

文章编号:1004-7220(2014)01-0093-06

腋拐的生物力学研究

李 剑^{1,2}, 李立峰¹, 李 辉³

(1. 国家康复辅具研究中心, 北京 100176; 2. 国家康复辅具研究中心辅具工艺实验室, 北京 100176;
3. 中国矿业大学(北京)力学与建筑工程学院, 北京 100083)

摘要: 腋拐是常见的行动辅具之一,具有广泛的使用人群。以往的腋拐设计由于缺乏充分的生物力学分析,从而导致了诸如腋神经损伤、腕关节损伤等二次伤害的发生。因此,对于腋拐进行相应的生物力学研究是十分必要的。本文通过相关文献的查询和分析,从人体生物力学、人机工程学、工业设计等方面,综述了腋拐的相关生物力学问题,并通过人机界面研究、使用过程中的力学分析、步态研究、人机工程学设计为腋拐的合理设计和正确使用打下基础。同时,本文也具有一定的临床指导意义,为腋拐的选配、适配、评估提供了参考。

关键词: 腋拐; 生物力学; 人机工程学; 界面

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

Biomechanical study on axillary crutches

LI Jian^{1,2}, LI Li-feng¹, LI Hui³ (1. *National Research Center for Rehabilitation Technical Aids, Beijing 100176, China*; 2. *Rehabilitation Technical Aids Process Laboratory of National Research Center for Rehabilitation Technical Aids, Beijing 100176, China*; 3. *School of Mechanics and Civil Engineering, China University of Mining & Technology(Beijing), Beijing 100083, China*)

Abstract: Axillary crutch is one of the common mobility aids, with extensive usage in the given crowd. Due to the lack of adequate theoretical support, the past design of crutches often leads to occurrence of the secondary damage, such as axillary nerve injury, wrist injury and so on. Thus, it is necessary to carry out biomechanical study on axillary crutches. In this paper, the problems related with biomechanics in axillary crutches were reviewed by inquiring and analyzing the relevant references, and discussed from the aspects of human biomechanics, ergonomics, and industrial design. Also in this paper, through man-machine interface research, the mechanical analysis on crutches usage, gait analysis and ergonomics design were made to lay a solid foundation for the design and correct use of axillary crutches so as to provide some reference for the option, adaptation and assessment of axillary crutches, which would have great clinical significance.

Key words: Axillary crutches; Biomechanics; Ergonomics; Interface

2006年第2次全国残疾人抽样调查结果显示,中国各类残疾人总数为8296万,其中用腋拐和手杖的残疾人占使用辅具的残疾人总数的49%^[1]。腋拐(axillary crutches)作为拐杖的一种,是中重度下肢肢体残障者必备的行动辅具之一;其可支撑体重的80%^[2],相对于臂杖(臂杖可支撑体重的50%)^[3-4],具有较大的支撑力,可以为下肢残障者

的日常行动提供便利和安全。传统的腋拐多为双叉杆结构,不仅携带不便,而且在腋托、把手、拐杖脚等界面设计、力学分析等方面缺乏相应的生物力学研究。同时,由于缺乏专业指导,长期不当使用极易引起腋神经损伤、淋巴癌变、动脉硬化、腕关节损伤等二次伤害^[5-7]。

收稿日期:2012-08-24; 修回日期:2012-09-21

基金项目:民政部本级福利彩票公益金“福康过程”项目,财政部2013年重点实验室基本运行费。

通信作者:李剑,助理研究员, Tel: (010)58122716; E-mail: redbomb628@163.com。

近几年,随着人体生物力学、人机工程学、工业设计等学科的发展,腋拐的生物力学研究逐渐被关注。Borrelli 等^[8]研究了腋拐使用过程中的臀部外展肌力,Feldman 等^[9]研究了腋拐引起的腋动脉损伤,Nyland 等^[10]研究了腋拐使用过程中的三点步态,Iwaya 等^[11]研究了使用腋拐上下台阶过程中的人体力学,Iwami 等^[12]研究了腋拐摆动期的人体力学问题,Higuchi 等^[13]研究了腋拐使用过程中的步态,Liu 等^[14]对一种基于弹簧承载的腋杖进行了生物力学研究。但是,上述研究多侧重于宏观理论研究,缺乏微观具体设计的分析和研究,这对于临床选配、评估是不利的。本文以文献[15]中提出的“康复工程中的生物力学研究主要包括人机界面生物力学和肌骨系统的运动动力学”为理论基础,对腋拐设计和过程中的生物力学问题进行综述。

