

文章编号: 1001-0920(2004)02-0121-07

智能仿生腿的研究

王斌锐, 徐心和

(东北大学 人工智能与机器人研究所, 辽宁 沈阳 110004)

摘要: 首先在总结智能假腿发展的基础上, 针对其新的发展趋势, 引出智能仿生腿的概念和研究内容, 并探讨了基于基本步态模式和有限状态机的仿生腿步态规划方法, 全功能仿生膝关节的设计和稳定性分析; 其次研究了仿生腿的控制以及生物信号在仿生腿中的应用; 最后指出了智能仿生腿在信息交互、感知、能源动力等方面的发展动向

关键词: 智能仿生腿; 步态; 有限状态机; 智能阻尼器; 动力学分析

中图分类号: TP242 **文献标识码:** A

Study of intelligent bionic limb prosthesis

WANG B in-rui, XU X in-he

(Institute of Artificial Intelligent and Robotics, Northeastern University, Shenyang 110004, China Correspondent: WANG B in-rui. E-mail: wangbinrui@tom.com)

Abstract: Based on the summary of the development process of intelligent limb prosthesis, the conception of intelligent bionic limb prosthesis (BLP) is introduced. The method for gait plan based on general gait pattern of biologic locomotion is discussed and the application of finite state machine (FSM) to representative gait state transition network is offered. The principle mechanism of humanoid polycentric knee and the general structure of BLP are studied. The control model of BLP is given and the dynamics model of single axis knee is derived using the Lagrange equation approach. BLP controlled by biologic signal is discussed. Finally the development trend at the aspect of sensorial and energy of BLP is pointed out.

Key words: intelligent bionic limb prosthesis; gait; finite state machine; intelligent damper; dynamics analysis

1 引言

目前我国内地下肢残缺者约 35 万左右, 每年新增约 1.5 万人。假腿可以帮助残疾人恢复一定的活动能力。机械假腿的运动不易改变, 无法模拟人体健康腿运动, 不能很好地适应复杂环境。人体双腿的移动姿态是对称的, 随时间周期性变化, 移动的规律称为步态。基本步态可分解为两个时相, 即支撑相和摆动相^[1]。人们在不同场合下的步态是不一样的。智能假腿由于采用微处理器控制, 能够自动调节膝关节阻尼, 模拟简单的人腿步态并跟随步态改变^[2]。如何

使假腿能够自动地、全时相地跟随健康腿的任何步态, 完成人腿的所有功能, 并与残疾人有机集成, 是当今高级智能假腿的研究方向。

本文分析了智能假腿的进化历程, 并引出了智能仿生腿 BLP 的概念; 论述了基于基本步态模式和有限状态机的仿生腿步态规划方法、全功能仿生膝关节、稳定性分析、仿生腿控制、生物信号控制仿生腿以及其他智能仿生腿的研究内容; 指出了智能仿生腿的发展动向。

收稿日期: 2003-09-09; 修回日期: 2003-10-28

基金项目: 国家 863 计划资助项目(2001AA 422270)。

作者简介: 王斌锐(1978—), 男, 山西平遥人, 博士生, 从事行走机器人及人工智能、控制等研究; 徐心和(1940—), 男, 河北山海关人, 教授, 博士生导师, 从事人工智能理论与控制、机器人学等研究。

2 智能假腿进化历程

传统假腿膝关节采用带锁定期或可承重自锁膝关节等,其阻尼采用摩擦、气或液压缸阻尼^[3],它无法跟随人腿步态改变。1986年中川昭夫首先提出基于微处理器的气动式摆动控制膝关节^[4],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,装有这种膝关节的假腿称为智能假腿IP。随后英国B lathford制造出了世界上第1个智能假腿IP^[5]。智能假腿在美国、英国等国家研究得较好,我国对此起步晚,目前还没有此类产品。本文将智能假腿的发展划分为4个阶段。

第1阶段为静态存储、手动调整阶段。此阶段智能假腿由机构、微处理器、控制电路和气/液压阻尼器构成。通过试验得到人双腿运动步态信息,并按步速加以分类。通过计算得到不同步速下阻尼器回路中针阀对应的开度。将步态数据和针阀调整数据存储到芯片上。行走过程中由人工或借助遥控器进行步速选择。微处理器仅控制摆动相,在摆动相期间针阀开度不变,控制属于开环控制。

第2阶段为静态存储、自动调整阶段。此阶段智能假腿上安装了压力传感器,组成简单的步速测量系统。传感器将行走时脚跟压力数据传给微处理器,微处理器据此计算当前步速,并与存储的分挡典型步态数据进行比较,自动进行切换以调整步态。微处理仍然仅对摆动相进行控制。

第3阶段为动态调整、实时控制阶段。此阶段膝关节处增加了角度传感器。数据以50次/s速率采集,微处理器据此计算和估计当前步态,并对芯片中存储的典型步态进行合理的时间和幅度调整,实时闭环控制膝关节屈伸运动。微处理器完全控制摆动相和支撑相。此阶段智能假腿能够跟随任意步速,并完成下楼梯、斜坡、跑步等运动。

