

文章编号:1004-7220(2018)02-0136-06

克氏针和绷带固定对微创术后拇外翻的生物力学影响

陶 静¹, 郭俊超^{1*}, 樊瑜波^{1,2}

(1. 国家康复辅具研究中心,北京市老年功能障碍康复辅助技术重点实验室,民政部人体运动分析与康复技术重点实验室,北京 100176; 2. 北京航空航天大学 生物与医学工程学院,生物力学与力生物学教育部重点实验室,北京 100191)

摘要:目的 研究第1跖骨远端截骨后克氏针和绷带固定对拇外翻的作用效果。方法 通过拇外翻的医学影像数据建立完整的三维足部有限元模型,此模型包括足骨、籽骨、软骨、韧带、软组织、跟腱等;分别建立克氏针和绷带固定的模型,分析拇外翻平衡站立时的足部受载特点。结果 绷带固定下截骨之间的压应力(14.9 MPa)大于克氏针峰值应力(6.71 MPa)。从背侧、跖侧、内侧、外侧来看,克氏针固定对截骨面的稳定作用都优于绷带固定,更有利于截骨面的稳定。结论 绷带固定可减少截骨端的愈合时间,有利于临床上拇外翻术后固定方式的优化选择。

关键词:拇外翻;克氏针;纱布绷带;截骨面

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2018.02.008

Biomechanical Study on Kirschner and Bandage Fixation for Treatment of Hallux Valgus after Minimally Invasive Surgery

TAO Jing¹, GUO Junchao^{1*}, FAN Yubo^{1,2}

(1. Beijing Key Laboratory of Rehabilitation Technical Aids for Old-Age Disability, Key Laboratory of Human Motion Analysis and Rehabilitation Technology of the Ministry of Civil Affairs, National Research Center for Rehabilitation Technical Aids, Beijing 100176, China; 2. Key Laboratory for Biomechanics and Mechanobiology Ministry of Education, School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China)

Abstract: Objective To investigate the effect of Kirschner and bandage fixation on the hallux valgus (HV) after distal osteotomy of the first metatarsus. **Methods** A comprehensive three-dimensional finite-element model of the foot was established based on medical images of the foot of a patient with HV, including bones, sesamoid, cartilage, ligaments, soft tissues, and Achilles tendon. The models of Kirschner and bandage fixation were also established to investigate the biomechanical behavior of the foot with HV during full weight-bearing standing. **Results**

The compressive stress (14.9 MPa) between the osteotomy fragment surfaces in bandage fixation was higher than the peak stress of the Kirschner needle (6.71 MPa). The Kirschner fixation was better than the bandage fixation from the dorsal, plantar, medial, and lateral foot. Therefore, it was more favorable for the stability of the osteotomy. **Conclusions** The bandage fixation can reduce the healing time of osteotomy, providing an optimal design for fixation methods after hallux valgus operations.

Key words: hallux valgus; Kirschner needle; bandage fixation; osteotomy fragments

收稿日期:2017-07-05; 修回日期:2017-09-20

基金项目:科技部研发专项(2016YFB1101101,2016YFB1101102),国家自然科学基金项目(11572029,11702068,11120101001,11602063)

通信作者:樊瑜波,教授,博士研究生导师,E-mail: yubofan@buaa.edu.cn

* 共同第一作者

拇外翻是一种常见的足部疾病,其发病率为2%~33%^[1-3],男女比例约为1:9^[4]。研究表明,拇外翻发病原因有明显的遗传倾向,多数学者认为鞋袜与拇外翻的致病原因密切相关^[3,5]。其症状为足部第1跖列向外偏斜,并常伴有拇囊炎。一般认为,拇外翻角(hallux valgus, HVA)大于15°即为拇外翻病症^[6]。拇外翻严重者会影响患者第2跖列功能,乃至正常生活。

