



# 内翻式落地足跖骨力学反应研究

顾耀东<sup>1</sup>, 李建设<sup>1</sup>, 曾衍钧<sup>2</sup>

**摘要:** 根据足三维有限元模型探究跖骨在不同角度内翻状态下力学状态变化。研究结果显示内翻态峰值应力集中于第五跖骨基底,体现了落地时前掌跖骨应力分布。该模型大致反映了足部结构在非正常落地时前掌支撑力学功能,并为损伤原理提供一定指导。

**关键词:** 内翻; 跖骨; 有限元

中图分类号: G804.6 文献标识码: A 文章编号: 1006-1207(2009)02-0061-03

## Mechanical Response of Metatarsals at Different Inversion Landings

GU Yao-dong<sup>1</sup>, LI Jian-she<sup>1</sup>, ZENG Yan-jun<sup>2</sup>

(Zhejiang College of Sports, Hangzhou 311123 China)

**Abstract:** The article tries to explore the mechanical changes of metatarsals at different inversion landings based on three-dimensional finite element model of foot. The result shows that the peak stress concentration centers on the proximal part of the fifth metatarsal during inversion landing. This shows the metatarsal stress distribution on landing. The model more or less reflects the forefoot metatarsal support functions during abnormal landing and provides assistance for injury diagnosis.

**Key words:** inversion; metatarsal; finite element

## 1 前言

跖骨为前掌提供了广阔的足底负荷分担,在足推进及支撑中发挥着重要力学功能。然而,此处又是运动损伤易发部位:运动员发生压力性骨折高达20%,而11%的骨折部位在第二跖骨;在部队中,23%的新兵发生骨折部位在跖骨<sup>[1,2]</sup>;Milgrom等<sup>[3]</sup>研究发现,295名士兵中有184名发生压力性骨折,而这其中又有4名是跖骨骨折占7.6%。

跑动中足底压力测试发现,跖骨底为前掌支撑阶段峰值压力出现部位<sup>[4]</sup>。不过Bennell等<sup>[5]</sup>统计结果显示跖骨损伤人群正常运动中的压力分布形式与正常人群并无任何差异。运动中足部的动作位置可能与损伤存在着一定关系:当足跖屈内翻时,常常造成外侧跖骨及外侧副韧带的损伤<sup>[6,7]</sup>。然而,大部分的足内翻研究集中在踝关节扭伤<sup>[8,9]</sup>。由于跖骨外部经足软组织包裹,常规的生物力学实验方法很难获得内部骨骼的动力学及运动学信息,而且类似内翻等危险性动作直接进行实验分析又存在着实验被试一定的安全风险。因此,有限元分析常成为足部力学分析中的有效工具<sup>[10~13]</sup>。计算机仿真不仅可以量化学反应,而且参数化的条件控制又丰富了实验条件影响。足部正常步态,特殊步态,病足步态中的跖骨的应力分析已获得较好的评价,内翻式落地中跖骨应力分布情况还处于空白。本研究通过对目前较完善的足部模型在内翻式落地中跖骨应力分析,为运动损伤,医学诊断及运动鞋的有效保护提供重要的力学数据。

## 2 研究方法

足部模型选自一健康男子(年龄:28岁;身高:176 cm;体重:72 kg),无足部疾病和足部损伤史,身体状况和运

动力均良好。足处于自然无荷载状态时作螺旋CT扫描。图象导入MIMICS 8.0获得骨骼边界条件,在专业骨科医师指导下,通过SolidWorks 2005装配处理建立实体(图1)。

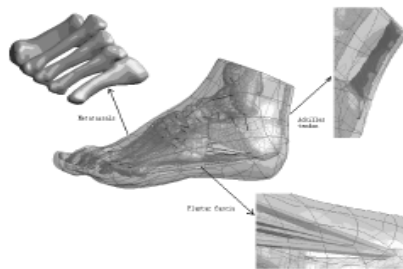


图1 足三维实体模型

Figure 1 Three-Dimensional Solid Model of Foot

实体导入ANSYS9.0进行有限元分析。足部三维模型包含了28块骨骼、足底腱膜、跟腱以及周围软组织。骨间软骨通过布尔运算填充,韧带由骨骼上的附着点连线定义,附着点信息参考Rohen和Yokochi的解剖图片<sup>[14]</sup>。大部分组织定义为均值、等向、线弹性材料<sup>[10,15]</sup>(见表1)。足底后跟软组织的硬度的应力应变数据参考Lemmon的活体超声测量结果<sup>[16]</sup>,跟腱材料数据参考Lichtwark和Wilson测量结果<sup>[17]</sup>。为体现非线性特征,其力学特性用Ogden模型应变能密度函数来描述:

$$U = \frac{2\mu}{a^2} (\lambda_1^a + \lambda_2^a + \lambda_3^a - 3)$$

其中U为参考体积每单位应变能,μ和a为材料参数见表2。

收稿日期: 2008-11-12

论文说明: 第十二届全国运动生物力学大会入选论文

第一作者简介: 顾耀东(1981-),男,英国利物浦约翰摩尔大学博士,主要研究方向:运动生物力学和体育工程学。

作者单位: 1.浙江体育职业技术学院 杭州 311123; 2.北京工业大学,北京 100124

表1 足部材料参数及单元类型  
Table I Foot Material Parameters and Unit Types

	杨氏模量(MPa)	泊松比	单元类型
骨骼	7300	0.3	四面体
软骨	1	0.4	四面体
支撑板	17 000	0.1	四面体
足底腱膜	350	0.48	四面体
韧带	260	0.48	受拉二力杆

