

文章编号:1004-7220(2013)04-0403-07

# 一种生物力学腋拐的研究与设计

李 剑<sup>1,2</sup>, 李立峰<sup>1</sup>

(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)

**摘要:** 目的 针对以往腋拐存在的问题,设计一款结构简单、外形美观、科学合理的实用性腋拐。方法 从人体生物力学、人机工程学、工业设计等方面出发,利用模块设计、柔性设计的方法对腋拐进行创新设计。结果 经力学分析、有限元分析、样机质量检验、初步临床试用,验证了设计的可行性和临床适用性。结论 本次新型腋拐的研究和设计具有极大的临床意义,其可有效减小使用者手腕和腋窝的受力,进而降低二次伤害的发生机率。同时,也可以为类似的拐杖设计提供参考。

**关键词:** 腋拐; 生物力学; 人机工程学; 下肢残障者; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

## A novel design for biomechanical axillary crutches

LI Jian<sup>1,2</sup>, LI Li-feng<sup>1</sup> (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)

**Abstract: Objective** Try to design a novel axillary crutch with the feature of simple structure, nice appearance, and strong practicality, so as to overcome shortcomings for the past crutches. **Methods** Based on the methods of modular design and flexible design, an innovative design for axillary crutches was proposed from the aspect of human biomechanics, ergonomics, and industrial design as well. **Results** The feasibility and clinical applicability of the design were verified by mechanical analysis, finite element analysis, quality inspection of the prototype and preliminary clinical use. **Conclusions** The novel axillary crutch as the result of the research and design in this study is of great clinical significance. It can effectively reduce the force of wrist and axillary for users, and cut down the occurrence of the secondary damage. Also this study can provide a useful reference for design of other similar crutches.

**Key words:** Axillary crutch; Biomechanics; Ergonomics; Lower limb disability; Finite element analysis

腋拐是常见的行动辅具之一,根据2006年第2次全国残疾人抽样调查统计,用腋拐和手杖的人占使用辅具的残疾人总数的49%<sup>[1]</sup>。随着现代交通事故和自然灾害的发生,以及老龄化社会的到来,腋拐的需求量会越来越大。传统的腋拐多为双叉结构,不仅笨重,而且由于缺乏相应的生物力学设计,很容易引起腋神经损伤、淋巴癌变、动脉硬化、腕关

节扭伤、侧胸擦伤等二次伤害<sup>[2,3]</sup>。

经过前期的基础研究发现,腋拐设计和使用过程中的生物力学问题主要有两方面<sup>[4]</sup>:①界面生物力学,包括腋托、把手、拐杖脚等界面的设计;②力的传递和使用步态,包括静态受力、动态传递、步态分析等。基于上述分析,结合美国 Millennial Crutch<sup>[5-6]</sup>和 Mobi-legs<sup>[7]</sup>等腋拐的优点,本文提出一种新型腋拐设计方案。

收稿日期:2012-11-20; 修回日期:2013-01-18

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,中央级公益性科研院所基本科研业务费专项(1181300900001)。

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

## 1 结构设计

腋拐包括腋托、臂托、把手、拐杖脚等部分(见图1)。其中,杖身采用单管设计,呈向后弯曲状,利于手的把握。把手前置并向下和向外旋转一定角度,可使手臂和手腕处于舒适的状态,避免腕部挠曲和疲劳损伤。拐杖脚底面呈弧形,利于人体行走过程中的支点转动。臂托作为附件可进行选配,可有效减小腋下压力和手部支撑力,避免长时间使用引起的疲劳损伤。