智能假腿前3个阶段的进化主要集中在膝关节的控制和对步速变化的跟随上,忽略了假腿的仿生特性,即应该尽可能模拟人腿具有的所有功能。所以步态识别能力较差,只能识别步速,不能识别其他复杂步态信息,如复杂路面行走等;膝关节机构仿生性差,只能提供阻尼,不能提供动力力矩,控制方式与人差别很大;缺乏与人体生物信息的交互等。在前3个阶段智能假腿基础上,研究具有真实仿生特性、强的步态识别和感知功能、仿生膝关节机构、智能控制算法以及能够利用人体生物信号的假腿成为智能假腿的研究方向。现在要研究的智能假腿与以往产品相比,更突出仿生特性,强调具有类人腿感知、双腿

协调以及与人体生物信息交互等功能,使假腿真正成为人体的有机组成部分。这种新的智能假腿称为智能仿生腿。

3 智能仿生腿的研究内容

3.1 智能仿生腿的步态规划

步态是对人体双腿移动姿态随时间周期性变化的描述。按照CPG(central pattern generator)^[6]原则,在正常行走时,存在一种优化的基本步态,人并不对双腿进行实时步态规划,因此正常行走为无意识行为。典型人体行走步态如图1所示。

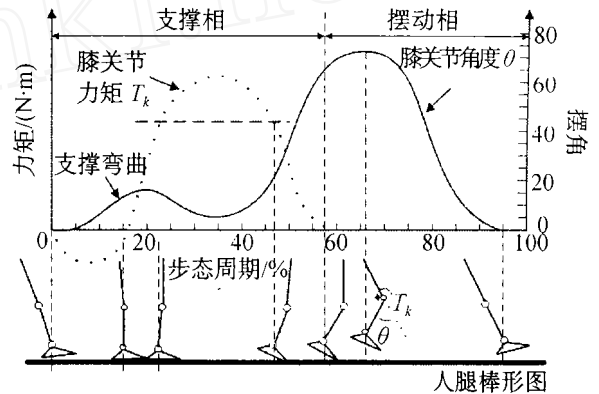


图1 人体行走典型步态

基本步态划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。支撑相初期膝关节的屈伸,称为自适应弯曲;支撑相末期膝关节的曲屈,称为预摆动。人正常步态周期约0.65s,其中摆动相约占59%,支撑相约占41%^[7]。

以往智能假腿的步态规划基于上述基本步态,不同步速下的基本步态存储在芯片上。行走速度改变时,选择最接近的基本步态作为规划结果。若步速与存储步速差别较大,新的步态要在最接近的步态基础上进行调整。该方法不适合下楼梯或走斜坡等特殊情况。仿生腿步态规划要在基本步态基础上用有限状态机FSM方法进行详细规划。典型的步态状态转移图如图2所示,图中典型事件包括: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,TV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、摆动相中期等;描述状态的特性包括:Ang表示大腿与小腿夹角,Tur表示膝关节运动趋势;Faf表示地面反力。FSM步态规划方法由变换函数和动作函数实现。

变换函数为

$$S_{i+1} = f_i(S_i, I_n), \quad (1)$$

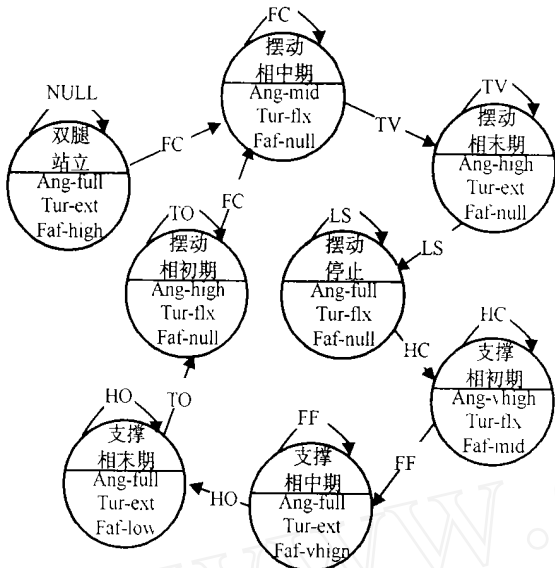


图 2 步态状态转移网络图

其中: S_i 为当前步态状态; S_{i+1} 为接下来的步态状态; In_i 为输入, 即使状态发生变换的事件

$In = (HC, FF, HO, TO, FC, TV, LS)$.