表2 足周软组织、跟腱材料参数  
Table II Foot Soft Tissue and Achilles Tendon Material Parameters

	$\mu$	$\alpha$
足周软组织	14.3 Kpa	7.3
跟腱	433.2 Mpa	-18.3



图2 足落地姿势模拟  
(a) 正常落地; (b) 20° 内翻  
Figure 2 Simulation of Foot Landing Position  
(a) Normal Landing (b) 20o Inversion

取不同内翻角度(5°~20°)落地为支撑条件(图2)。为了分析内翻角度对不同跖骨应力分布特征影响,支撑板底部400牛顿垂直力为载荷条件,且约束平板水平方向移动位移。200牛顿跟腱力起平衡作用<sup>[18]</sup>,足部软组织、胫骨、腓骨的远端上表面为完全固定。有限元模型计算可靠性通过站立态 Novel emed 足底压力测试验证。

### 3 结果与分析

足三维模型的足底压力数据预测值与实验测量值有较好的一致行(图3)。双足站立态中,Novel emed测量所得最大压强出现在足跟部区,前掌峰值压强出现在第一跖骨底,压强值分别为175 kpa和115 kpa;有限元预测此两部位的峰值压强值分别为157 kpa和121 kpa。

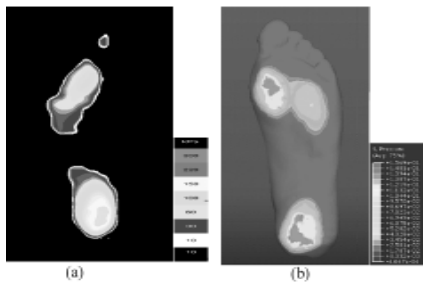


图3 站立态足底压力分布  
(a) Novel emed 测量; (b) 有限元计算  
Figure 3 Sole Stress Distribution at Standing Position  
(a) Novel emed Measurement (b) Finite Element Calculation

随着内翻角度的增加,跖骨峰值应力位置从第二跖骨转移到第五跖骨(图4)。正常落地状态,中间跖骨承担了大部分压力,最高应力(6.65 Mpa)位于第二跖骨颈,其他跖骨峰值应力分别为5.83 Mpa(第三跖骨)、5.38 Mpa(第四跖骨)、3.69 Mpa(第一跖骨)、2.21 Mpa(第五跖骨)。当足处于内翻姿势时,跖骨应力分布状态大幅度改变,外侧跖骨开始起主要支撑作用。各内翻状态跖骨应力有限元预测峰值见图5。



图4 跖骨应力分布  
(a) 正常落地; (b) 20度内翻  
Figure 4 Metatarsal Stress Distribution  
(a) Normal Landing (b) 20o Inversion

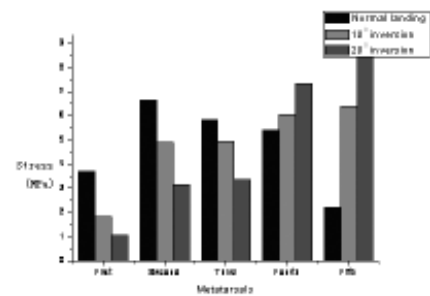


图5 不同落地状态下各跖骨峰值应力值  
Figure 5 Metatarsal Peak Stress Value at Different Positions of Landing

以往的足内翻状态下生物力学研究集中于踝关节本体感受、外侧副韧带损伤、肌肉等动力量训练及反应时等<sup>[7~9]</sup>,内翻状态下跖骨应力分布研究几乎空白。根据有限元分析结果,内翻状态下,外侧跖骨比起主要支撑作用,因此也造成内翻跖骨损伤主要集中在外侧。第二跖骨为正常落地各跖骨中最大应力出现处,相关步态有限元研究中<sup>[10, 19]</sup>,中间跖骨亦为最高应力处,且很好的解释了第二跖骨为应力性骨折高发部位的力学机理。外侧跖骨的高应力集中为内翻落地状态下一显著特征。尤其是第五跖骨,尽管正常运动状态下受力较小,但却成为内翻状态下关键支撑部分。Sherriff<sup>[20]</sup>认为第五跖骨基底的血供不足造成此处骨折部位的分水岭,但从本研究结果发现第五跖骨基底内侧的应力集中易发生应力性骨折。由于足模型并未非常精细,附着第五跖骨上的第三腓骨肌,腓骨短肌,小趾展肌等肌腱还没有建立,内翻状态下肌腱牵拉(肌肉收缩)第五跖骨的力学反应还未模拟。Richli 和 Rosenthal<sup>[21]</sup>调查发现足内翻往往伴随着第五跖骨粗隆撕脱骨折,从本研究外部压力冲击反应下探得第五跖骨粗隆处应力不大,因此可推测此处骨折主要由于肌腱牵拉所致。