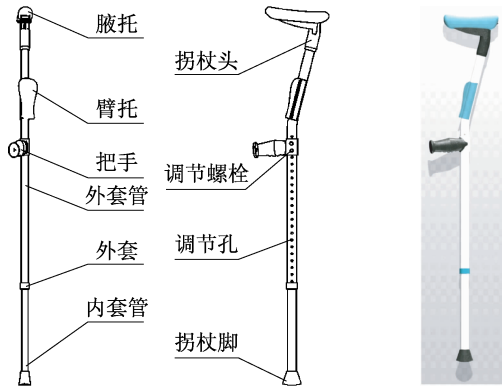


图1 腋拐设计与实物

Fig.1 Schematic design and picture of axillary crutches

### 1.1 腋托设计

腋托置于人体腋窝之下(距腋窝两指或三指)<sup>[8]</sup>,起到夹持、防摔、短时支撑等作用,其材料、宽度、固定形式、接触形状、透气性等影响着腋托界面的相关性能<sup>[4]</sup>。

基于此,参照 GB10000—88《中国成年人人体尺寸》<sup>[9]</sup>,设计如图2所示的两种腋托。第1种为固定式设计,包括拐杖头托架和发泡体;第2种为铰链式设计,包括拐杖头托架、活动体、发泡体。两种设计可根据病理情况进行选配。其中,固定式设计结构简单,腋托后部微微翘起,符合人机工程学原理,适合于上肢肌力较大者;铰链式设计可以随着人体的跟进上下活动,缓解部分腋下压力,适合于上肢肌力较弱者。同时,基于 Borrelli 等<sup>[10]</sup>对于腋拐的研究和本课题组前期研究结论<sup>[20]</sup>,设计宽、中、窄3种型号的腋托,可根据患者的身高进行选配。其次,发泡体外形圆润,采用聚氨酯 PU 发泡(HA30)制作,具有柔顺的界面属性,可大大减小磨损、擦伤的机

率。此外,腋托整体受力类似于悬臂梁,利用悬臂远端上下塑性变形的特性可缓解部分压力,进而降低腋窝损伤的机率。



(a) 固定式设计



(b) 铰链式设计

图2 两种腋托的设计

Fig.2 Two different designs of the axillary prop (a) The fixed design, (b) The hinge design

### 1.2 把手设计

把手是腋拐的主要承载部位,其形状、柔软程度、把持角度直接影响使用舒适度,本研究从材料、界面受力、人机工程等方面进行改良。如图3所示,把手包括支撑体和柔性套两部分,把手整体向下( $\beta$ )和向外( $\alpha$ )旋转一定角度,符合人机工程学原理<sup>[9]</sup>,可促进血液流动和神经传导,有效减少腕管综合症和手腕关节炎。把手支撑体采用尼龙材质,

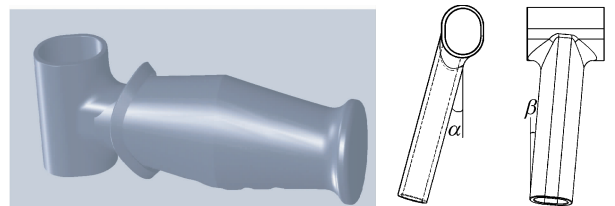


图3 把手设计

Fig.3 Design of the axillary handle

具有良好的机械性能;保护套采用聚氨酯 PU 发泡 (HA35) 材质,把持舒适,界面友好,且外形与手部握姿相似,具有较大的贴合面,可分散界面压力,减小手腕载荷。

### 1.3 拐杖脚设计

无论是单侧腋拐使用,还是双侧腋拐使用,拐杖的使用都包括图 4 所示的 3 种基本状态<sup>[11]</sup>。以往的拐杖脚底面多为平面,在使用过程中,前、后两期的拐杖脚塑形变形和摩擦较大<sup>[12]</sup>,在一定程度上影响使用的灵活性和寿命。

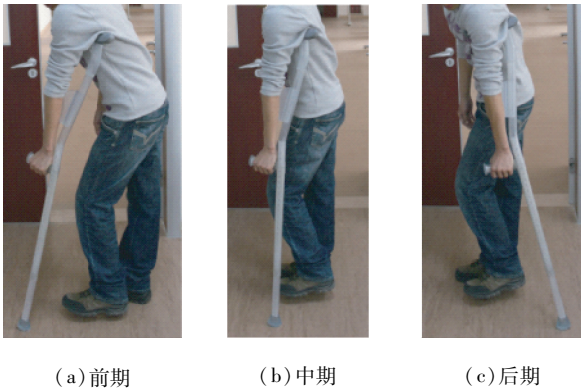


图 4 拐杖使用的 3 个基本状态

Fig. 4 Three basic states of crutch using (a) Early stage, (b) Middle stage, (c) Late stage

