

文章编号: 1002-0446(2001)01-0091-06

国内外人工腿(假肢)研究的进展及发展趋势

谭冠政 吴立明

(中南工业大学机器人研究所 长沙 410083)

摘要: 人工腿(假肢)一直是机器人学和生物医学工程领域的一个前沿性研究课题。在这方面的研究中,英、日两国于 90 年代中期研制成功的智能型人工腿反映了该研究的最新进展。本文共分五个部分,第一部分是引言;第二部分重点介绍国外在 90 年代初以前人工腿的研究概况;第三部分重点介绍国外从 90 年代初至今人工腿的研究概况,特别是智能人工腿的研究情况;第四部分重点介绍国内人工腿的研究现状;最后一部分介绍人工腿研究的发展趋势。

关键词: 人工腿(假肢);智能人工腿;腿部截肢者;步行功能重建

中图分类号: TP24 **文献标识码:** B

PROGRESS AND DEVELOPMENT TREND TOWARDS STUDY OF ARTIFICIAL LEGS (PROSTHESES) IN FOREIGN COUNTRIES AND CHINA

TAN Guan-zheng WU Lirning

(Institute of Robotics, Central South University of Technology, Changsha 410083)

Abstract: Artificial leg (prosthesis) has been a leading-edge research object in the fields of robotics and biomedical engineering. In this research, the intelligent artificial legs developed by the United Kingdom and Japan in the middle of the 1990s reflect its newest progress. This paper includes five sections. The first section is an introduction. In section 2, we mainly introduce the study of artificial legs in foreign countries before the early of the 1990s. Section 3 deals with the foreign researches on artificial legs from the early of the 1990s to the present, and its emphasis is focused on the intelligent artificial legs. In section 4, we briefly introduce the domestic research work in this field. In the final section, the development trend towards study of artificial legs is proposed.

Keywords: artificial leg (prosthesis), intelligent artificial leg, leg amputee, walking function rebuilding

1 引言(Introduction)

从古至今,由于战争、疾病、工伤、交通事故及意外伤害已将成百上千万下肢截肢者带给了我们这个社会,特别是近年来,随着工业、交通事业的迅速发展,这一数字正以惊人的速度增加。一项调查表明仅美国每年就有大约 11 万人失去下肢^[1]。而我国目前下肢残疾者更是高达 600 万人。这些截肢者由于失去了人类最基本的功能之一——行走,生活上难以自理,客观上被安置在脱离社会主流的一些特定角落,致使他们在身心方面都充满着常人体会不到的

痛苦。另一方面,这些病人中的大多数是社会的有功之臣或事故的牺牲者,社会要付出极大的代价来补偿和安置他们,这也极大地增加了社会的负担。由于目前医疗水平尚不能使肢体再生,因此,为这些截肢者安装人工腿(假肢)就成了恢复其行走功能的唯一手段。

关于人工腿(假肢)的研究,无论是国内还是国外都已经有了数百年的历史。过去研制和生产的人工腿,由于受技术条件的限制,性能欠佳,截肢者装上这类人工腿后,步态极不自然,行走相当吃力。到

收稿日期:1999-10-25

基金项目:本项目得到中国科学院机器人学开放研究实验室资助

(RL200002)

了本世纪 70 年代中期, 由于世界工业技术水平整体上突飞猛进, 人工腿的研制才取得极大进展. 下面, 我们分四个部分对国际、国内人工腿研究的进展及发展趋势作详细介绍.

2 从 70 年代中期至 90 年代初国外人工腿的研究概况 (Research survey of artificial legs in foreign countries from the middle of the 1970s to the early of the 1990s)

这一时期世界上一些发达国家和地区, 如日本、德国、英国、美国和台湾等, 研制和生产了种类繁多的人工腿产品. 组成这些人工腿的关键要素有四方面: 第一是膝关节构造, 第二是腿运动的控制方式, 第三是踝关节和脚的构造, 第四是材料的选用. 下面分别叙述.