拇外翻不能自体修复,需要通过物理矫形或手术方法治疗。而手术治疗被认为是目前最有效的治疗方法^[7]。传统的手术切口大、愈合慢,给患者造成很大的创伤^[8]。随着医学技术的发展,微创手术逐渐应用到拇外翻的治疗中。其中,Bösch手术^[9]、Giannini^[10]的经皮截骨技术和温氏手术^[9-13]这3种手术方法及临床跟踪的报道比较全面。前两种主要采用克氏针固定,温氏手术则主要采用绷带固定。但为了保证截骨面的愈合,截骨端必须有足够的稳定性^[14],并且能使伤口很快愈合。有研究通过尸体试验比较了近端新月形截骨后采用空心钉和克氏针固定的稳定性差异^[15]。也有学者研究了V型截骨方式中螺钉参数和数目对术后固定结构的影响^[16-17]。鉴于尸体研究存在诸多局限性,有限元方法逐渐应用到拇外翻的研究中^[18]。有学者通过建立第1跖骨的有限元模型,比较不同截骨术后第1跖骨力学环境的差异,为临床治疗选择提供参考^[2,19]。

为研究拇外翻微创手术后不同固定方式的作用效果,本文建立了拇外翻足部三维有限元模型,量化分析第1跖骨远端截骨后克氏针固定和绷带固定对拇外翻患者的影响。

1 方法

基于1位青年中度拇外翻女性患者(体重62 kg,身高163 cm)的右足CT图像建立模型。除拇外翻之外,该患者没有其他足部以及肌骨系统损伤的病患或症状。采用螺旋CT对该患者足部处于中立位时进行扫描,获得CT断层图像扫描时患者佩戴矫形器以保持足部关节的位置,层厚1 mm,间距1 mm,共660张。采用Mimics 10.01(Materialise公司,比利时)和Geomagic 12.0(Raindrop Geomagic公司,美国)重建扫描轮廓后,生成

足部三维实体有限元模型,包含胫骨、腓骨、距骨、跟骨、足舟骨、骰骨、楔骨(共3块)、跖骨(共5块)、趾骨(共14块)、籽骨(共2块),以及足部的皮肤软组织(见图1)。骨骼之间通过软骨连接,采用Rapidform 2006(Inus Technology公司,韩国)建立韧带模型。跖筋膜、韧带的附着点位置参考解剖图谱建立,韧带包括足跟腓韧带、距舟韧带、跟舟韧带、足底长韧带、骰舟背侧韧带、拇跖背侧韧带、内侧三角韧带、楔舟韧带、足底长韧带等。第1跖骨的截骨和矫正在CATIA软件(Dassault Systèmes公司,法国)中构建,并参考Bösch手术和温氏手术过程。建立直径2 mm的克氏针固定模型,并将其固定到截骨后足部模型的第1跖列位置。由于纱布绷带是一种多孔的编织材料,很难确定其材料属性,故通过测量绷带包扎下皮肤受到的压力,作为外载荷模拟绷带固定的作用力。采用薄膜压力测量仪测量该作用力,在治疗医师的协助下,将传感器放于术后病人足部相应的位置,在患者平衡站立时记录仪器的读数。

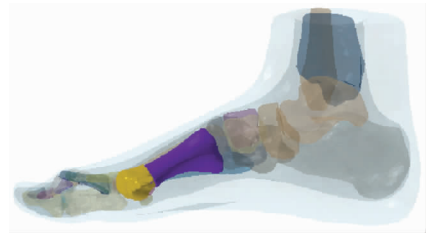


图1 足部骨骼模型

Fig.1 Model of foot bones

根据绷带缠绕的特点以及压力测量结果,将包扎部位分为第1跖骨(“8”字缠绕交叉处)、前足其他部位(绷带环绕部分)、拇趾(“8”字缠绕前半部),共3个部分。通过计算获得第1跖骨处绷带产生的压强为21.6 kPa,前足其他部分的压强为11.6 kPa,拇趾处的压强为42.0 kPa。将上述计算结果作为载荷加载到足部模型被绷带包扎的相应部位。

为了简化计算,所有足部组织都被理想化为均匀、各向同性、线弹性的材料。骨骼的弹性模量和泊松比分别为7.3 GPa和0.3^[20]。皮肤软组织的弹性模量和泊松比分别为1.15 MPa和0.49^[21]。地面模拟患者赤脚接触的部分,考虑到在整个模型