针对以上问题,本研究采用弧面设计(见图 5),利于杖身 3 个状态的转换。其次,平面拐杖脚与地面为面接触,摩擦形式为滑动摩擦,而弧面拐杖脚与地面为线接触,摩擦形式为滚动摩擦。从摩擦学和患者做功的角度讲,滚动摩擦优于滑动摩擦。同时,经过数学分析发现:拐杖脚弧面弧度  $\theta$  与使用过程中

中拐杖重心最大偏角  $\phi_{\max}$  存在一定关系,即  $\theta = 2\phi_{\max}$ 。由此,通过  $\theta$  角的设计,可以间接限制  $\phi_{\max}$ ,以防止拐杖的倾倒和打滑,提高使用安全性。当  $\phi_{\max} \leq \theta/2$  时,拐杖可正常使用;当  $\phi_{\max} > \theta/2$  时,弧面的形状限制拐杖的进一步倾倒,从而防止摔伤事故。

同时,考虑到拐杖脚横向变形较大的特点,设计如图 5(c) 所示的底面花纹。其中,椭圆具有两个焦点,在短轴  $BD$  方向具有较强的抗变形能力,可改善拐杖脚的寿命、耐磨性及抗震性。拐杖脚材料选择弹性体聚酯(HA75),具有良好的塑性变形能力和机械强度。

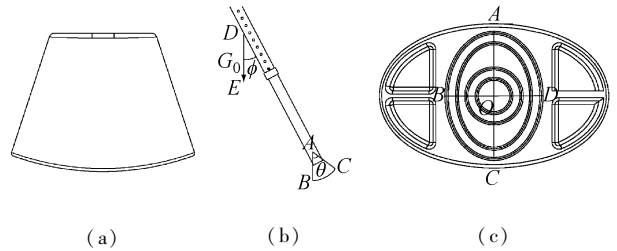


图 5 拐杖脚设计

Fig. 5 Design of the crutch feet



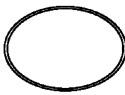
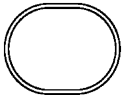
### 1.4 杖身设计

通过对比不同管材的力学性能及优缺点(见表 1),本设计采用圆方管杖身结构。圆方管具备圆管和方管的共同优点,与椭圆管极为相似,但在孔的生产工艺方面,具有明显的优势。椭圆管周围为曲面,很难精确定位和冲压,而对于圆方管,其存在两个平面,对于孔的定位、冲压都十分有利。

其次,杖身设计从人体手臂和躯干解剖学的角

表 1 几种不同截面管材的性能比较

Tab. 1 Comparison of properties for pipes with different cross-sections

	方管	圆管	椭圆管	圆方管
截面				
力学性能	各向异性	各向同性	各向异性	各向异性
优点	表面平整,易于加工,标准件	受力均一,标准件	两个焦点,受力均一,部分标准件	无应力集中,受力均一,利于孔加工
缺点	四角存在应力集中	不易于表面孔加工	不易于表面孔加工	异型管

度出发,呈弯曲状,这样使患者使用更加顺手。此时腋托的受力点  $O$  正好处于杖身垂直延长线  $l$  上,这利于垂直分力  $F_4 \cos \alpha$  的向下传导。同时,水平分力  $F_4 \sin \alpha$  又可起到助行的作用(见图6)。