动作函数为

$$A_i = f_a(S_i), \quad (2)$$

其中 A_i 表示进入 S_i 步态状态时采取的步态规划动作. 仿生腿通过步态传感系统感知当前步态事件; 步态事件触发步态状态的转变; 不同步态状态对应不同的步态模式; 通过调整对应的步态模式得到当前的步态规划结果. 基于基本步态和有限状态机的智能仿生腿步态规划方法解决了人体健康腿步态无法在线完全测量和残余大腿摆动的不确定性等复杂问题, 简单有效. 缺点是建立在实验和测量基础上, 缺乏理论

3.2 全功能仿生膝关节机构

智能仿生腿要模拟人腿运动包括两方面内容: 从空间角度, 设计膝关节机构使仿生腿具有与人腿相同的运动位姿; 从时间和空间角度, 控制仿生腿摆动, 使仿生腿运动和人腿运动在时相上对称

膝关节分为单轴膝和多轴膝. 人膝关节由股骨内外侧髁、胫骨平台、髌骨等组成^[8]. 股骨下端和胫骨上端接触面形状不规则, 屈伸活动中, 两表面间既有滚动又有滑动, 膝关节水平转轴位置不恒定, 其瞬时旋转中心可连成一个 J 形曲线. 因此在人体步行过程中大、小腿的长度是变化的, 从而可提高脚离地高度^[9-12]. 单轴膝关节转动中心固定, 不能很好地模拟人腿运动^[13,14]. 智能仿生腿应该采用多连杆机构(4, 5 或 6 连杆). 4 连杆多轴膝关节机构见图 3

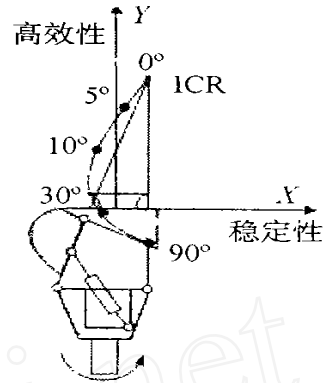


图 3 4 连杆多轴膝关节

这种平面连杆机构, 可以实现瞬时转动中心 ICR^[15] 变化. 4 连杆中前后连杆模拟人膝关节的前后侧十字形韧带. 多轴膝关节与人体膝关节具有很好的仿生相似性. ICR 稳定性坐标值越大, 地面反力在膝关节处产生的伸展力矩越大, 假腿越稳定. ICR 高效性坐标值越大, 在人体髌关节转动使假腿开始摆动过程中, 地面水平反力在膝关节处产生的屈曲力矩越大, 摆动假腿所需髌关节力矩越小.

膝关节机构连杆数越多, 机构参数也越多, 模拟人腿运动能力越强. 4 连杆具有 10 个机构参数, 6 连杆具有 16 个机构参数^[16,17]. 连杆机构参数应通过复杂多变量非线性优化算法求得^[18]. 优化目标应为

$$\min E(X) = \left[\begin{array}{l} C_1 \sum_{i=1}^n \sqrt{[\tilde{x}_{kpi} - x_{kpi}]^2 + [\tilde{z}_{kpi} - z_{kpi}]^2} + \\ C_2 \sum_{i=1}^n |\cos(\theta_i - \phi)| \sqrt{[\tilde{x}_{api} - x_{api}]^2 + [\tilde{z}_{api} - z_{api}]^2} \end{array} \right]. \quad (3)$$

其中: $i = 1, 2, \dots, n$ 为轨迹采样点数; x_{kpi}, z_{kpi} 为膝关节中心点坐标值; $\tilde{x}_{kpi}, \tilde{z}_{kpi}$ 为膝关节中心点期望坐标值; x_{api}, z_{api} 为踝关节中心点坐标值; $\tilde{x}_{api}, \tilde{z}_{api}$ 为踝关节中心点期望坐标值, C_1 为膝关节中心点轨迹重要性系数, C_2 为踝关节中心点轨迹重要性系数, 两个系数应该大于 0, 小于 1, 两者之和等于 1; $|\cos(\theta_i - \phi)|$ 为踝关节中心点误差加权系数, 表示小腿位姿的重要程度, ϕ 为小腿位姿中最重要的姿态角. 同时, 优化必须满足初始状态稳定性约束和各个连杆长度等约束条件.

为了使仿生腿具有类人腿的柔性, 膝关节采用橡胶缓冲器. 橡胶具有很好的弹性和伸缩性, 可以使膝关节在假腿支撑相初期, 产生类似人腿约 15° 的自适应弯曲, 使过渡平滑, 减少与地面的碰撞. 以往智能假腿膝关节为刚体, 不具备自适应弯曲功

能^[19]。这种具有多连杆并能实现支撑相自适应弯曲的柔性多轴膝关节称为全功能仿生膝关节。仿生膝关节提供的应该既有阻尼力矩又有助伸力矩。在仿生腿上装有力、力矩传感器、编码器以及陀螺仪等,用来感知当前的步态信息。

仿生腿膝关节中最关键的部件是阻尼器。以往智能假腿多采用摩擦、气压、液压阻尼器,而智能仿生腿采用的是智能阻尼器^[20,21]。它是由在外界环境(电、磁场等)变化时能够快速灵活改变自身物理化学特性的智能材料制造。常用的有电流变和磁流变阻尼器。智能阻尼器具有反应迅速、精度高、环境清洁、结构紧凑及成本相对低廉的特点^[22]。