2.1 膝关节的构造

膝关节的构造可概括为四大类. 第一类为带锁定器的膝关节(简称固定膝). 这类膝关节中装有带拉线或锁定杆控制的锁定器, 在腿完全伸直时, 膝关节被锁定, 用手拉一下拉线或按一下锁定杆解除锁定, 膝关节便可自由弯曲. 装有这类膝关节的人工腿重点放在腿直立时的控制上, 即防止腿直立时膝关节弯曲而引起摔跤, 一般用于活动度较低的老人或腿部未截除部分肌肉力量较弱、控制不佳的截肢者. 典型产品有日本今仙技术研究所的 LAPOC SL0701, SL0710, SL0720 等.^[2-4]

第二类为可承重自锁的膝关节(也称负荷制动膝或安全膝). 这类膝关节中装有制动块, 在腿直立时, 可利用体重来制动以防止膝关节弯曲. 装有这类膝关节的人工腿一般用于活动度中等的截肢者. 典型产品有英国布莱切福特公司(Chas. A. Blatchford & Sons Ltd.) 的 PSPC、日本高崎假肢株式会社的 TG1011 以及德国奥托博克假肢矫形器工业公司(Otto Bock Orthopaedic Industry) 的 3R 80 等.^[2,3,5]

第三类为具有可变瞬时转动中心的多轴膝关节(简称多轴膝). 这类膝关节由多轴连杆机构组成, 最常见的是四轴膝关节. 这类膝关节的特点之一是, 膝关节的转动中心可以随膝关节弯曲角的变化而变化, 瞬时转动中心轨迹为一曲线. 对于四轴膝关节来说, 把分别连接前后的上下连杆轴的直线延长, 其交点可看作为瞬时转动中心. 特点之二是, 在脚跟着地的一瞬间, 地面反力的作用线将通过前下方轴的前方, 使得膝关节完全处于伸展状态且不易引起膝弯

曲, 在腿直立期, 膝关节保持伸展状态的稳定性非常高. 这一点对截肢者来说极为重要, 因为腿呈直立姿态在一个步行周期中约占 60%, 而且对于不平整地面、斜坡或楼梯等, 更要求腿在直立姿态时具有很高的稳定性以防摔跤. 特点之三是, 当膝关节弯曲时, 由于转动中心的移动以及连杆机构的作用, 含多轴膝关节的人工腿其下腿部有效长度会缩短, 这一特点使截肢者在不平整地面、斜坡或楼梯上行走时不必担心脚尖会碰到地面而失去平衡. 总的来说, 多轴膝关节使截肢者行走更安全、更自然、更舒适. 典型产品有德国奥托博克公司的 3R60、3R70, 台湾德林假肢矫形器公司(Teh Lin Prosthetic & Orthopaedic Inc.) 的 TGK-4P00, 以及日本高崎假肢株式会社的 TG1017 等.^[3,5-7]