#### 4 结论

有限元分析方法已被广泛应用于运动生物力学领域。尤其在人体力学仿真中,更体现出它的优越性:可高度模拟物体结构与材料的特性;进行精确的计算分析同时,给予形象的、直观的定性研究;分析研究的重复性好、应用面广、适应性强;通过模拟分析方法,研究实验方法所不能研究的工况,得到客观实体在实验法中难以得到的研究成果。

#### 参考文献

- [1] Matheson GO, Clement DB, McKenzie DC, Taunton JE, Lloyd-Smith DR, MacIntyre JG.(1987). Stress fractures in athletes. A study of 320 cases[J]. *Am.J.Sports Med*, 15:46-58.
- [2] McBryde AM, Jr.(1985). Stress fractures in runners[J]. *Clin. Sports Med*, 4:737-52.
- [3] Milgrom C, Giladi M, Stein M, Kashtan H, Margulies JY, Chisin R et al.(1985). Stress fractures in military recruits:A prospective study showing an unusually high incidence[J]. *J.Bone Joint Surg.Br*, 67:732-735.
- [4] De Cock A, De Clercq D, Willems T, Witvrouw E.(2005). Temporal characteristics of foot roll-over during barefoot jogging: reference data for young adults[J]. *Gait Posture*,21: 432-439.
- [5] Bennell, K., Crossley, K., Jayarajan.(2004).Ground reaction forces and bone parameters in females with tibial stress fracture [J]. *Medicine and Science in Sports and Exercise*,36, 397-404.
- [6] Wright IC, Neptune RR, van den Bogert AJ, Nigg BM.(2000). The influence of foot positioning on ankle sprains. *J Biomech*, 33:513-519.
- [7] Baumhauer JF, Alosa DM, Renstrom PA, Trevino S, Beynnon BD.(1995). A prospective study of ankle injury risk factors. *Am J Sports Med*,23:564-570.
- [8] McKay GD, Goldie PA, Payne WR, Oakes BW.(2001).Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. *Br J Sports Med* ,35:103-108.
- [9] Beynnon BD, Renstrom PA, Alosa DM, Baumhauer JF, Vacek PM.(2001). Ankle ligament injury risk factors: a prospective study of college athletes. *J Orthop Res*,19:213-220.
- [10] Gefen, A, Megido-Ravid, M, Itzhak, Y, Arcan, M. (2000). Bio-mechanical analysis of the three-dimensional foot structure during gait: a basic tool for clinical applications[J]. *Journal of Biomechanical Engineering*,122, 630-639.
- [11] Chen, WP, Tang, FT, Ju, CW.(2001). Stress distribution of the foot during mid-stance to push-off in barefoot gait: a 3-D finite element analysis[J]. *Clinical Biomechanics*,16, 614-620.
- [12] 顾耀东, 李建设, 陆毅琛, 张波. 提踵状态下足纵弓应力分布有限元分析[J]. *体育科学*, 2005, (25) 11, 85-87
- [13] Gu YD, Li JS, Ren XJ, Mark Lake. (2007).The mechanical response of Achilles tendon during different kinds of sports[J], *Communications in Numerical Methods in Engineering*, DOI: 10.1002/cnm.1096.
- [14] Rohen, J, Yokochi, C.(1988).Color Atlas of Anatomy-A Photographic Study of the Human Body, Second ed. Igaku-Shoin New York, NY.
- [15] Cheung, JTM., Zhang, M, An, KN.(2004). Effects of plantar fascia stiffness on the biomechanical responses of the ankle-foot complex[J]. *Clinical Biomechanics*, 19 (8), 839-846.
- [16] Lemmon, D, Shiang, TY, Hashmi, A, Ulbrecht, JS, Cavanagh, PR.(1997). The effect of insoles in therapeutic footwear: a finite element approach[J]. *Journal of Biomechanics*, 30, 615-620.
- [17] Lichtwark GA, Wilson AM.(2005). In vivo mechanical properties of the human Achilles tendon during one-legged hopping[J]. *The Journal of Experimental Biology*, 208, 4715-4725.
- [18] Simkin, A.(1982). Structural analysis of the human foot in standing posture. Ph.D. Thesis, Tel Aviv University,Tel Aviv, Israel.
- [19] Cheung, JTM., Zhang, M, Leung, KL, Fan, YB.(2005). Three dimensional finite element analysis of the foot during standing - a material sensitivity study[J]. *J. Biomech*, 38, 1045-1054.
- [20] Shereff MJ, Yang QM, Kummer FJ.(1991). Vascular anatomy of the fifth metatarsal [J]. *Foot and Ankle*,11:350-353.
- [21] Richli WR, Rosenthal DJ.(1984). Avulsion fractures of the fifth metatarsal: experimental study of pathomechanics[J]. *Am J Roentgenol*,145,889-891.

(责任编辑: 何聪)