

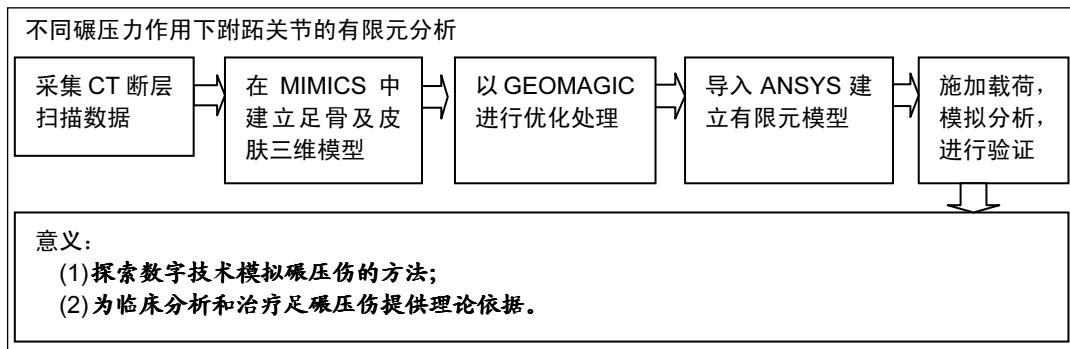
足部有限元模型模拟碾压伤的生物力学分析

张宏¹, 范雅丽¹, 杨东浩¹, 任国山², 周宇宁², 闫占平¹ (¹石家庄医学高等专科学校解剖教研室, 河北省石家庄市 050599; ²河北医科大学解剖教研室, 河北省石家庄市 050017)

DOI:10.3969/j.issn.2095-4344.1118

ORCID: 0000-0002-5101-1450(任国山)

文章快速阅读:



张宏, 男, 1976 年生, 河北省张家口市人, 汉族, 2007 年河北医科大学毕业, 讲师, 主治医师, 主要从事临床应用解剖学和数字解剖学研究。

通讯作者: 任国山, 教授, 河北医科大学解剖教研室, 河北省石家庄市 050017

文献标识码: B

稿件接受: 2018-11-12



文题释义:

Von Mises 应力: 又称“范式等效力”, 遵循材料力学第四强度理论(形状改变比能理论)。可以用来对疲劳、破坏等进行评价, 是弹性力学里的一个力学概念。

跗跖关节: 是指足跗骨与跖骨间的关节, 位于足中部且位置最高, 其结构复杂, 在遭受碾压等损伤时首当其冲且最易受伤。

摘要

背景: 利用已建立的足部有限元数字模型, 仿真模拟碾压工况下足骨的力学分布及损伤。

目的: 对足部三维有限元数字模型进行模拟碾压伤有限元力学分析, 探讨有限元方法进行人足受力与损伤研究的新技术。

方法: 对 1 名健康女性志愿者足部(足尖至胫骨远端、腓骨远端在内的所有骨及关节)行螺旋 CT 扫描, 将三维重建软件生成的足部三维数字模型导入有限元软件 ANSYS 13.0 中处理生成有限元模型。对受力面加载 100, 200, 500, 1 000 N 的压力, 模拟压力缓慢作用于足背。经有限元力学计算步骤, 对其进行模拟碾压伤有限元生物力学计算分析。

结果与结论: ①计算结果显示在碾压力作用下, 随着压力的增加, 足骨所产生的应力普遍升高, 应力最大值均出现在足跟前内侧; ②跖骨中应力主要集中在第一、二、三跖骨; ③在跗骨中的应力主要集中在跗骨与跖骨、各跗骨之间的关节处; ④随着压力的增加, 应力逐渐向跗跖关节内侧集中, 内侧楔骨应力较其余跗骨大; ⑤经过模拟碾压伤情况下跗跖关节有限元应力分析, 得出碾压伤情况下应力最大并集中部位, 与临床跗跖关节损伤病人的骨折多发部位一致, 间接证实了有限元模型的可靠性, 可以为跗跖关节损伤研究提供数字化平台。

关键词:

足部; 跗跖关节; 三维有限元; 模拟碾压伤; 生物力学; 应力集中; 跖骨应力; 跗跖关节损伤

主题词:

组织工程; 足部骨骼; 有限元分析; 生物力学

中图分类号: R445.3

基金资助:

河北省科技攻关项目(11276103D-16), 项目负责人: 任国山

Biomechanical analysis of foot crush injury based on finite element model

Zhang Hong¹, Fan Yali¹, Yang Donghao¹, Ren Guoshan², Zhou Yuning², Yan Zhanping¹ (¹Department of Anatomy, Shijiazhuang Medical College, Shijiazhuang 050599, Hebei Province, China; ²Department of Anatomy, Hebei Medical University, Shijiazhuang 050017, Hebei Province, China)

Abstract

BACKGROUND: Mechanical distribution and damage of foot bones under rolling condition are simulated by using the established foot finite element digital model.