第四类为全功能膝关节(Total Knee). 这类膝关节实际上也是一种多轴膝关节, 不同的是它由 7 个轴、6 根连杆组成. 这种膝关节的设计者 Finn Gram nas 是一位工程师, 他女儿在六岁时因下肢先天性畸形而截去了膝关节和小腿. 看到女儿用假肢走路时非常困难的样子, 他从内心希望能给女儿一种功能更全、性能更好的人工腿. 经过一段时间的研究, Finn 最终为女儿设计的正是这种全功能膝关节. 全功能膝关节具有安全膝和多轴膝所拥有的优点, 其设计从几何学的角度保证了从脚跟着地到腿直立中期膝关节被很好地锁定, 能有效地防止这期间膝关节弯曲而摔跤. 在脚尖将要离地之前, 锁定被自动解除, 使膝关节在脚尖离地后能适应步态的需要自由弯曲. 此外, 这种膝关节还有一个极好的特点, 即通过使用橡胶缓冲器, 利用橡胶的可压缩与弹性特性, 在腿直立初期, 它能象健康膝那样从完全伸展位产生最大约 15°的轻度弯曲(Stance-flex), 然后又回弹到完全伸展位. 这一过程既能有效地吸收脚跟着地时地面对身体产生的冲击, 又能通过膝关节弯曲的回弹获得推动身体前进的推动力. 这一特点近期开发的许多膝关节也都具有了, 如德国奥托博克公司的 3R60 五轴膝关节等. 临床实验的结果还表明, 与单轴膝相比, 使用全功能膝关节步行所需的髌关节力矩较小, 相应地, 步行所需的能耗也降低了. 由于上述特点, 全功能膝节能确保截肢者在不平整地面、斜坡或楼梯上步行时更安全、更自然、更舒适, 甚至还能轻松地从事玩高尔夫球、跑步、或骑自行车等体育运动. 典型的全功能膝关节产品有美国 Century XXII Innovations Inc. 公司的 TK1100, TK1900, TK2000 等.^[2,5,7,8]

2.2 腿运动的控制方式

腿运动的控制方式是人工腿设计的重点,包括腿直立时的控制和腿摆动时的控制。

腿直立时的控制最重要的是必须确保腿在直立状态时膝关节完全伸直而不弯曲(允许膝关节在腿直立初期有 $15^{\circ}\sim 20^{\circ}$ 的轻度弯曲,但随后必须伸直)。这是因为此时另一侧的健康腿处于摆动状态,与地面不接触,人体的重量完全由人工腿支撑,如果此时人工腿膝关节出现弯曲必将导致摔跤。腿直立时的控制可分为两类,一类是按截肢者的意志而进行的随意控制(Voluntary Control),另一类则是与截肢者意志无关的机械控制(Mechanical Control)^[2]。所谓随意控制是指根据截肢者的意志通过运动髌关节伸展肌肉有意识地控制人工腿膝关节不弯曲的一种控制方法。具有单轴膝关节和多轴膝关节的人工腿都可采用这种控制方法,它们都是通过使地面反力的作用线位于膝关节转动中心的前方来实现的,所不同的是,对于多轴膝关节,在伸展位时,由于瞬时转动中心位于比连杆的机械轴高出许多的地方,稳定膝关节所需的髌关节伸展肌肉力量可以减少。所谓机械控制是指不依赖截肢者的意志而完全依靠机械装置控制人工腿膝关节不弯曲的一种控制方法。机械控制装置有两种形式,一种是在膝关节处安装锁定器,在整个腿直立期间完全将膝关节固定在伸展位而不产生弯曲,这就是前面介绍的固定膝;另一种则是在膝关节处安装制动块,依靠体重触发制动使膝关节稳定在伸展位,这就是前面介绍的可承重自锁的膝关节或安全膝。此外,全功能膝关节由于其特殊构造使之具有定点锁定功能,腿在直立位时也可认为使用的是机械控制。^[2,6]

腿摆动(指小腿的摆动)时的控制最为重要的是必须尽可能确保人工腿的步态与另一侧的健康腿对称,应保证小腿和脚部的摆动接近正常。由于大腿以下截肢者缺乏控制膝关节屈伸运动所需的肌肉,所以人工腿主要是通过膝关节处的特定装置产生阻力或阻力矩来控制小腿的摆动。腿摆动时的控制装置可分为三类^[2]。第一类是伸展辅助装置(Extension Aids),它是利用螺旋状弹簧和橡胶在膝关节弯曲时受压所产生的弹力为小腿的摆动提供辅助动力。这种装置虽然弹性阻力会随膝关节弯曲角的变化而变化,但与膝关节的弯曲速度或步行速度无对应关系,所以性能不佳。第二类为机械摩擦装置(Mechanical Friction Devices),它是利用在膝关节四周加上摩擦阻力来控制小腿摆动的一种装置,它对屈伸两种运