中,地面的弹性模量远大于足部组织。定义地面结构为刚体,弹性模量为 17 GPa,泊松比为 0.3^[23]。肌肉采用连接单元,利用轴向类型的连接结构,表示两点之间的相对运动,模拟两点间的弹簧连接、阻尼器连接以及点与点之间有缝隙的接触^[25],可以很好体现单元之间的被动张力。为了模拟韧带和足筋膜的不可压缩性质,赋予其截面“仅拉伸”的杆单元属性。韧带的截面面积为 18.4 mm²,足筋膜的横截面积为 58.6 mm²^[23]。网格划分在 ABAQUS 6.13 (ABAQUS 公司,美国)中完成,主要划分为4 面体网格,网格尺寸大小设置为 2~3 mm,保证几何模型的细节。模型共有单元 386 865,节点数为 203 065 (见表 1)。

表 1 单元类型和材料属性

Tab. 1 Element types and material properties

组件	单元类型	E/MPa	ν
骨 ^[20]	四面体	7 300	0.30
软骨 ^[22]	四面体	10	0.40
软组织 ^[21]	四面体	1.15	0.49
韧带 ^[23]	杆单元	260	—
足筋膜 ^[23]	杆单元	350	—
地面 ^[23]	六面体	17 000	0.30
克氏针 ^[24]	六面体	187 500	0.33

拇外翻关注的重点是足部第 1 跖列。除第 1 跖列外,其他关节间的接触摩擦系数设为 0。足与地面之间的摩擦系数为 0.6^[26]。模拟双足平衡站立时,足部的受载特点。根据相对运动的理论,加载胫腓骨末端竖直向上的力,大小约为体重的 50%。跟腱力为地面反作用力 (ground reaction force, GRF) 的 50%^[27]。截骨面间的摩擦系数通过尸体实验测量得到,大小为 0.6^[28] (见图 2)。

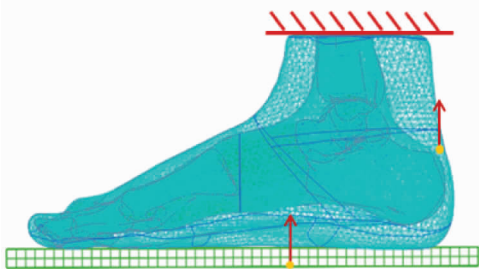


图 2 足有限元模型及边界条件设置

Fig. 2 Finite element model of the foot and setting of the loading boundary

2 结果

2.1 验证计算结果

如图 3 所示,验证计算得到的结果云图和实验得到拇外翻病人的足底压力分布趋势基本一致。足底受力为:前足 75.3 N (24.5% GRF)、中足 50.5 N (16.5% GRF)、后足 180.8 N (59.0% GRF),与文献[29]中计算的前足 51.1 kPa (26.4% GRF)、中足 47.6 kPa (13.6% GRF)、后足 290.1 kPa (60.0% GRF) 相似。以足后跟峰值应力和实验压力值将足底第 1、2、3、4、5 跖骨头下的最大值进行归一化处理,结果表明计算值和实验值能够很好地吻合。

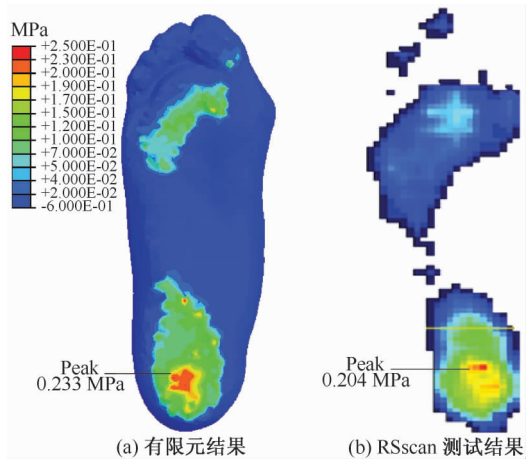


图 3 足底压力预测

Fig. 3 Plantar pressure prediction (a) FE result, (b) RSscan measurement

2.3 固定计算结果

足部站立受载时,第 1 跖骨远端、近端截骨面的位置会发生变化,其相对位移能够充分说明截骨面结构的稳定情况。在远、近端截骨面选取对应的节点对作为特征点,计算特征点对之间的相对位移,说明截骨面结构的相对变化 (见图 4)。