1 腋拐的人机界面研究

腋拐与人体直接接触,肩负着联接和承载的功能。不合理的界面设计会导致使用的不舒适,甚至是相关组织的损伤。因此,如何合理传递和分布界面的载荷,是腋拐界面设计中主要考虑的问题^[15]。

在腋拐的使用过程中,主要的人机界面有腋托、把手、拐杖脚。其中,前两者为“人—机”界面,人体相关部位直接参与界面活动;后者为“机—环境”界面,其作为“人—机—环境”^[16]系统的一部分间接影响界面活动。

1.1 腋托的界面分析

腋托置于人体腋窝之下(距腋窝两指或三指(20~30 mm)^[3]),起到夹持、防摔、短时支撑等作用。腋窝分布有丰富的神经、血管、淋巴、汗腺等^[17],长期的受压或局部的受力会导致腋神经损伤、动脉血管硬化、淋巴癌变等^[5-7]。Feldman 等^[9]对腋拐引起的腋神经损伤进行了详细研究。研究发现,腋拐的负重部位主要是把手而不是腋托,持拐时腋托应抵在侧胸壁上,以加强肩和上肢的支撑^[10]。

基于腋窝的特殊性,解决腋托界面生物力学问题的方法有两种。

(1) 根据固体压强公式: $p = F/S$,在载荷 F 一定的情况下,压强 p 随着受力面积 S 的增大而减小,故增加腋托受力面积 S 有助于减小腋窝压力。Borrelli 等^[8]建立了如图 1 所示的分析模型和公式:

$$\sum M_o = 0 \quad (1)$$

$$HAF \cdot D_1 - \frac{5}{6}BW \cdot D_2 + CF \cos \beta \times$$

$$(D_2 + D_3) + CF \sin \beta \cdot D_4 = 0 \quad (2)$$

式中: o 为重心点; M_o 为 o 点的合力矩; HAF 为髋关节外展力; BW 为体重, $\frac{5}{6}BW$ 为体重减去支撑腿的重量; CF 为拐杖支撑力; $D_1 \sim D_4$ 为相应的力臂。

由式(1)、(2)分析可知: β 角越大,腋托越宽,臀部外展肌的力矩越小,即随着 β 角的增大,腋窝所受的挤压越小,拐杖本身的支撑力越大。同时,相关研究^[13-14]表明:太宽的腋托会导致拐杖脚的变形,改变接触模式并容易发生打滑。结合拉格朗日式 $\frac{dT}{dt}$

$\left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}}\right) - \frac{\partial T}{\partial q} = Q$ 和文献[13]分析得出:腋托的最大宽度与拐杖的长度及人体身高存在一定关系,即拐杖越长,腋托最大宽度(β 角)越大。

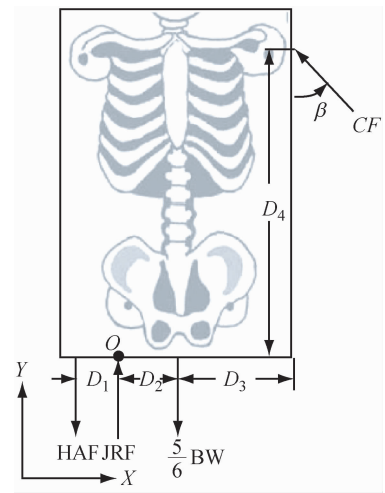


图 1 人体上肢分析示意图^[13]