OBJECTIVE: To simulate the crush injury by using the three-dimensional finite element model of foot, and to explore a new technique for studying the stress and damage of human foot by finite element method.

Zhang Hong, Lecturer, Attending physician, Department of Anatomy, Shijiazhuang Medical College, Shijiazhuang 050599, Hebei Province, China

Corresponding author: Ren Guoshan, Professor, Department of Anatomy, Hebei Medical University, Shijiazhuang 050017, Hebei Province, China

METHODS: Foot (bones and joints from toe to distal tibia and distal fibula) of one female volunteer underwent CT scanning. The three-dimensional reconstructed digital model was imported into the ANSYS 13.0 software. The finite element mechanical analysis of simulating crush injury was carried out by setting 100, 200, 500 and 1 000 N of pressure, and solving the test calculation.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) Under rolling condition, the stress of foot bones was increased with pressure increasing, and the maximum stress occurred on the anteromedial heel. (2) Metatarsal stress mainly concentrated on the first, second and third metatarsals. (3) Tarsal stress mainly concentrated on the joints between tarsus and metatarsus, and joints between tarsuses. (4) With the pressure increasing, the stress gradually concentrated on the medial side of tarsometatarsal joint. The stress of medial cuneiform bone was larger than the other tarsals. (5) Finite element stress analysis of tarsometatarsal joint under simulated crush injury shows that the maximum stress and the site of the strain in the case of crush injury is consistent with that of the patients with clinical tarsal injury, and indirectly confirms the reliability of the finite element model, which can provide a digital platform for the study on tarsal and plantar joint damage.

Subject headings: Tissue Engineering; Foot Bones; Finite Element Analysis; Biomechanics

Funding: the Science and Technology Research and Development Project of Hebei Province, No. 11276103D-16 (to RGS)

0 引言 Introduction

足骨众多结构复杂, 其中跗跖关节位于足背的最高处, 是构成足弓的重要结构, 在足的应力传导过程中发挥重要作用^[1-4]。另外, 跗跖关节极易受到碾压等暴力损伤, 跗跖关节损伤由于其结构复杂, 影像极难显示, 导致其误诊率较高^[5-8]。临床上主要靠采取影像与病史相结合的方法来诊断跗跖关节损伤, 而单纯做X射线检查有时不能清晰地显示跗跖关节损伤^[9-10], 尤其在多发伤患者, 误诊率可高达20%^[11]。这就要求临床上要掌握跗跖关节的解剖特点和明确跗跖关节损伤的发生机制。由于跗跖关节解剖结构复杂, 传统的生物力学研究难以展现不同状况下跗跖关节的受力情况, 而且其测量方法单一、标本与活体的差异较大等诸多不利因素使传统生物力学的研究进展缓慢。近年来随着数字医学的进展, 有限元分析法在医学生物力学领域中的应用逐渐开展起来, 有学者做了踝外翻、前踝撞击伤等有限元力学分析, 促进了足部有限元模型的力学仿真研究^[12-13]。

当前实验旨在探索有限元法在足部仿真生物力学方面的应用, 对医学图像三维重建软件及有限元软件建立的足部有限元模型进行有限元受力分析, 模拟直接暴力碾压情况下跗跖关节等结构的应力分布数据, 为临床诊断和分析足部损伤机制提供一数字化研究平台。

1 对象和方法 Subjects and methods

1.1 设计 计算机仿真实验。

1.2 时间及地点 于2013年9月至2015年3月在河北医科大学数字解剖学研究室完成。

1.3 对象 模型的原始数据来自一位健康女性志愿者(52岁, 身高164 cm, 体质量57 kg), 经多层螺旋CT扫描足尖至胫骨远端、腓骨远端在内的所有骨及关节得到的二维横断图像。经医学图像处理软件Mimics 10.0、Geomagic 9.0等软件建立足部有限元数字模型。已获取知情同意书和河北医科大学医学伦理委员会批准, 批准号: 20180068。