动均起作用。目前,临床上广泛使用的定摩擦膝关节由于没有考虑角度和步速的变化,只能产生一定的阻力,腿的摆动周期是固定的,截肢者不能随环境变化(例如在拥挤的人群中或在稀少的人群中)调整步速,所以性能也不佳。第三类为流体控制装置(Fluid Control Devices),包括气压和油压两种方式,最适合于腿摆动时的控制,能产生与肌肉运动相似的非线性阻力,与其它两类装置相比,这种控制装置使腿的摆动过程更为平滑。气压和油压的差别在于介质有无压缩性,气压方式可产生与变位同期的阻力,而油压方式则产生与速度同期的阻力。因此,在中、低速步行时采用气压方式较为合适,而在中、高速步行时则采用油压方式较好。气压和油压控制方式是通过安装在膝关节内部的气缸或油缸及活塞来实现的。气压方式的典型产品有英国布莱切福特公司的PSPC(Pneumatic Swing Phase Control)可承重自锁的单轴膝关节^[5]、德国奥托博克公司的3R72四轴膝关节^[6]、台湾德林公司的TGK-4P00四轴膝关节^[7]以及日本高崎假肢株式会社的TG1017四轴膝关节^[3]等。油压方式的典型产品有德国奥托博克公司的3R46四轴膝关节、3R60五轴膝关节、3R80可承重自锁的单轴膝关节^[6]、美国Century XXII Innovations Inc.公司的TK2000全功能膝关节^[5]、日本高崎株式会社的TG1027四轴膝关节^[3]等。其中,值得一提的是3R46,这是一种在腿直立期采用随意控制、在腿摆动期采用油压控制的四轴膝关节,瑞士人露卡斯·格利斯顿使用这种膝关节并将其油压阻力调至最大,结果以13秒跑完了100米,这一速度已与常人无异^[6]。

2.3 踝关节和脚的构造

踝关节和脚的构造相对来说没有膝关节那么复杂,设计时重点考虑的是运动的灵活性和吸收地面冲击的能力,主要有静踝脚(踝关节固定)、单轴踝脚(踝关节可在前后方向作上下转动)、万向踝脚(构造与人的踝关节相似)以及储能脚等四种类型。其中,储能脚(Energy Storing Foot-ESF)的内部含有弹性储能元件,它的特点是脚在立脚相的中期(Mid-stance)储存身体施加在踝关节处的能量,而在最佳时刻,即推离期(Push-off)释放出所储存的能量,以辅助推动身体向前运动。典型的ESF储能脚产品有德国奥托博克公司的Dynamic Pro和Hanger Quantum^[9]、美国College Park Industries Inc.公司的多轴动态响应脚(Multiaxial Dynamic Response Foot)TruSetp^{TM[10]}等。荷兰的K. Postema等人曾将

储能脚与普通假脚的性能进行了比较,他们采用双盲随机试验法,利用英国牛津仪表公司(Oxford Metrics Ltd.)的VICON三维运动和图像分析系统测量并记录了被测对象的步速,步频,髌、膝、踝关节运动范围,立脚相初期的跖屈,立脚相后期的背屈,以及能量的储存、释放和消耗等运动学、动力学参数,结果表明,ESF储能脚总的来说比普通假脚要好,特别是能量消耗比普通假脚小^[9]。

2.4 材料的选用

人工腿所使用的材料主要有不锈钢、铝合金、钛合金、碳纤维复合材料以及共聚塑料等。

3 90年代初至今国外人工腿的研究概况 (Research survey of artificial legs in foreign countries from the early of the 1990s to the present)