从三维空间的角度说明截骨端相对运动,利用向量来描述空间位置。以近端截骨面为 $X-Y$ 平面建立局部坐标系, X 正方向定义为从生理结构的内外方向。远端截骨面初始法向量为 $[0, 0, 1.000 0]$ 。加载后获取远端截骨面上 3 点坐标,计算远端截骨面的平面法向量。结果显示,克氏针固定下远端截骨面所在平面法向量为 $[0.000 2, 0.000 3, 1.000 0]$, 绷

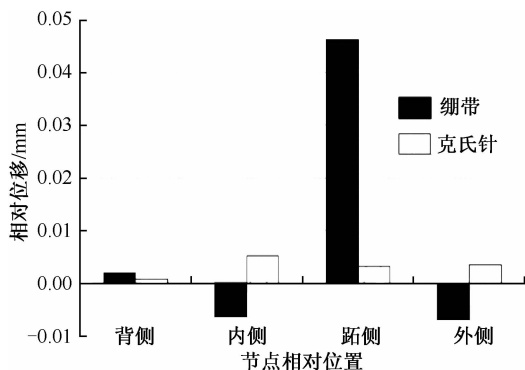


图4 截骨面的相对位移
Fig. 4 Relative displacement of the osteotomy fragment

带固定下法向量为 $[-0.1032, 0.0069, 0.9946]$ 。空间坐标系中的位置变化趋势如图5所示,其中,红、蓝、绿线分别代表克氏针固定、绷带固定、初始法向量的空间位置。

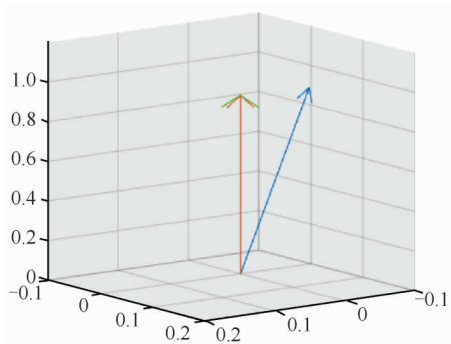


图5 远端截骨面法向量
Fig. 5 Normal vector of the distal osteotomy fragment

两种固定情况下,截骨端的应力分布如图6所示。克氏针、绷带粘膏带固定时远端截骨面的峰值应力分别为6.71、14.90 MPa。

3 讨论

拇外翻的治疗主要是为了矫正畸形、恢复足功能。尽管目前拇外翻的治疗方案达150多种,但也无确定的治疗方法,术后复发、疼痛等仍然是患者的主要并发症^[30-31]。本文研究了微创手术后的两种固定方法,其手术的共同特点都是采用第1跖骨远端截骨治疗,术后需采用外固定维持远端截骨面的位置。

从截骨端的稳定性来看,4个方位特征节点之间的相对位移和变化方向并不相同(见图5),说

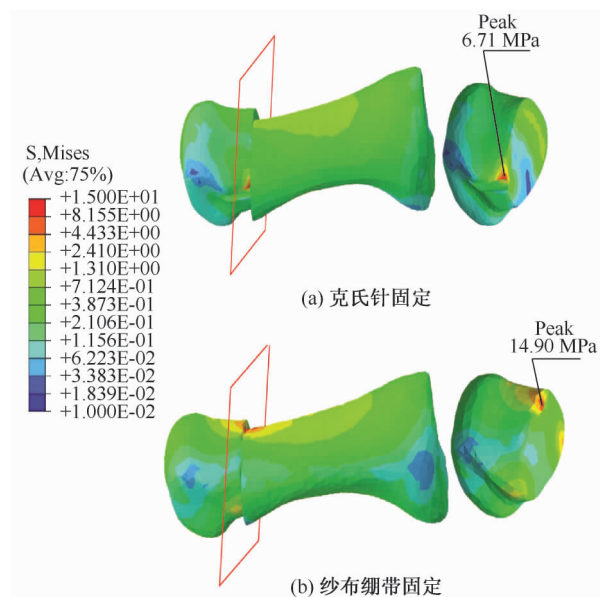


图6 第1跖骨及远端截骨面的应力分布
Fig. 6 Stress distributions on the first metatarsal bone and distal osteotomy fragment (a) Kirschner fixation, (b) Bandage fixation