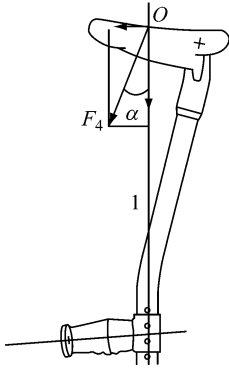


图6 杖身设计  
Fig.6 Design of the crutch body

1.5 臂托设计

臂托作为拐杖的附件,可有效缓解腋下压力和手部支撑力。如图7所示,臂托与人体上臂贴合,可提供一个斜向上的支撑力。其次,臂托的引入为上臂提供了一个坚实的依靠,可以防止因上肢肌力不足而引起的意外摔伤。根据腋拐的使用要求,需要上肢肌力  $\geq 4$  级<sup>[13]</sup>,一般对于肌力较大者,可去除臂托使用,此时

$$F_{支} = F_4 \cos \alpha + F_2 \cos \beta$$

对于肌力较弱的患者,为了防止意外,不建议去除,此时

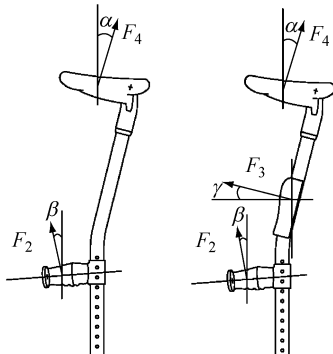
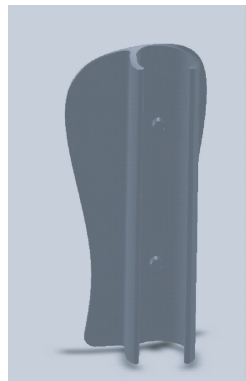


图7 臂托设计与拐杖对人体的支撑力分析  
Fig.7 Design of the arm prop and analysis of crutch support force

$F_{支} = F_4 \cos \alpha + F_2 \cos \beta + F_3 \sin \gamma$   
可提供额外的支撑力  $F_3 \sin \gamma$ 。

2 力学分析

2.1 使用过程中的力学分析

为了验证以上设计是否合理,对使用过程中拐杖整体及其各个部位进行受力分析。如图8所示,取拐杖与地面接触点为力矩点(同时也为坐标原点),取拐杖中轴线为  $Z$  轴,与之垂直的为  $X$  轴与  $Y$  轴( $Y$  轴位移较小,可忽略<sup>[14-15]</sup>),分别建立以下3种状态下的受力模型。

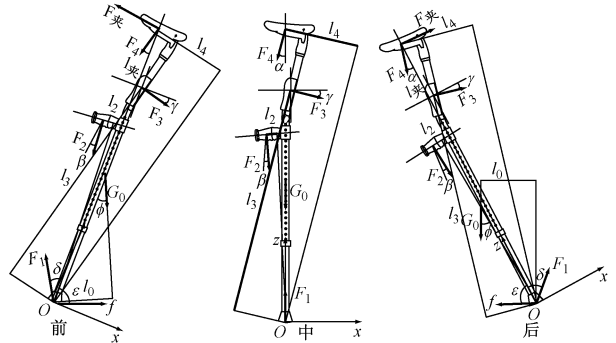


图8 3种状态下拐杖受力示意图  
Fig.8 Schematic of crutch force under three states

同时,运用数学和力学知识,可得到3种状态下的力学方程分别为:

使用前期

当  $\sum F_z = 0$ , 则

$$F_4 \cos \alpha + G_0 \cos \phi + F_2 \cos \beta + F_3 \sin \gamma = F_1 \cos \delta + f \cos \varepsilon \quad (1)$$

当  $\sum F_x = 0$ , 则

$$F_4 \sin \alpha + F_1 \sin \delta + F_{夹} = F_2 \sin \beta + G_0 \sin \phi + F_3 \cos \gamma + f \sin \varepsilon \quad (2)$$

当  $\sum M_o = 0$ , 则

$$F_4 l_4 + F_2 l_2 + F_{夹} l_{夹} = F_3 l_3 + G_0 l_0 \quad (3)$$

使用中期

当  $\sum F_z = 0$ , 则

$$F_4 \cos \alpha + G_0 + F_2 \cos \beta + F_3 \sin \gamma = F_1 \quad (4)$$

当  $\sum F_x = 0$ , 则

$$F_4 \sin \alpha = F_2 \sin \beta + F_3 \cos \gamma \quad (5)$$

当  $\sum M_o = 0$ , 则

$$F_4 l_4 + F_2 l_2 = F_3 l_3 \quad (6)$$

使用后期

当  $\sum F_z = 0$ , 则

$$F_4 \cos \alpha + G_0 \cos \phi + F_2 \cos \beta + F_3 \sin \gamma = F_1 \cos \delta + f \cos \varepsilon \quad (7)$$