这一时期人工腿研究的最大进展是英国和日本将微电子技术、计算机控制技术与生物工程融合在一起,相继研制出了智能型的人工腿并已大量投入临床应用。

90年代初以前研制的人工腿存在这样一个问题:人工腿的步行速度不能自然、随意地跟随截肢者步行速度的变化而变化,即使是采用对速度具有敏感性的气压、油压式摆动相控制装置,速度变化范围也很窄,不能满足截肢者希望在较大步速范围内变速行走以提高步行灵活性的需要^[11]。在这种情况下,如果希望用人工腿慢行,那么膝关节伸展力就会显得过大;而如果希望快走,那么膝关节伸展力又会显得不够而使脚跟上提变大,并且由于膝关节的摆速基本保持不变,此时和另一侧的健康腿相比,人工腿膝关节到完全伸展位时所需的时间相对较长,从而不能确保步行节奏,在这种情况下,截肢者只能通过加大健康腿的步幅来保持所期望的快行速度。总之,相对于人工腿的固定步速而言,不论是慢行还是快走,左、右腿步行的对称性都将受到严重破坏,截肢者更容易感觉疲劳。为解决这一问题,以前主要通过用手指调整安装在气缸或油缸上特定部位的调整螺钉,改变缸内节流阀的开度,使之与期望的步速相对应。但这种方法由于每次改变步速都需要用手指调整螺钉,结果使步行这一本来是无意识的运动变成了有意识地进行改变的运动,这显然会使截肢者有不自然、不方便的感觉。

为了彻底解决上述问题,日本的中川昭夫等人在1986年首先构想出基于微处理器的气动式摆动

相控制的膝关节^[12],并在1989年向全世界公开了该项技术^[13]。1990年,英国布莱切福特公司获得了这一技术许可,由其资深工程师 Saced Zahedi 研制出了世界上第一个智能人工腿 IP (Intelligent Prosthesis)^[12,13]。该公司在1993年将 IP 投放市场。1995年 Zahedi 又在 IP 的基础上研制出性能更完善的智能人工腿 IP+ (Intelligent Prosthesis Plus)^[12]。此外,日本的 NABCO Ltd. 公司也在1994年研制出结构类似于 IP+ 的智能人工腿 NI-C111^[14]。据统计,到1996年底为止,全世界已有3千多截肢者在使用这三种智能人工腿,而且使用者还在大幅增加。

这三种智能人工腿有一些共同特点:第一,膝关节都是单轴型;第二,腿直立期都采用负荷制动式控制方法,其中 IP+ 由于在膝关节内安装有缓冲橡胶,在腿直立初期可产生轻度弯曲 (Stance-flex);第三,腿摆动时都采用气压控制方式;第四,膝关节的弯曲和伸展速度都能自然、随意地跟随截肢者步行速度的变化而变化,可快可慢,较好地解决了以前研制的人工腿面临的这一难题,这是智能人工腿所具有的最优秀的特点^[11,12,14]。

智能人工腿与以前研制的人工腿最大的不同之处在于其膝关节弯曲和伸展的控制上。在智能人工腿的膝关节内装有速度传感器、尾部带有小型直线电机的空压气缸、微处理器以及电池等。速度传感器能实时检测出步行速度(以步行周期的形式表示)。空压气缸尾部的电机可以控制气缸内一个针阀(流量控制阀)的开度,通过改变阀门开度可以调节膝关节弯曲和伸展的阻尼,从而达到改变膝关节弯曲和伸展速度的目的。调节原理具体如下。

让截肢者以自己喜欢的慢速 (Slow)、中速 (Middle) 和快速 (Fast) 作试步行,利用一个针阀开度设定器 (IP+ 的设定器为无线遥控形式),分别找出在这三种步速下使膝关节弯曲/伸展最适宜的针阀开度 SV、MV 和 FV,并分别计算出 SV 和 MV、MV 和 FV 之间的平均值 SMV 及 MFV。同时,利用速度传感器测量出这三种步速下的步行周期 ST、MT 和 FT,并以这三个步行周期值为基础,将步行周期(与步行速度一一对应)细分为五个区域: $[0, B_1]$ 、 $(B_1, B_2]$ 、 $(B_2, B_3]$ 、 $(B_3, B_4]$ 、 $> B_4$, 这五个步行周期区域的针阀开度分别为 SV、SMV、MV、MFV 以及 FV。然后,将这五个针阀开度值和五个步行周期区域的边界值 B_1 、 B_2 、 B_3 、 B_4 输入并储存在微处理器的 EPROM 中作为标准值。以后,截肢者在实际步行时,速度传感器会自动检测出其步行周期并将测量值输