明足部受力时,截骨端间存在复杂的三维运动,运动形式不仅有平动还有转动。克氏针固定时,特征点位移小,远端截骨面法向量几乎没有改变,说明截骨面间的结构比较稳定。从应力分布来看,截骨面的应力较小(6.71 MPa),且存在局部接触力过大的情况。原因可能是克氏针在截骨结构中受到和骨骼之间的摩擦力、弯矩等作用,在和骨骼的连接中起到刚性支撑的作用,导致截骨面的接触不充分,因而应力较小^[15]。临床跟踪中有些病例出现克氏针回退的现象,可能与克氏针的这种作用有关^[9-10]。临床 Bösch 和 Giannini 手术矫正后拇外翻复发率较高,推测克氏针固定时截骨端受到的应力较小,4~6周愈合移除克氏针后,截骨面受力会突然增大,这可能是拇外翻复发率高的原因。而绷带固定时远端截骨面的位移、法向量变化相对克氏针稍大,存在截骨间的微动现象^[12]。然而,绷带固定能使第1跖骨远端截骨后有一定的内在稳定性,故在这种固定的作用下不会出现较大的移动^[32]。根据温氏术后固定法建立的术后疗效评价标准,跟踪调查显示短期手术优良率为98.5%,长期随访(平均随访时间7.5年)满意度96%^[33],其包扎方式在 Bösch 手术中也有尝试。例如,在一例患者克氏针

脱落后,研究者就采用了绷带固定的方式保持矫正结构,截骨也成功愈合^[32]。

从截骨端固定的稳定性来看,克氏针起到很好的稳定作用(见图5)。然而克氏针固定时,一部分克氏针需留在皮肤外面,并且对于鞋的要求较高,也很容易引起皮肤感染^[9-10];在术后还需进行二次手术取出固定物,增加了患者的痛苦和经济成本。采用绷带固定时,患者只需要定期到医院更换包扎即可,无感染风险^[12]。当然,如果患者不能及时更换包扎或者活动过多,其松弛变形就会失去截骨端的固定作用,从而影响截骨端的愈合。且绷带固定增加了截骨端的应力,高应力能促进截骨面的成骨纤维细胞分化以及截骨面的愈合^[12],有利于缩短患者的恢复时间。临床跟踪调查结果显示,这种微创的小切口手术和绷带呈“8”字缠绕法,不影响患者术后着地的日常生活,但应注意截骨端的过度载荷。

对于实验测量的有效性,有研究表明,力学实验测量的截骨端稳定性及力学性能,是通过选取第1跖骨或其模型进行测试,并且很难获得拇外翻足的样本,故采用正常足第1跖骨样本代替拇外翻足进行实验的方法对结果的影响未知^[15]。本文建立了完整的拇外翻足部有限元模型,再现病态情况下第1跖骨的形态,量化足内部的力学信息,避免了人为因素导致的误差;模拟了平衡站立时拇外翻足部的受力特点,而背屈/跖屈角度过大可能会导致截骨面的松动,这在实验测量中对患者存在一定的手术失效风险。背屈/跖屈对截骨面的愈合是否有利,还需要进一步的研究证实^[34]。

4 结语

本文根据CT图像建立完整的拇外翻足部有限元模型,并分别建立微创截骨术后克氏针固定和绷带固定的模型,模拟不同固定方式下拇外翻足平衡站立的工况。通过分析克氏针固定和绷带固定对第1跖列的生物力学影响发现,克氏针能很好地稳定截骨端的移动,但绷带固定更利于截骨端的快速愈合。研究结果为临床中拇外翻术后的固定选择及优化提供参考。

参考文献:

- [1] HEIZMANN V, CAPANNI F, ENGLEDER T, *et al.* Development of an extraosseous nitinol implant for the hallux valgus treatment: Preliminary mechanical investigations, design and numerical simulation [J]. *Biomed Tech*, 2012, 57(S1): 918-921.
- [2] MATZAROGLOU C, BOUGAS P, PANAGIOTOPOULOSE, *et al.* Ninety-degree chevron osteotomy for correction of hallux valgus deformity: Clinical data and finite element analysis [J]. *Open Orthop J*, 2010, 4: 152-156.
- [3] FAVRE P, FARINE M, SNEDEKER JG, *et al.* Biomechanical consequences of first metatarsal osteotomy in treating hallux valgus [J]. *Clin Biomech*, 2010, 25(7): 721-727.
- [4] THOMAS S, BARRINGTON R. Hallux valgus. Osteoinductive gel in cementless hip joint replacement: A randomized prospective study [J]. *Curr Orthopaed*, 2003, 17(4): 299-307.
- [5] KATO T, WATANABE S. The etiology of hallux valgus in Japan [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1981, 157: 78-81.
- [6] EASLEY ME, TRNKA HJ. Current concepts review: Hallux valgus. Part I: Pathomechanics, clinical assessment, and nonoperative management [J]. *Foot Ankle Int*, 2007, 28(5): 654-659.
- [7] MAFFULLI N, LONGO UG, MARINOZZI A, *et al.* Hallux valgus: Effectiveness and safety of minimally invasive surgery. A systematic review [J]. *Br Med Bull*, 2011, 97(1): 149-167.
- [8] EASLEY ME, TRNKA HJ. Current concepts review: Hallux valgus. Part II: Operative treatment [J]. *Foot Ankle Int*, 2007, 28(6): 748-758.
- [9] MARKOWSKI HP, BOSCH P, RANNICHER V. Surgical technique and preliminary results of a percutaneous neck osteotomy of the first metatarsal for hallux valgus [J]. *Foot*, 1992, 2(2): 93-98.
- [10] BOSCH P, WANKE S, LEGENSTEIN R. Hallux valgus correction by the method of bosch: A new technique with a seven-to-ten-year follow-up [J]. *Foot Ankle Clin*, 2000, 5(3): 485-498.
- [11] SANDRO G, FRANCESCO C, ROBERTO B, *et al.* Hallux valgus surgery: The minimally invasive bunion correction (SERI) [J]. *Tech Foot Ankle Surg*, 2003, 2(1): 11-20.
- [12] SANDRO G, CESARE F, MATTEO N, *et al.* A minimally invasive technique for surgical treatment of hallux valgus: Simple, effective, rapid, inexpensive (SERI) [J]. *Inter Orthop*, 2013, 37(9): 1805-1813.
- [13] 温建民, 桑志成, 林新晓, 等. 小切口手法治疗拇外翻临床研究——附535例(986足)研究报告 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2002, 9(1): 27-29.
- [14] TRANKA HJ, PARKS BG, IVANIC G, *et al.* Six first metatarsal shaft osteotomies: Mechanical and immobilization