Fig. 1 Diagram of human upper limb

(2) 从界面材料出发,选择相对柔软的材料有利于缓冲腋窝压力。通常使用的材料有 EVA 发泡、海绵、硅胶、聚氨酯等柔性高分子材料^[18],它们柔软无毒,可以有效地分散腋下载荷,是改善腋下界面受力的传统手段。其次,近期的研究^[7,19]发现,腋托的固定形式、透气性、接触形状也影响着腋托的界面受力。如美国的 Millennial Crutch^[7]配备了大的腋下

托架,可以减少腋下疲劳和酸痛,提高行走能力。Mobi-legs^[19]采用镂空的腋托设计,且腋托连接处采用铰链连接,极好的缓冲了腋下载荷。

1.2 把手的界面分析

把手是腋拐的主要受力部位,设计的不合理极易引起腕关节损伤、腱鞘炎、肌肉拉伤、水泡、血泡等二次伤害。它的形状、柔软程度、把持角度直接影响界面承载和力的传递。

如图2(a)所示,传统的二叉结构设计,妨碍了手腕的自然舒展,从而导致部分把持力集中在手腕 A_1 点,这对于腕关节非常不利。根据力矩公式 $M = Fl$,支撑力 F 不变的情况下, l (图中 $A_1 B_1$)越长, M 越大,手腕扭伤的可能性越大。相比之下,图2(b)中手腕自然舒展,把持力集中在手掌之内,力矩 l 相对较小,减小了手腕负担。同时,经过图2两种设计对比发现:把手与手的贴合度越高,接触面积越大,力越分散,单位面积上的手部界面载荷越小。如Millennial Crutch握柄与手部自然贴合,向下倾斜 12° ,可增大贴合面积,促进血液流动和神经传导,并有效减少腕管综合症和手腕关节炎^[7,20]。

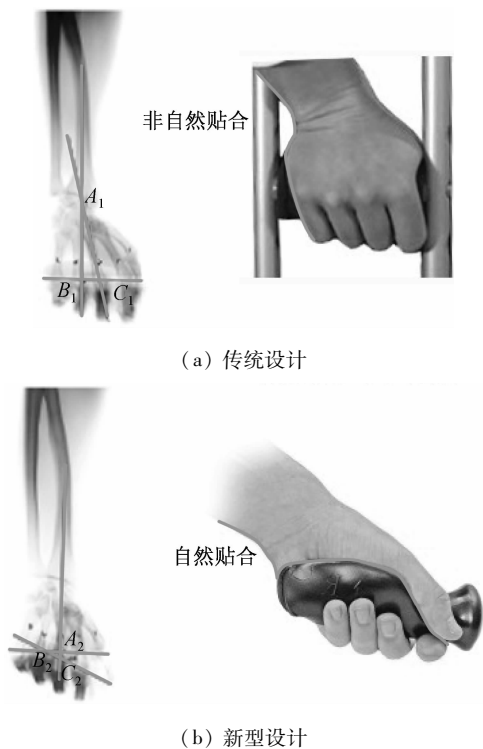


图2 把手设计分析^[20]

Fig.2 Analysis of the handle design (a) Traditional design, (b) New design

其次,结合材料对于把手界面的影响,可以得出把手界面设计需遵循的原则有:①把持舒适自然,无疲劳损伤;②柔软程度适中,防滑透气;③手部贴合面大,受力均衡;④结构牢固可靠,承载力大。

1.3 拐杖脚的界面分析

拐杖脚具有传递和缓冲外在载荷的作用,直接影响拐杖力的传导及行走过程中支点转换。Higu-chi等^[13]研究发现,在腋拐的使用过程中,前后支点的转动、转换及力的传递受拐杖脚形状及形变的影响较大。

基于此,很多设计师对拐杖脚的形状及结构进行了研究^[21]。文献[13]设计了如图3(a)所示的拐杖脚机构,其通过扭簧的形变可保证拐杖脚底面与地面永久面接触,防止了因摩擦力不足而引起的打滑。图3(b)是美国Millennial Crutch的拐杖脚,其通过内部弹簧的形变缓和了外部环境对于拐杖的冲击,而且拐杖脚前、中、后3个状态的塑性变形促进了支点的转动和转换^[7,20]。