入给微处理器. 微处理器将输入的步行周期与其内部预置的边界值 $B_1 \sim B_4$ 进行比较并确定出截肢者的步行周期位于哪一区域, 然后控制气缸尾部的直线电机使针阀的开度与该步行周期区域相对应, 例如, 若截肢者的步行周期位于区域 $(B_2, B_3]$ 内, 则针阀开度值为 $MV \cdot IP+$ 和 $NI-C111$ 两种智能人工腿都可以为截肢者提供五种速度选择, 并能自动纠正步态的偏差, 减少行走的不适. 无论是身体脆弱和活动量小的, 还是生性活跃和运动量较大的截肢者都可以从智能人工腿获得极为接近正常人的自然步态^[11, 12, 14].

智能人工腿当其电池电压过低或微处理器出现故障时, 直线电机将停止工作, 但此时阀门的开度仍被维持, 所以截肢者仍能按一定速度行走. 针阀只在步速变化时才会动作. 以固定速度行走时(允许有小幅波动), 直线电机不会消耗电能, 只有微处理器消耗电能. $IP+$ 和 $NI-C111$ 都是使用小型锂电池供电, 电池寿命会因使用者的步行量、步速变化的频率不同有所差异, 一般为一年左右^[12, 14].

从智能人工腿问世以来, 有许多学者对其性能进行了研究. 英国的 S. Kirker 等人对智能腿 IP 和普通的气动式摆动相控制腿 Standard PSPC 的性能进行了比较, 得出如下结论: 与 Standard PSPC 相比, 使用 IP 智能腿, 左右两条腿的步态更匀称, 耗氧量减少(特别是在快速步行时), 而 Standard PSPC 只在调整好的步速(截肢者个人最合适的步速)下具有和 IP 相同的性能, 当步速偏离调整值后其性能将恶化^[15]. 英格兰的 D. Datta 和 J. Howitt 也将智能腿 IP 与普通腿 PSPC 进行了比较, 得出了与 S. Kirker 等人类似的结论^[13].

智能腿是目前唯一能够覆盖从慢到非常快的较宽步速范围的人工腿, 某些截肢者使用智能腿后能够实现 120 米/分钟左右这样一种接近跑步的速度^[8]. 但由于目前研制的这些智能人工腿使用的都是气动式膝关节, 所以若要达到赛跑的速度, 可能需要改用油压式膝关节.

这一时期除了研制成功智能人工腿之外, 在实验和理论研究方面也取得了一些重要的成果. 美国俄亥俄州立大学生物医学工程系的 J. B. Dingwell 等人建立了一套用于实时评价和提供步态对称性信息的系统, 该系统由两个 OR6-1 型 AMTI 测力台、一套实时视觉反馈显示装置、及一台 Gateway 2000 IBM PC 组成. 编写的软件能连续地实时采集、处理及显示步态对称性的信息. 所提供的实时视觉反馈

显示包括左右脚的压力中心轨迹、左右脚的支撑时间以及左右脚的最大支撑力, 能非常直观地表示出两只脚在步行过程中的对称情况^[16].

美国迈阿密大学医学院的 R. S. Gailey 等人专门研究了假肢质量对步行的代谢作用的影响问题, 对象为非血管性胫骨截肢者. 结果表明, 即使给小腿假肢增加重达 0.907 公斤的附加质量, 截肢者稳定行走的能量消耗也不会增加太多(4.7%). 这一结果的意义在于表明, 设计小腿假肢时可以使用诸如转动装置、踝关节、缓冲器、以及耐用的表皮等零部件来改善小腿截肢者的步态和功能但又不会明显增加其耗氧量等能耗指标^[1].