当  $\sum F_x = 0$ , 则

$$F_4 \sin \alpha + G_0 \sin \phi + f \sin \varepsilon = F_2 \sin \beta + F_3 \cos \gamma + F_1 \sin \delta + F_{夹} \quad (8)$$

当  $\sum M_o = 0$ , 则

$$F_4 l_4 + F_2 l_2 + G_0 l_0 = F_3 l_3 + F_{夹} l_{夹} \quad (9)$$

式中:  $F_x$ 、 $F_z$  为相应轴向的合力;  $M_o$  为  $O$  点的合力矩;  $G_0$  为拐杖自身重力;  $F_1$  为地面支撑力;  $F_2$  为把手压力;  $F_3$  为臂托支撑力;  $F_4$  为腋托支撑力;  $F_{夹}$  为侧胸夹持力(或摩擦力); 方向一直平行于  $X$  轴;  $f$  为地面摩擦力;  $l_0$ 、 $l_2$ 、 $l_3$ 、 $l_4$ 、 $l_{夹}$  为其相应的力臂;  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\varepsilon$ 、 $\phi$  为相应力的夹角。

以上 3 种状态中, 随着重力偏角  $\phi$  的动态变化, 拐杖各个部位的受力情况有所不同, 但始终保持着人与拐杖整体的动态平衡。其中, 在前期和后期的临界状态, 弧面拐杖脚限制了拐杖的进一步倾倒。在前期中到期的转变过程中, 随着  $\phi$  逐渐减小, 整体重心投影点  $G_0$  逐渐由远身端向近身端靠拢(见图 9),  $f$ 、 $F_{夹}$ 、 $F_3$  逐渐减小,  $F_2$ 、 $F_4$  相应增大。当到达中期临界位置时, 整体重心投影点  $G_0$  与人正常站立时的重心投影点近似重合, 此时  $f$  和  $F_{夹}$  最小, 接近于 0, 故在式(4)~(6)中忽略,  $F_2$ 、 $F_4$  达到最大值。在中期向后期转变的过程中, 随着  $\phi$  的反向增大, 患者重心投影点  $G_0$  逐渐由近身端向远身端偏移,  $f$ 、 $F_{夹}$

反向增大,  $F_3$ 、 $F_2$ 、 $F_4$  相应减小。当处于后期临界位置时,  $F_3$  达到最小值, 接近于 0。

通过上述分析, 可以得出以下结论: ①弧面拐杖脚的设计十分有效。如果换做平面拐杖脚, 其在前期临界状态下, 拐杖的重力偏角  $\phi$  会继续加大, 重心会不断降低, 为了防止摔倒, 相应的  $f$  和  $F_{夹}$  会不断加大, 如果长期这样使用必然会导致拐杖脚的变形失效和侧胸的磨损擦伤。后期临界状态也与此类似。②臂托的引入是合理的。它在中期临界状态下, 提供了一个顺时针的力矩  $F_3 l_3$ , 这样使拐杖本身具有一定的平衡性(见公式 6), 减小了  $f$  和  $F_{夹}$ , 避免了拐杖脚的变形和侧胸的擦伤。如果没有臂托, 必然会加大  $F_{夹}$  以平衡力矩, 这样会加大侧胸与拐杖的摩擦, 并造成损伤。③  $f$  和  $F_{夹}$  对于腋拐的正常使用十分关键, 直接验证“腋托的作用应该是夹持和短时支撑, 而不应该是承重”的研究结论(人体腋窝分布有大量的血管、神经及淋巴组织, 长期的承重会很容易造成二次伤害)。