(a) 基于扭簧机构的拐杖脚 (b) Millennial Crutch 拐杖脚

图3 不同的拐杖脚设计^[13,20]

Fig.3 Different designs of crutch feet (a) Crutches foot based on torsion spring, (b) Foot of Millennial Crutch

2 腋拐的力学分析及步态研究

2.1 力学分析

对于腋拐使用者,上肢肌力需 ≥ 4 级^[2]。对于单侧下肢无力而不能部分或完全负重的情况,选择单侧使用,如小儿麻痹后遗症、胫腓骨骨折等;对于双侧下肢功能不全的情况,选择双侧使用,如截瘫、截肢等^[2]。

如图4所示,在双侧使用的情况下,人体在拐杖支撑力 F_1 、 F_2 ,双腿支撑力 f_1 、 f_2 的作用下达到力和力矩的平衡,其中拐杖支撑力 F_1 、 F_2 通过把手作用于手部。此时,在行走过程中,人体重心投影 G_0 点

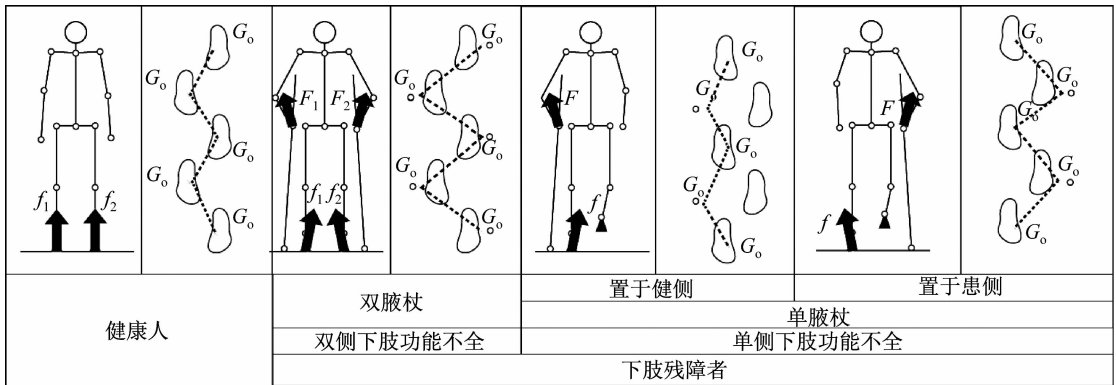


图4 腋拐使用过程中的力学分析及重心变化

Fig. 4 Mechanical analysis and focus changes during the use of crutches

的左右偏移幅度相对健康人较大,但鉴于两侧受力的对称性,人体仍能保持良好的平衡。在单侧使用时,腋拐可置于患侧或健侧。其中,当置于患侧时, G_0 点的左右偏移幅度相对于健康人较大,且处于单侧受力状态,极易发生摔伤事故^[22]。当置于健侧时, G_0 点的左右偏移幅度与健康人相似,且处于两侧受力,故可以保持较好的平衡性^[11,23]。

2.2 步态分析

根据使用方式的不同,腋拐的步态可分为单侧步态和双侧步态。单侧使用时,其步态周期类似于正常人^[11],可以分为腋拐与健肢支撑期、腋拐支撑期、摆动期等^[24-25]。

双侧使用时,根据患者下肢的患病情况又可以分为:2点步态、3点步态、4点步态^[25-26]。其中,两点步态适用于双侧下肢轻度受伤可以部分承重的情

况,步态特征如图5所示,单侧腋拐与腿成交错式行进(即当迈左腿时,伸右拐;迈右腿时,伸左拐),这样可以减小对侧腿部支撑力。3点步态适用于单侧下肢受伤不能承重的情况,步态特征如图6所示,双腋拐与健腿成划船式跳跃行进,这种步态体能消耗较大且不稳定,仅限于短距离行走。4点步态适用于双侧下肢重度受伤的情况,步态特征如图7所示,当右侧拐杖前移时,左侧下肢前移相应距离,然后将左脚前移至左侧拐杖同一距离,这样可以始终使拐杖的两个支点成对角线支撑,与双脚组成稳定的动态四边形。此处类似于机器人领域中的ZMP(zero moment point)理论,只要保证人体重心投影 G_0 点在动态四边形内就可以维持身体平衡。

