for trans-femoral prosthesis. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 2000, 8: 71-80.
- [9] Horn GW. Electro-control: an EMG-controlled A-K prosthesis. *Med Biol Eng*, 1972, 10: 61-73.
- [10] 金德闻, 王人成. 人工智能假肢. *中国临床康复*, 2002, 6: 2994-2995.
- [11] Wang TK, Ju MS, Tsuei YG. Adaptive control of above-knee electro-hydraulic prosthesis. *J Biomech Eng*, 1992, 114: 421-424.
- [12] Schindler OS, Dalziel R. Post-thrombotic syndrome after total hip or knee arthroplasty: incidence in patients with asymptomatic deep venous thrombosis. *J Orthop Surg*, 2005, 13: 113-119.
- [13] Andriole KP, Gould RG, Avrin DE, et al. Continuing quality improvement procedures for a clinical PACS. *J Digit Imaging*, 1998, 11: 111-114.
- [14] Al-Badry KS, Taha HM. Hibernation-hypothermia and metabolism in hedgehogs. Changes in water and electrolytes. *Comp Biochem Physiol A*, 1983, 74: 435-441.
- [15] Popovic DB, Tomovic R, Tepavac D, et al. Control aspects an active A/K prosthesis. *Int J Man-Machine Studies*, 1991, 35: 751-767.
- [16] Popović D, Oğuztöreli MN, Stein RB. Optimal control for the active above-knee prosthesis. *Ann Biomed Eng*, 1991, 19: 131-150.
- [17] Vucina A, Hudec M, Raspudic V. Kinematics and forces in the above-knee prosthesis during the stair climbing. *Int J Simul Model*, 2005, 4: 17-26.
- [18] Zahedi S, Navid R, Hassibi A. Statistical modeling of biochemical detection systems. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2004, 1: 208-211.
- [19] Berge JS, Czerniecki JM, Klute GK. Efficacy of shock-absorbing versus rigid pylons for impact reduction in transtibial amputees based on laboratory, field, and outcome metrics. *J Rehabil Res Dev*, 2005, 42: 795-808.

(修回日期: 2007-08-10)

(本文编辑: 阮仕衡)