## 2.2 关键部位的有限元分析

基于虚拟实体的有限元分析对于产品的设计验证十分必要。因此, 本设计参考 GBT 19545.1—2009<sup>[17]</sup>、GBT 19545.2—2009<sup>[18]</sup> 及相关材料属性, 利用 SolidWorks Simulation 有限元仿真对拐杖的关键部位(把手、拐杖脚、杖身等)进行应力、应变、位移、安全系数等的有限元分析。现以把手支撑体为例进行阐述。

以表 2 中尼龙的材料属性定义把手材料, 将夹具类型选择为固定几何体, 选择把手一端的弧面(见图 10 绿色箭头部分), 在把手横向把握面(见图 10 紫色箭头部分)均匀分布 1 kN 的法向力以模拟

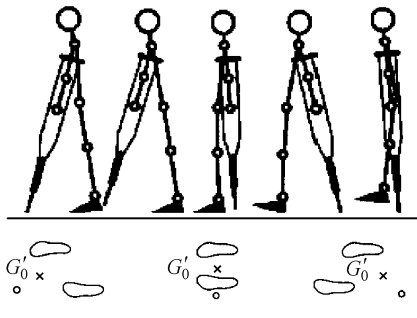


图 9 腋拐使用过程中的重心偏移

Fig. 9 Offset of gravity center in the process of crutch using

表 2 尼龙材料属性

Tab. 2 Properties of nylon

属性名称	数值	数值类型
弹性模量/GPa	8.3	恒定
泊松比	0.28	恒定
质量密度/( $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$ )	1 400	恒定
张力强度/MPa	14.256	恒定
屈服强度/MPa	139.04	恒定
热扩张系数/K	$3 \times 10^{-5}$	恒定
比热/[ $\text{J} \cdot (\text{kg} \cdot \text{K})^{-1}$ ]	1 500	恒定

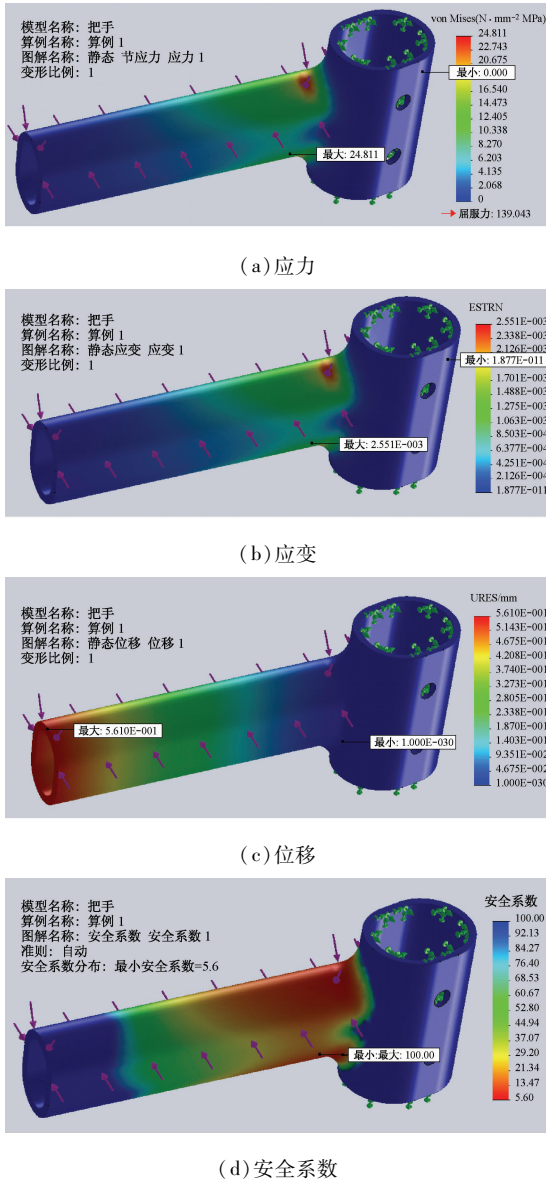


图 10 把手有限元分析

Fig. 10 Finite element analysis of the handle (a) Stress, (b) Strain, (c) Displacement, (d) Safety factor