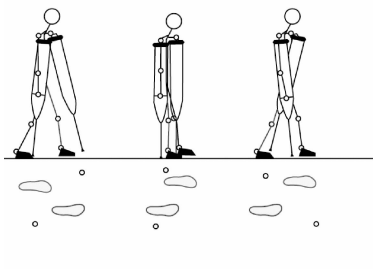


图5 2点步态
Fig. 5 Two-point gait

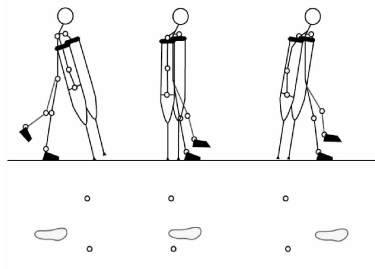


图6 3点步态
Fig. 6 Three-point gait

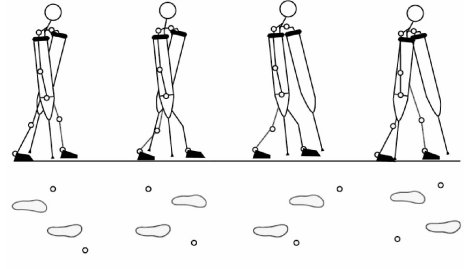


图7 4点步态
Fig. 7 Four-point gait

3 腋拐的人机工程学设计

依据人机工程学原理^[16],腋拐的长度应为患者

身高的77%,其测定方法一般为身高减去41 cm^[2](见图8)。过高行走时,腋托会压迫腋下神经使使用者疼痛不适,难以行走,重可引起腋拐瘫^[2]。过

低行走时,患者会发生驼背感到疲劳。腋拐把手高度一般为腋至腕部的距离,如双手使用时可调节至屈肘 30°,这样可以保证最大的手部支撑力,利于双手的支撑^[26]。

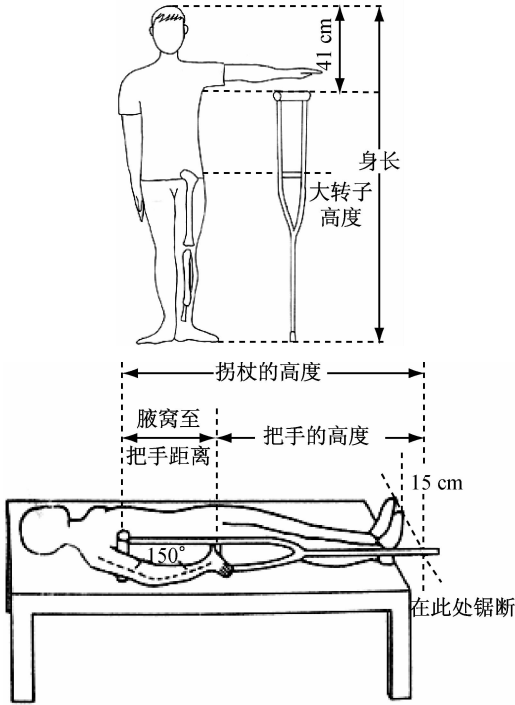


图 8 腋拐尺寸的确定

Fig. 8 Design of the crutch size

同时,由于腋拐的长期使用,患者上肢肌体组织会发生一些明显的变化。如图 9 所示,无论是臂根的深度(肩端点到腋窝底点的垂直距离),还是臂根的宽度(前腋点到后腋点之间的水平距离),都发生了明显变化:臂根宽度变宽,臂根深度变浅,臂根上移,胸宽相对减小,背幅拓宽,腋下水平线上移^[27]。故对于长期使用的患者,腋拐的更换或重新适配需慎重考虑,且不可简单以新换旧。