美国 Tufts 大学医学院的 M. P. Pitkin 设计了一种用于假脚踝关节的摆线机构, 其目的是使假脚在背屈运动时(Dorsiflexion phase)踝关节具有更自然的阻尼力矩^[17].

德国奥托博克公司的 S. Blumentritt 从生物力学的角度专门研究了胫骨截肢者使用的假肢的基准线问题. 其研究结果表明, 确定静态基准线的方法可概括为三点: 第一, 膝关节中心应位于地面支撑反力作用线后方 10mm 至 30mm 处; 第二, 踝关节应位于膝关节后下方, 两者前后的距离取决于所选择的脚的类型; 第三, 脚的背屈和跖屈范围应根据脚的类型和体重来调整^[18].

以上介绍的是欧美及日本、台湾等发达国家和地区有关人工腿的研究情况.

4 国内人工腿的研究概况 (Research survey of artificial legs in China)

国内在人工腿(假肢)方面的研究与欧美和日本、台湾等发达国家和地区相比存在相当大的差距, 从事这一领域研究和开发的大学和研究机构相对较少, 相关产业与欧美和日本相比整体上大约落后 20 年, 各大假肢生产厂家目前的主要产品仍然停留在诸如游动式定摩擦膝关节、带手动锁定装置的膝关节(湖北省假肢厂、四川省假肢厂), 游动式负荷制动膝关节(北京假肢厂、四川省假肢厂), 单轴式、多轴式及固定式假脚(北京假肢厂、湖北省假肢厂)等.^[19]

目前的情形是, 欧美及日本、台湾的假肢生产企业大举进军国内市场, 如德国奥托博克公司于 1993 年在北京成立了(中国)有限公司, 并在上海、广州开设了办事处, 建立了一个依托全国各地假肢厂和各大医院骨伤科、康复中心的销售、服务体系, 台湾德林公司则在深圳成立了分公司. 另一方面, 中国的假

肢生产企业由于面临国外先进产品的强大压力,市场萎缩,效益下降,有些企业为求生存而代销国外产品,如福建省假肢厂就是英国布莱切福特公司 Endolite 牌智能大腿假肢的中国总代理。

促进残疾人医疗福利事业的发展长期以来一直是党和政府非常关心的问题,对此领域相关项目的研究一直受到国家民政部和中国残疾人联合会的高度重视。最近,已有不少大学和研究机构越来越关注这方面的研究。我们中南工业大学目前正在开展智能人工腿(假肢)的研究与开发工作,其目的和意义有两个,第一是要将智能控制技术、微电子技术、计算机控制技术、机械设计与制造技术与生物工程学和康复医学工程技术融合在一起,研究并开发出具有世界先进水平的智能型机电人工腿,使截肢者能以极为接近正常人的自然步态行走,这对帮助他们重新回归社会主流、象正常人一样生活、学习和工作,对减轻社会负担,同时对填补我国在此研究领域的空白、对促进我国康复医学工程技术的发展无疑都具有极其重要的意义;第二是希望将所取得的成果尽快商品化,以缩短我国假肢生产企业与国外先进水平的巨大差距,帮助该行业形成较大的规模经济,这对推动我国假肢生产行业的发展无疑具有极其重要的经济意义。

5 人工腿研究的发展趋势 (Developmental trend of study on artificial legs)

以上我们详细介绍了国内外人工腿(假肢)研究的历史及现状。关于人工腿研究的发展趋势,总的来说是以人体生物力学和生物医学工程解剖学研究为基础,将现代先进的微电子技术、计算机控制技术、机械设计与制造技术、新材料技术以及康复医学工程等学科交叉融合在一起,研究并开发出以膝关节为主其它关节也智能化、各关节运动保持协调、步速可在更大范围内自然、随意变化、步态更加自然,并且能在各种结构或非结构性环境中完全象健康腿一样行走自如的人工腿。随着这种智能化的机械电子人工腿的不断推广,目前仍在使用的机械式人工腿将逐步被淘汰。