3.3 稳定性分析

智能仿生腿支撑相稳定性是仿生腿性能的重要指标^[23]。仿生腿通过膝关节机构保证在支撑相时地面反力作用线与膝关节 IC_R 相互位置的正确关系,实现支撑相的稳定^[24]。在支撑相初期仿生腿 IC_R 应位于地面反力作用线的后方,这样地面反力在膝关节处产生的转动力矩使膝关节伸展。对于多连杆仿生膝关节,伸展运动可通过限位、锁定阻尼器或机构瞬停节抑制。瞬停节(III_s)^[25]是多连杆机构所具有的特性。在连杆机构的运动链中,由铰链联结的两连杆相对角速度等于零的位置称为瞬停位置,该铰链称为瞬停节^[26]。在支撑相后期为了保证膝关节可顺利弯曲,IC_R 应位于地面反力作用线的前方,这样地面反力在膝关节处产生弯曲力矩,可以使仿生腿顺利进入摆动相。

3.4 智能仿生腿的控制方法

由于仿生机构较复杂,并具有柔性,智能仿生腿的智能控制比以往智能假腿复杂。智能假腿的控制方法有:自适应控制^[27],PD 控制^[28];基于智能体的控制方法;有序有限状态机方法,模糊与 PD 控制^[29,30]等。智能仿生腿的主要功能是模仿人类健康腿的步态,因此它的控制包括对人体健康腿步态的感知及对仿生腿膝关节的控制^[31]。具体控制结构模块如图 4 所示。

智能仿生腿的控制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^[32,33]。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。单轴智能假腿摆动相拉格朗日动力学模型如图 5 所示。

图中: m_t 为大腿质量; m_s 为小腿质量; θ 为大腿

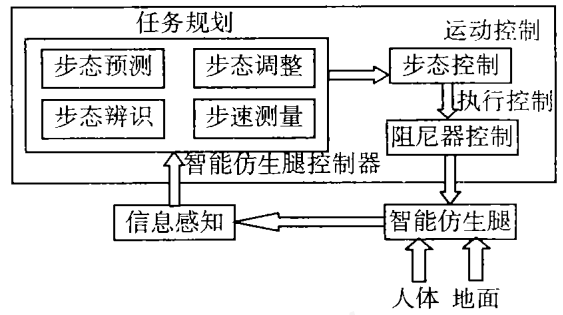


图 4 智能仿生腿控制模块

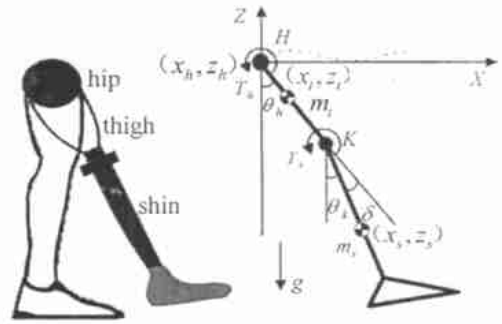


图 5 单轴智能假腿摆动相动力学模型

摆动角度; θ 为小腿摆动角度; (x_h, z_h) 为髋关节点的位置; T_h 为髋关节力矩; T_k 为膝关节力矩; J_t 为大腿绕质心的转动惯量; J_s 为小腿绕质心的转动惯量; l_t 为大腿质心到 H 点的距离; l_s 为小腿质心到 K 点的距离; l 为 H 点到 K 点的距离。假腿在 y 轴方向的运动对摆动性能影响不大,所以不考虑。单轴智能假腿的拉格朗日方程为

$$\begin{bmatrix} T_h - T_k \\ T_k \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_1 & c_3 \cos(\theta_t - \theta_s) \\ c_3 \cos(\theta_t - \theta_s) & c_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_t \\ \ddot{\theta}_s \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 & c_3 \sin(\theta_t - \theta_s) \\ -c_3 \sin(\theta_t - \theta_s) & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_t \\ \dot{\theta}_s \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} c_4 (\ddot{x}_h \cos \theta_t + \ddot{z}_h \sin \theta_t + g \sin \theta_t) \\ c_5 (\ddot{x}_h \cos \theta_t + \ddot{z}_h \sin \theta_t + g \sin \theta_t) \end{bmatrix} \quad (4)$$

式中: $c_1 = J_t + m_t l_t^2 + m_s l^2$, $c_2 = J_s + m_s l_s^2$, $c_3 = m_s l_s l$, $c_4 = m_t l_t + m_s l$, $c_5 = m_s l_s$ 。可将其写为如下形式:

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) = B T_q, \quad (5)$$

$$q = \begin{bmatrix} \theta_t \\ \theta_s \end{bmatrix}, T_q = \begin{bmatrix} T_h \\ T_k \end{bmatrix}.$$

利用式(5)可推导出不同控制方法的控制律。由式

(4) 可见, 在髌关节力矩或摆角信息已知的情况下, 将膝关节摆角目标曲线代入, 可求出膝关节力矩曲线^[34]。模型与二连杆倒立摆动力学模型很相似^[35]。支撑相相当于倒摆, 摆动相相当于正摆。智能仿生腿控制原理总体上与以往智能假腿很相似, 但由于 4 连杆膝关节 4 个夹角在运动过程中存在相互约束, 即只有 1 个夹角为独立变量, 普通的拉格朗日方法不再适用。仿生腿控制需要考虑冗余驱动问题, 需要进行动力规划。由于仿生膝关节采用橡胶器件, 关节具有柔性, 从而使仿生腿变成具有无穷多自由度的柔性系统, 这使仿生腿建模比以往智能假腿复杂得多。智能仿生腿模型的建立需用多体系统建模方法 Routh 方程、Kane 方程等。