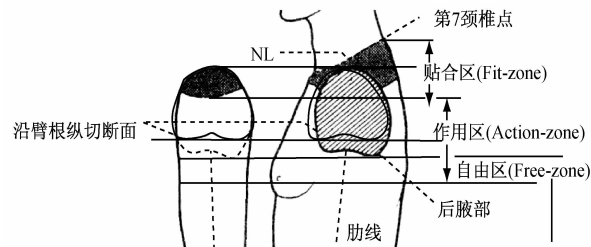


图 9 腋拐使用前后的臂根纵切断面变化^[27]

Fig. 9 Arm changes before and after the use of crutches

4 结语

腋拐是一种看似简单却不简单的辅具产品,它直接关系着残障者的身心健康。任何设计的不合理和使用的不正确都会直接引起下肢残障者相关身体组织的变化和损伤。本文以腋拐为中心进行了相应的生物力学研究,并就其人机界面、使用受力、步态分类及人机工程学设计进行了综述,对于今后腋拐的研发、选配、评估、临床使用是极为有益的。

参考文献:

- [1] 第二次全国残疾人抽样调查资料[M]. 北京:中国统计出版社, 2007.
- [2] 王华, 彭震. 下肢骨折患者拐杖的选择与应用[J]. 现代中西医结合杂志, 2005, 14(24): 3256-3257.
- [3] 罗永红. 病人拐杖应用分析[J]. 贵阳中医学院学报, 2004, 26(1): 36-38.
- [4] 单臂操作助行器 要求和试验方法 第 2 部分: 腋拐. GBT 19545.2; 2009[S].
- [5] 范隆华, 叶建荣, 符伟国, 等. 拐杖导致上肢动脉血栓形成 1 例报告[J]. 中国康复医学杂志, 2003, 18(3): 190.
- [6] 郭洪海. 拐杖致腋部神经卡压综合征 12 例报告[C]//肢体伤残康复与护理学术论文集. 北京:[s. n.], 1995: 26.
- [7] Millennial crutch [EB/OL]. <http://www.youliv.com/ErgoConcept/ErgoConcept.aspx>.
- [8] Borrelli JR, Haslach Jr HW. Compensation for weak hip abductors in gait assisted by a novel crutch-like device [C]//Proceedings of 26th Southern Biomedical Engineering Conference. Maryland, USA; Springer, 2010: 122-125.
- [9] Feldman DR, Vujic I, McKay D, et al. Crutch-induced axillary artery injury [J]. Cardiovasc Intervent Radiol, 1995, 18: 296-299.
- [10] Nyland J, Bernasek T, Markee B, et al. Comparison of the Easy Strutter Functional Orthosis System™ and axillary crutches during modified 3-point gait [J]. J Rehabil Res Dev, 2004, 41(2): 195-206.
- [11] Iwaya T, Takeda Y, Ogata M, et al. Development of a walking assist machine using crutches—Motion for ascending and descending steps[M]//Pisla D, Ceccarelli M, Husty M, et al, ed. New Trends in Mechanism Science: Analysis and Design. USA; Springer, 2010: 319-326.
- [12] Iwami T, Sasaki I, Miyawaki K, et al. Biomechanical analysis for FES assisted swing-through gait [C]// International Symposium on Micro-NanoMechatronics and Human Science. Nagoya, Japan: [s. n.], 2008: 430-434.