- comparisons [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2000, 381: 256-265.
- [15] BOZKURT M, TIGARAN C, DALSTRA M, *et al.* Stability of a cannulated screw versus a kirschner wire for the proximal crescentic osteotomy of the first metatarsal: A biomechanical study [J]. *J Foot Ankle Surg*, 2004, 43(3): 138-143.
- [16] KHURI J, WERTHEIMER S, KRUEGER J, *et al.* Fixation of the offset V osteotomy: Mechanical testing of 4 constructs [J]. *J Foot Ankle Surg*, 2003, 42(2): 63-67.
- [17] JACOBSON K, GOUGH A, MENDICINO SS, *et al.* Mechanical comparison of fixation techniques for the offset V osteotomy: A saw bone study [J]. *J Foot Ankle Surg*, 2003, 42(6): 339-343.
- [18] WANG Y, WONG DW, ZHANG M. Computational models of the foot and ankle for pathomechanics and clinical applications: A review [J]. *Ann Biomed Eng*, 2016, 44(1): 213-221.
- [19] 刘颖, 周思远, 郑拥军, 等. 基于有限元分析腓肠肌作用力对足部生物力学的影响[J]. *医用生物力学*, 2016, 31(5): 437-442.
- LIU Y, ZHOU SY, ZHENG YJ, *et al.* Effects of gastrocnemius muscle force on foot biomechanics based on the finite element analysis [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(5): 437-442.
- [20] GEFEN A, MEGIDO-RAVID M, ITZCHAK Y, *et al.* Biomechanical analysis of the three-dimensional foot structure during gait: A basic tool for clinical applications [J]. *J Biomech Eng*, 2000, 122(6): 630-639.
- [21] QIAN ZH, REN L, DING Y, *et al.* A dynamic finite element analysis of human foot complex in the sagittal plane during level walking [J]. *PLoS One*, 2013, 8(11): 268-275.
- [22] BAYOD J, LOSA-IGLESIAS M, BECERRO DBR, *et al.* Advantages and drawbacks of proximal interphalangeal joint fusion versus flexor tendon transfer in the correction of hammer and claw toe deformity. A finite-element study [J]. *J Biomech Eng*, 2010, 132(5): 0510021-0510027.
- [23] KIA C, YOSHIDA R, COTE M, *et al.* First metatarsophalangeal contact properties following proximal opening wedge and scarf osteotomies for hallux valgus correction: A biomechanical study [J]. *Foot Ankle Int*, 2017, 38(4): 430-435.
- [24] GALUAN JC, LARREA MT, BRACERAS M, *et al.* *In vitro* corrosion behavior of surgical 316LVM stainless steel modified by Si ion implantation: An electrochemical impedance spectroscopy study [J]. *J Alloy Compd*, 2016, 676: 414-427.
- [25] 周嘉骏, 张洪涛, 罗宗平, 等. 高跟鞋与足部跖间应力关系的有限元分析[J]. *医用生物力学*, 2016, 30(4): 506-509.
- ZHOU JJ, ZHANG HT, LUO ZP, *et al.* Finite element analysis on relationship between wearing high-heeled shoes and stresses in intermetatarsal region of foot [J]. *J Med Biomech*, 2016, 30(4): 506-509.
- [26] ZHANG M, MAK A. *In vivo* skin frictional properties [J]. *Prosthet Orthot Int*, 1999, 23(2): 135-141.
- [27] CHEUNG JT, ZHANG M. A 3-dimensional finite element model of the human foot and ankle for insole design [J]. *Arch Phys Med Rehab*, 2005, 86(2): 353-358.
- [28] 孙卫东, 温建民, 胡海威, 等. 拇外翻第1跖骨颈部不同截骨角度截骨端稳定性有限元分析[J]. *中华损伤与修复杂志(电子版)*, 2012, 7(5): 22-25.
- [29] ISVILANONDA V, DENGLER E, IAQUINTO JM, *et al.* Finite element analysis of the foot: Model validation and comparison between two common treatments of the clawed hallux deformity [J]. *Clin Biomech*, 2012, 27(8): 837-844.
- [30] TRNKA HJ, KRENN S, SCHUH R. Minimally invasive hallux valgus surgery: A critical review of the evidence [J]. *Int Orthop*, 2013, 37(9): 1731-1735.
- [31] RADWAN YA, MANSOUR AM. Percutaneous distal metatarsal osteotomy versus distal chevron osteotomy for correction of mild-to-moderate hallux valgus deformity [J]. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2012, 132(11): 1539-1546.
- [32] TONG CK, HO YF. Use of minimally invasive distal metatarsal osteotomy for correction of hallux valgus [J]. *J Orthop Trauma Rehabil*, 2012, 16(1): 16-21.
- [33] 孙卫东, 温建民, 胡海威, 等. 微创截骨治疗拇外翻的远期疗效分析[J]. *中华骨科杂志*, 2010, 30(11): 1133-1137.
- [34] BRILAKIS E, KASELOURIS E, XYPNITOS F, *et al.* Effects of foot posture on fifth metatarsal fracture healing: A finite element study [J]. *J Foot Ankle Surg*, 2012, 51(6): 720-727.