3.5 生物信号控制智能仿生腿

以往智能假腿通过残疾人残余大腿摆动来传递运动信号, 仿生腿需研究如何使残疾人随心所欲地控制假腿。人通过大脑发出运动信号, 信号通过神经传递给人腿, 人腿收到信号后使肌肉和韧带收缩伸展来实现运动。人脑中枢神经系统操纵肌肉时会伴随生物电变化, 产生生物电信号, 称为肌电信号 (EMG)^[36, 37]。不同的运动对应不同的肌电信号模式。目前, 生物信号控制智能仿生腿主要是研究如何采集人体肌电信号, 并对复杂多变的肌电信号进行模式识别, 找出肌电信号与运动之间的匹配关系, 从而利用肌电信号来控制智能仿生腿, 实现残疾人对仿生腿的主动随意控制^[38, 39]。该领域主要研究简单安全、非侵入式的肌电信号采集系统和利用神经网络对复杂肌电信号进行模式识别与分类。

3.6 仿生腿其他研究内容

除上述研究内容外, 还包括其他内容, 如生物力学、人体运动分析系统、假腿装配对线技术、计算机辅助假肢设计加工等。

生物力学是应用力学原理和方法对生物体中的力学问题进行定量研究的生物物理学分支, 属于康复和运动医学研究范畴。智能仿生腿要真实模拟人腿运动, 需要了解人腿如何运动。人体运动分析系统是一种能够精确测量人体运动过程中各个关节的位移、速度、加速度及地面反力等信息, 并对这些信息进行处理和信息的系统^[40]。它主要包括硬件和软件。硬件部分又分为: 多维力、力矩测试平台, 属于智能传感器研究领域; 实时视觉检测分析装置, 研究空间定位、移动目标实时跟踪等问题。目前比较成熟的人体运动分析系统有 CODA-III, SEL SPO T-II, ELL TE 及 V ICON^[41]。

4 智能仿生腿的发展动向

在上述智能仿生腿研究的基础上, 未来智能仿生腿将重点突出对生物信号的利用、智能拟人感知系统及完全动力型仿生膝关节等研究。

目前研究的智能仿生腿与人体的信息交互功能不完善。肌电信号作为一种可测量和识别的人体肌肉电信号, 反映大脑对肌肉运动的指令。通过高级模式识别技术可利用肌电信号控制仿生腿。同时, 人体的生物信号不仅是肌电信号, 还有脑电信号、心电信号等, 如何将与人腿运动有关的人体生物信号全部利用起来用于智能仿生腿的控制是今后的研究热点。人腿与人体信息是交互关系, 所以还应该研究如何使智能仿生腿将自身的信息转变成人体能够接受的生物信号, 反馈给人体, 从而实现残疾人与智能仿生腿之间信息双向交互, 实现残疾人对仿生腿的完全主动控制。

仿生腿感知到的信息是控制的必要信息。由于受到目前传感器技术的制约, 及不可能在残疾人健康腿上安装步态测量装置的限制, 智能仿生腿还不能获得健康腿步态的完整信息, 对健康腿步态存在估计成分, 从而使智能仿生腿控制模型中不确定因素较多。研制一种新型的在线步态实时检测装置对健康腿步态进行完全感知, 无疑能够提高智能仿生腿对健康腿步态的模拟相似程度。同时残疾人对残缺肢体的类人感知要求一直都很强烈。当有人触摸时, 仿生腿具有触觉和温度觉反应, 当遇到外界强烈刺激情况下, 仿生腿能够感知疼痛等。这样就可以使仿生腿更具有仿生功能, 增强对环境的适应能力, 更好地代偿残疾人失去的肢体, 使残疾人更容易认同和接受智能仿生腿。

能源是智能仿生腿控制所必需的。能源技术限制了目前智能仿生腿全动力型膝关节的发展, 使膝关节只能提供阻尼或仅具有部分动力, 这与人体健康膝关节有很大区别。智能仿生腿要突出仿生性就一定要使膝关节机构及其功能更接近人腿膝关节。动力的缺乏限制了仿生腿的功能, 如上楼梯或斜坡等需要膝关节提供主动力矩的运动, 当前的假腿就无法实现。高效智能驱动装置, 如人工肌肉、形状记忆合金等与人腿肌肉和韧带有很好仿生共性的智能驱动装置及高效能源供给装置是全动力型智能仿生腿未来的研究方向。

5 结 论

智能仿生腿是一种集信息、电子、控制、机械、材料、能源以及生物医学技术为一体的高科技产物, 是

智能假腿未来的发展方向 基于基本步态模式和有限状态机的步态规划, 具有仿生特性的柔性多连杆膝关节机构运动实时控制, 人体生物信号的采集和识别, 低能耗高效仿生驱动器等, 都是对于智能控制和仿生学的挑战 它是行走机器人研究与产业化方面的重要研究课题 目前, 它还处于发展的初步阶段, 随着相关技术的发展, 智能仿生腿必然越来越完善, 并最终可以非常好地代替人体残缺的下肢