参考文献 (Reference)

- 1 Gailey R S *et al.* The Effects of Prosthesis Mass on Metabolic Cost of Ambulation in Non-vascular Trans-tibial Amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, 1997, 21: 9- 16
- 2 关川伸哉. 最近の义足膝继手の动向—膝继手の機能と歩行と

- の关系. *日本义肢装具学会誌*, 1997, 13(1): 52- 57
- 3 别当有光. TG 骨格システム. *日本义肢装具学会誌*, 1997, 13(1): 9- 13
- 4 长村正纪. ラボック SL 义足における膝继手の紹介. *日本义肢装具学会誌*, 1997, 13(1): 4- 8
- 5 长仓裕二等. 最近の义足膝继手の动向(その2)—理学療法士の立場から. *日本义肢装具学会誌*, 1997, 13(3): 192- 199
- 6 月城庆一. オットボック多轴膝继手の紹介. *日本义肢装具学会誌*, 1997, 13(1): 20- 25
- 7 田泽泰弘. 最近の义足膝继手の动向. *日本义肢装具学会誌*, 1997, 13(1): 26- 33
- 8 中川昭夫. 最近の义足膝继手の機能のトレンドと今後の展望. *日本义肢装具学会誌*, 1997, 13(1): 46- 51
- 9 Postema K *et al.* Energy Storage and Release of Prosthetic Feet. Part 1: Biomechanical Analysis Related to User Benefits. *Prosthetics and Orthotics International*, 1997, 21: 17- 27.
- 10 Multiaxial Dynamic Response Foot. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 1998, 10(1): 29A
- 11 中川昭夫, 北山一郎, 雨森邦夫. インテリジエント大腿义足のフィールドテスト. *日本义肢装具学会誌*, 1992, 8(1): 15- 19
- 12 高桥一史. ブラツナフオード. エンドライト义足の最近の动向について. *日本义肢装具学会誌*, 1997, 13(1): 34- 42
- 13 Datta D, Howitt J. Conventional Versus Microchip Controlled Pneumatic Swing Phase Control for Trans-femoral Amputees: User's verdict. *Prosthetics and Orthotics International*, 1998, 22: 129- 135
- 14 児玉弘等. インテリジエント义足膝继手の紹介. *日本义肢装具学会誌*, 1997, 13(1): 14- 19
- 15 Kirker S *et al.* An Assessment of the Intelligenet Knee Prosthesis. *Clinical Rehabilitation*, 1996, 10: 267- 273
- 16 Dingwell J B *et al.* Use of an Instrumented Treadmill for Real-time Gait Symmetry Evaluation and Feedback in Normal and Trans-tibial Amputee Subjects. *Prosthetics and Orthotics International*, 1996, 20: 101- 110
- 17 Pitkin M R. Synthesis of a Cycloidal Mechanism of the Prosthetic Ankle. *Prosthetics and Orthotics International*, 1996, 20: 159- 171
- 18 Blumentritt S. A New Biomechanical Method for Determination of Static Prosthetic Alignment. *Prosthetics and Orthotics International*, 1997, 21: 107- 113
- 19 锄园荣一, 高桥功次. 开发途上国と骨格构造义足—中华人民共和国における义肢给付の实状と骨格构造义足. *日本义肢装具学会誌*, 1992, 8(2): 159- 164

作者简介:

谭冠政 (1962-), 男, 博士, 教授. 研究领域: 机器人规划与控制, 步行机器人, 智能机器人, 生物仿生学, 假肢, CIMS 和先进制造技术.

吴立明 (1974-), 男, 硕士研究生. 研究领域: 机器人规划与控制, 生物仿生学.