人体的把握。经网格划分、生成,并运行分析后,得出最大应力为 24.811 MPa,最大应变为  $2.551 \times 10^{-3}$ ,最大位移为 0.561 mm,最小安全系数为 5.6。其中,考虑到最大应力 24.811 MPa 远小于尼龙的屈服力 139.043 MPa,说明把手没有发生屈服;最大应变  $2.551 \times 10^{-3}$  和最大位移 0.561 mm,因数值较小,不影响使用,故判定安全可靠;最小安全系数 5.6,根据  $F_{\min} = nF$  ( $F_{\min}$  为最小承载力,  $n$  为最小安全系数,  $F$  为预加力),判断最小可承受力  $F_{\min}$  为 5.6 kN,

已远远大于国家检测标准中的 1 kN。由此综合判断,该设计可靠,可以安全使用。

### 3 质量检测 and 临床试用

产品样机委托国家康复辅具质量监督检验中心分别对把手、拐杖脚、杖身等部位进行静态受力、冲击载荷、疲劳实验等项目的测试,经严格检测,未发生断裂、损坏等现象,符合国家标准,具备临床使用条件。

同时,在样机检验合格的前提下,分别在国家康复辅具研究中心附属医院和临床部进行初步临床试用。在专业医师的指导下,经 5 例偏瘫患者、5 例骨科矫形手术患者、10 例假肢安装者试用,总体感觉良好。具体表现在:①整体高度和把手高度可调,使用灵活;②把手抓握自然舒适,腋下界面柔软舒适;③臂托牢固可靠,利于使用;④结构简单,携带方便。另外,为了进一步量化试验效果,本课题组正在利用 Vicon 三维步态分析系统对拐杖使用步态及其效果进行更深入的研究<sup>[19-20]</sup>。

### 4 结语

本文设计的新型腋拐在结构设计方面考虑人体生物力学的因素,对于力的传导和使用界面进行详细的考究和设计,有效降低二次伤害发生的机率;同时,也为广大下肢残障者的身心健康进一步提供了保障。经前期理论研究、结构设计、理论计算、受力分析、质量检测及初步的临床试用,本设计得到较好的效果,但进一步深入的研究和讨论还需继续进行。

### 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] 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.
- [3] 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.
- [4] 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.
- [5] Millennial Crutch [EB/OL]. <http://www.youliv.com/Erg->

- oConcept/ErgoConcept.aspx.
- [6] 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>.
- [7] Mobilegs [EB/OL]. <http://www.mobilegs.com/index.cfm>.
- [8] 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.
- [9] 丁玉兰. 人机工程学[M]. 北京: 北京理工大学出版社, 2005.
- [10] Borrelli JR, Haslach Jr HW. Compensation for weak hip abductors in gait assisted by a novel crutch-like device [C]// Proceedings of the 26th Southern Biomedical Engineering Conference. College Park, USA; IFMBE, 2010, 32: 122-125.
- [11] Iwami T, Sasaki M, Miyawaki K, *et al.* Biomechanical analysis for FES assisted swing-through gait [C]// Proceedings of 2008 International Symposium on Micro-Nano-Mechatronics and Human Science. Nagoya, Japan; IEEE, 2008: 430-434.
- [12] 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.
- [13] 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.
- [14] 俞鸿儒. 使用拐杖的力学[J]. 力学与实践, 1998, 20(2): 79.
- [15] 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.
- [16] 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.
- [17] 单臂操作助行器要求和试验方法 第1部分: 肘拐. GB/T 19545.1; 2009[S].
- [18] 单臂操作助行器要求和试验方法 第1部分: 腋拐. GB/T 19545.2; 2009[S].
- [19] 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.
- [20] 李剑, 张秀峰, 潘国新. 减重步行康复训练机器人的设计及其临床应用[J]. 医用生物力学, 2012, 27(6): 681-686.  
Li J, Zhang XF, Pan GX. Design and clinical application of body weight support treadmill training robot [J]. J Med Biomech, 2012, 27(6): 681-686.