参考文献(References):

- [1] Hale S A. The effect of walking speed on the joint displacement patterns and forces and moments acting on the above-knee amputee prosthetic leg [J]. *J of Prosthetics and Orthotics*, 1991, 3(2): 59-78
- [2] 谭冠政, 肖宏峰, 王越超. 智能人工腿步速测量数字电路的设计与分析[J]. 中南工业大学学报, 2001, 22(5): 523-527.
(Tan Guan-zheng, Xiao Hong-feng, Wang Yue-chao. Design and analysis of digital circuit for walking speed measurement of intelligent artificial legs[J]. *J of Central South University*, 2001, 22(5): 523-527.)
- [3] Geraldo R. An efficient low cost prosthetic structural system [J]. *J of Prosthetics and Orthotics*, 1989, 1(2): 86-91
- [4] 谭冠政, 吴立明. 国内外人工腿(假肢)研究的进展及发展趋势[J]. 机器人ROBOT, 2001, 23(1): 91-96
(Tan Guan-zheng, Wu Liming. Progress and development trend towards study of artificial legs (prostheses) in foreign countries and China [J]. *ROBOT*, 2001, 23(1): 91-96)
- [5] D Datta, J Howitt. Conventional versus microchip controlled pneumatic swing phase control for transfemoral amputees: User's edict [J]. *Prosthetics and Orthotics Int*, 1998, 22(1): 129-135
- [6] A E Patla, D A Stacey. Artificial neural network model for the generation of muscle activation patterns for human locomotion [J]. *J of Electromyography and Kinesiology*, 2001, 11(2): 19-30
- [7] 肖宏峰, 谭冠政, 陈勇旗. 人工腿中直线电机位置伺服系统仿真与设计[J]. 微电机, 2001, 34(3): 21-24
(Xiao Hong-feng, Tan Guan-zheng, Chen Yong-qi. Design and simulation of linear motor position servo system in artificial leg [J]. *Micro-motor*, 2001, 34(3): 21-24)
- [8] Robert F, James J. Mechanical and metabolic work of persons with lower-extremity amputations walking with titanium and stainless steel prostheses: A preliminary study [J]. *J of Prosthetics and Orthotics*, 1999, 11(2): 38-42
- [9] James W, Stuart H. Technical note: Beyond the four-bar knee [J]. *J of Prosthetics and Orthotics*, 1998, 10(3): 77-80
- [10] Steven A, Dudley S, Jack E. The influence of four-bar linkage knees on prosthetic swing-phase floor clearance [J]. *J of Prosthetics and Orthotics*, 1996, 8(2): 34-40
- [11] James W. Theory of integrated balance: The lower limb amputee [J]. *J of Prosthetics and Orthotics*, 1998, 10(2): 42-44
- [12] 张瑞红, 金德闻, 张济川. 六连杆假肢膝关节优化设计[J]. 中国康复医学杂志, 1999, 14(4): 162-165
(Zhang Ruihong, Jin Dewen, Zhang Jichuan. Optimization design of six-bar knee prosthesis [J]. *Chinese J of Rehabilitation Medicine*, 1999, 14(4): 162-165)
- [13] Hank White, Keith, Sam. Kinematic and kinetic data of two prosthetic designs: A case study [J]. *J of Prosthetics and Orthotics*, 2000, 12(4): 12
- [14] Jeffrey L, David H. Case study forum: gait comparison of two Prosthetic knee units [J]. *J of Prosthetics and Orthotics*, 1997, 9(4): 168-173
- [15] Siegm er Blumentritt, Hans Werner. Design principles, biomechanical data and clinical experience with a polycentric knee offering controlled stance phase knee flexion: A preliminary report [J]. *J of Prosthetics and Orthotics*, 1997, 9(1): 18-24
- [16] Zhang Ruihong, Ji Lin hong, Jin Dewen. A study on six-bar linkage knee prosthesis [J]. *Chinese J of Biomedical Engineering*, 1999, 8(3): 5-6
- [17] Mark R. Design variants in lower-limb prostheses on gait synergy [J]. *JPO*, 1997, 9(3): 113-122
- [18] 金德闻, 张培玉, 王人成. 膝上假肢使用者步态对称性分析[J]. 中国康复医学杂志, 1997, 12(3): 112-115
(Jin Dewen, Zhang Peiyu, Wang Rencheng. The symmetry of gait of the above knee amputee with prosthetic limb [J]. *Chinese J of Rehabilitation Medicine*, 1997, 12(3): 112-115)
- [19] Miao-Ju Hsu, David H. Physiological comparisons of physically active persons with transtibial amputation using static and dynamic prostheses versus persons with nonpathological gait during multiple-speed walking [J]. *J of Prosthetics and Orthotics*, 2000, 12(2): 60-67
- [20] S Blumentritt, Hans Werner, John W Michael. Transfemoral amputees walking on a rotary hydraulic prosthetic knee mechanism: A preliminary report [J]. *J of*