- [13] Higuchi M, Ogata M, Sato S, *et al.* Development of a walking assist machine using crutches [J]. *J Mech Sci Technol*, 2010, 24(1): 245-248.
- [14] Liu GY, Zhang YX, Zhang TJ. Biomechanics of innovative spring-loaded axillary crutches [C]//2011 International Conference on Human Health and Biomedical Engineering. Jilin, China: [s. n.], 2011: 19-22.
- [15] 张明, 樊瑜波, 王喜太. 康复工程中的生物力学问题[J]. 医用生物力学, 2011, 26(4): 291-293.
Zhang M, Fan YB, Wang XT. Biomechanics in rehabilitation engineering [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(4): 291-293.
- [16] 丁玉兰. 人机工程学[M]. 北京: 北京理工大学出版社, 2005.
- [17] 张希安, 聂文忠, 叶铭, 等. 俯卧撑中前臂旋转对上肢肌肉电活动的影响[J]. 医用生物力学, 2009, 24(3): 174-177.
Zhang XA, Nie WZ, Ye M, *et al.* Effects from forearm-rotation during push-up on muscle electric activities of upper-limb [J]. *J Med Biomech*, 2009, 24(3): 174-177.
- [18] 李剑, 李辉, 李立峰, 等. 康复辅具安全设计探析[J]. 包装工程, 2012, 33(6): 65-68.
- [19] Mobilegs [EB/OL]. <http://www.mobilegs.com/index.cfm>.
- [20] 卖拐潮人—美国 millennial medical 拐杖简介及山寨版入手体验[EB/OL]. <http://www.dgtle.com/article-659-1.html>.
- [21] 贾亚玲, 王保华, 肖波. 拐杖支脚垫的结构分析及设计方案的改进[J]. 中国康复理论与实践, 2000, 6(2): 78-80.
- [22] 俞鸿儒. 使用拐杖的力学[J]. 力学与实践, 1998(2): 79.
- [23] 韩亚丽, 王兴松. 人体行走下肢生物力学研究[J]. 中国科学, 2011, 41(5): 592-601.
- [24] 梁栋. 拐杖的用法[J]. 中华护理杂志, 1955, 5: 219-220.
- [25] 陈薇, 蒲放, 李德玉, 等. 部分足截肢手术部位对步态的影响[J]. 医用生物力学, 2009, 24(5): 374-378.
Chen W, Pu F, Li DY, *et al.* Effect of different partial foot amputation levels on gait [J]. *J Med Biomech*, 2009, 24(5): 374-378.
- [26] 戴香秀. 浅谈下肢骨折病人拐杖的选择与应用[J]. 中医正骨, 2001, 13(7): 8.
- [27] 张杰. 男性双腋杖残障者西装结构研究[D]. 北京: 北京服装学院硕士学位论文, 2010.

第三届国际康复医学工程会议征文通知

为了适应及促进我国康复事业的发展,第三届国际康复医学工程会议(International Conference of Rehabilitation Medical Engineering)将于2014年5月24-26日在上海世博展览馆举办,大会名誉主席由戴颀戎院士和国际著名康复医学专家 Zev Rymer 教授担任,会议期待建立一个全国性产学研医用的综合性技术交流平台,力求开成一个具有国际影响力的高水平、综合性康复医学工程会议。大会将与2014年5月26-28日在上海世博展览馆举办的第九届中国国际养老及康复医疗博览会同期举办。会议的主题是“Transforming Rehabilitation Research to Clinical Practice”。主办单位:上海交通大学、国家康复辅具研究中心,承办单位:上海交通大学康复工程研究所,技术支持:北美康复工程学会(RESNA)、中国生物医学工程学会。

即日起对外征文,征文范围(包括但不限于):假肢与矫形器技术,生物力学与步态分析,脑机接口技术,轮椅技术、交通无障碍技术,计算机无障碍技术,机器人康复技术、虚拟现实康复技术,家庭护理与监控系统,功能性电刺激,电生理信号检测与分析,可穿戴传感与刺激康复系统,运动检测与分析、运动康复,神经系统及康复,视觉听觉康复、神经康复,人工假体与置换技术,中国传统康复治疗方法,老年康复、护理与监测,关节外科与肌骨康复等。

会议联络人:刘倩

电话:021-62933026,13918611971

电子邮件:CRME@sjtu.edu.cn

详见会议网站 <http://med-x.sjtu.edu.cn>。