- Prosthetics and Orthotics*, 1998, 10(3): 61-70
- [21] 张晓玉 现代假肢中新结构、新材料和新工艺[J]. 中国临床康复, 2002, 6(20): 2989-2991
(Zhang Peiyu. New structure, material, technology in modern prostheses[J]. *Chinese J of Clinical Rehabilitation*, 2002, 6(20): 2989-2991.)
- [22] 金德闻, 王人成 人工智能假肢[J]. 中国临床康复, 2002, 6(20): 2994-2995
(Jin Dewen, Wang Rencheng. Artificial intelligent prosthesis[J]. *Chinese J of Clinical Rehabilitation*, 2002, 6(20): 2994-2995.)
- [23] 张培玉, 金德闻 膝上假肢稳定性与运动学功能的评价[J]. 清华大学学报(自然科学版), 1998, 38(8): 1-4
(Zhang Peiyu, Jin Dewen. Study on stability and kinematic function of above knee prostheses[J]. *J of Tsinghua University*, 1998, 38(8): 1-4.)
- [24] 张培玉, 金德闻, 黄昌华 下肢假肢稳定协调区的分析[J]. 中国康复医学杂志, 1997, 12(5): 207-209
(Zhang Peiyu, Jin Dewen, Huang Changhua. A research on the stability and coordinate region of the lower extremity prosthesis[J]. *Chinese J of Rehabilitation Medicine*, 1997, 12(5): 207-209.)
- [25] Jin Dewen, Zhang Ruihong Kinematic and dynamic performance of prosthetic knee joint using six-bar mechanism[J]. *J of Rehabilitation Research and Development*, 2003, 40(1): 39-48
- [26] 张瑞红, 金德闻, 张济川 多杆机构瞬停节分析及应用[J]. 清华大学学报, 2000, 40(4): 39-42
(Zhang Ruihong, Jin Dewen, Zhang Jichuan. Analysis and application of the temporal inactive joints in multi-linkage mechanisms[J]. *J of Tsinghua University*, 2000, 40(4): 39-42.)
- [27] Wang T K, Ju M S Adaptive control of above knee electro-hydraulic prosthesis[J]. *J of Biomechanical Engineering*, 1992, 114(3): 421-424
- [28] Jung-Hoon Kim. Development of an above knee prosthesis using MR damper[A]. *Proc of the 2001 IEEE Int Conf on Robotics & Automation* [C]. South Korea, 2001: 3686-3691.
- [29] 谭冠政, 肖宏峰, 王越超 具有不完全微分的最优模糊 PD 控制器及其在智能人工腿中应用的仿真研究[J]. 控制理论与应用, 2002, 19(3): 462-466
(Tan Guanzheng, Xiao Hongfeng, Wang Yuechao. Optimal fuzzy PD controller with incomplete derivation and its simulation research on application of intelligent artificial legs[J]. *Control Theory and Applications*, 2002, 19(3): 462-466.)
- [30] 谭冠政, 陈勇旗 基于模糊 PD 控制的人工腿位置伺服系统设计与仿真[J]. 计算技术与自动化, 2001, 20(3): 53-58
(Tan Guanzheng, Chen Yongqi. Design and simulation of servo system for intelligent artificial legs based on fuzzy PD control[J]. *Computing Technology and Automation*, 2001, 20(3): 53-58.)
- [31] 金德闻, 王人成 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(自然科学版), 1998, 38(2): 40-43
(Jin Dewen, Wang Rencheng. Swing phase control of intelligent lower limb prosthesis using electrorheological fluid[J]. *J of Tsinghua University*, 1998, 38(2): 40-43.)
- [32] D Popovic Optimal control for an above-knee prosthesis with tow degrees of freedom[J]. *J Biomechanics*, 1995, 128(1): 89-98
- [33] 张民英, 孙大富, 扬俊 人工假肢膝关节微电脑控制装置的研究[J]. 中国医学物理学杂志, 1997, 14(4): 247-249
(Zhang Minying, SUN Dafu, YANG Jun. The research of the device controlled by micro computer about the joints of artificial limb[J]. *Chinese J MED PHYS*, 1997, 14(4): 247-249.)
- [34] Zhang Ruihong, Jin Dewen, Wang Jijun. The influence of walking speed on knee moment and the realizable method of the prosthesis[J]. *Chinese J of Biomedical Engineering*, 1997, 16(3): 97-98
- [35] Wei Zhong Energy and passivity based control of the double inverted pendulum on a cart[A]. *IEEE Conf Control Applications* [C] 2001, Banff 1-6
- [36] Dejan Popovic, Richard B Stein. Optimal control of walking with functional electrical stimulation: A computer simulation study[A]. *IEEE Trans on Rehabilitation Engineering*, 1999, 7(1): 69-79
- [37] 张瑞红, 王人成, 金德闻 人体下肢表面肌电信号的检测与分析[J]. 清华大学学报(自然科学版), 2000, 40(8): 73-76
(Zhang Ruihong, Wang Rencheng, Jin Dewen. Analysis and measurement of a lower limb surface EMG during walking[J]. *J of Tsinghua University*, 2000, 40(8): 73-76.)
- [38] 雷敏, 王志中 肌电假肢控制中的表面肌电信号的研究进展与展望[J]. 中国医疗器械杂志, 2001, 25(3): 156-160
(Lei Min, Wang Zhi-zhong. The study advances and prospects of processing surface EMG signal in prosthesis control[J]. *Chinese J of Medical Instrumentation*, 2001, 25(3): 156-160.)

(下转第 133 页)

- 359-364
- [41] Van den Broek W A. Moving horizon control in dynamic games[J]. *J Economic & Control*, 2002, 26(6): 937-961
- [42] Basar T, Bernard P. *H[∞] Optimal Control and Related Minimax Design Problems* [M]. Boston, Massachusetts: Birkhauser, 1991.
- [43] Pan Z G, Baser T. H[∞] optimal control for singularly perturbed systems—Part I: Perfect state measurements[J]. *A utam atica*, 1993, 29(2): 401-423
- [44] Pan Z G, Baser T. H[∞] optimal control for singularly perturbed systems—Part II: Imperfect state measurements[J]. *IEEE T rans on A utam atic Control*, 1994, 39(2): 280-299
- [45] Yung C F, Wang H S. H[∞] controller reduction for nonlinear systems [J]. *A utam atica*, 2001, 37(11): 1797-1802
- [46] Didinsky G, Basar T. Structural properties of minimax controllers for a class of differential games arising in nonlinear H[∞] control[J]. *System s & Control L etters*, 1993, 21(5): 433-441.
- [47] Lin W, Byrnes C I. H[∞] control of discrete-time nonlinear systems[J]. *IEEE T rans on A utam atic Control*, 1996, 41(4): 494-510
- [48] James M R. Recent developments in nonlinear H[∞] control[J]. *A nnu al R eview s in Control*, 1997, 21(1): 43-54
- [49] Savkin A V, Evans R J, Skafidas E. The problem of optimal robust sensor scheduling[J]. *System s & Control L etters*, 2001, (2): 149-157.
- [50] Amato F, Mattei M, Pironi A. Guaranteeing cost strategies for linear quadratic differential games under uncertain dynamics[J]. *A utam atica*, 2002, 38(3): 507-515
- [51] Yoneyama J, Speyer J L, Dillon C H. Robust adaptive control for linear systems with unknown parameters [J]. *A utam atica*, 1997, 33(10): 1909-1916
- [52] Amato F, Pironi A. H[∞] optimal terminal state control for linear systems with lumped and distributed time-delays[J]. *A utam atica*, 1999, 35(9): 1619-1624
- [53] Ibragimov G I. A game of optimal pursuit of one object by several[J]. *J Application M athematics and M echanics*, 1998, 62, (2): 187-192
- [54] Lee N M. On determining optimal strategies in pursuit games in the plane[J]. *Theoretical Computer Science*, 1998, 197(1-2): 203-234
- [55] Fershtman C, Kamien I. Dynamic duopolistic competition with sticky prices[J]. *Econometrica*, 1987, 55(4): 1151-1164
- [56] Levine P, Brociner A. Fiscal policy coordination and EMU: A dynamic game approach [J]. *J Economic Dynamics Control*, 1994, 18(4): 699-729.
- [57] Wonham W. On a matrix Riccati equation of stochastic control[J]. *S IAM J Control*, 1968, 6(4): 681-697.
- [58] Ngo V L, S Koji S. Some results on the Markov equilibrium of a class of homogeneous differential games [J]. *J Economic Behavior Organization*, 1998, 33(3-4): 557-566
- [59] Hamad S. Backward-forward SDEs and stochastic differential games[J]. *Stochastic Processes and Their Applications*, 1998, 77(1): 1-15
- [60] Yoshida Y. A zero-sum stopping game in a continuous-time dynamic fuzzy system [J]. *Mathematical and Computer Modelling*, 2001, 34, (5-6): 603-614

(上接第 127 页)

- [39] 邓琛, 张琴舜, 翁羿浩. 现代控制理论在假肢技术中的应用[J]. 上海交通大学学报, 1996, 30(8): 96-99
(Deng Chen, Zhang Qinshun, Weng Yihao. Application of modern control theory to prosthetics[J]. *J of Shanghai Jiaotong University*, 1996, 30(8): 96-99.)
- [40] 王人成, 金德闻. 步态分析在假肢设计中的应用[J]. 中国临床康复, 2002, 6(20): 3000-3019
(Wang Ren-cheng, Jin De-wen. The application of gait analysis on the design of prosthesis[J]. *Chinese J of Clinical Rehabilitation*, 2002, 6(20): 3000-3019.)
- [41] 张瑞红, 金德闻. 不同路况下正常步态特征研究[J]. 清华大学学报(自然科学版), 2000, 40(8): 77-80
(Zhang Ruihong, Jin Dewen. Normal gait patterns on different terrain [J]. *J of Tsinghua University*, 2000, 40(8): 77-80.)