1.4 主要设备和软件 螺旋CT(西门子Somatom64型全身CT机)由河北医科大学第三医院提供; SUN工作站由河北医科大学解剖教研室提供; Mimics 11.0医用图像与三维重建软件(Materialise公司, 比利时); 有限元分析软件ANSYS 13.0(ANSYS公司, 美国)。

1.5 方法

1.5.1 建模 对1健康女性志愿者足部(足尖至胫骨远端、腓骨远端在内的所有骨及关节)行螺旋CT扫描, 将CT横断图像导入Mimics 11.0软件, 见图1。

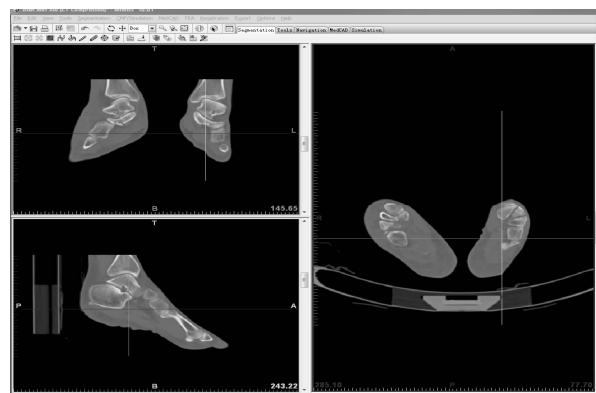


图1 CT数据导入MIMICS软件

Figure 1 CT files were imported in MIMICS software

生成26块足骨实体模型, 再导入到有限元分析软件ANSYS 13.0中, 对足骨分别经设定单元参数、赋材质属性、划分网格、连接单元等步骤的处理得到足骨有限元模型。参考文献对于足部各骨进行网格划分, 对于各关节软骨分别建模, 设定关节软骨接触面积大小^[14-18]。主要韧带按照正常解剖数据进行建模, 皮下组织和皮肤用不同单元建模。各结构的建模具体方法见该研究室已发表的文獻^[19-21]。最后得到足部包括全部26块足骨、全部足关节(包括关节软骨)、主要韧带(足底长、短韧带)和皮肤等软组织的全足有限元数字模型, 以及胫骨、腓骨远端。整个模型共有72 934个单元108 855个节点, 见图2。

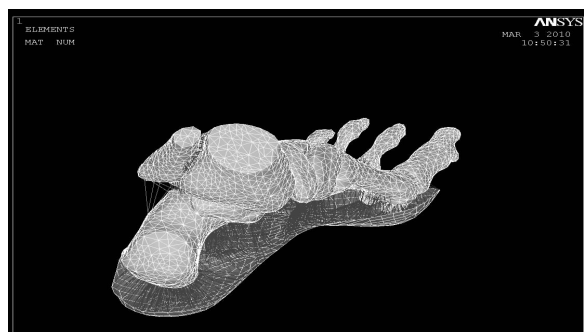


图2 足部主要结构的有限元模型

Figure 2 Finite element model of main structures of foot

1.5.2 设置边界条件及计算 将足跟处皮肤的单元设为完全约束，其余处皮肤仅约束Z轴，使其可以做水平移动。对足背足弓最高处施以纵向向下的暴力以模拟碾压伤：将足骨模型沿第二跖骨基底平面以上的面单元全部选出，取背侧表面。得到包括内侧楔骨、中间楔骨、外侧楔骨及足舟骨部分背侧表面在内的压力着力面。经过测量，面积大小为12 cm²。向此受力面加载100，200，500，1 000 N纵向向下的压力，模拟压力缓慢作用于足背，见图3。按照准静力方程进行计算。得到模拟碾压伤情况下足骨的应力分布图等数据。



图注：箭头表示为足背受力区域。

图3 压力加载于足弓背面

Figure 3 Dorsum of foot loaded by pressure

2 结果 Results

加载模拟现实碾压伤受力条件得到足部各主要骨的Von Mises应力图，见图4，5。在足背受到压力最大1 000 N时足部各骨位移图，见图6。跗跖关节各骨最大应力值，见表1。

表1 在足弓上施加不同碾压力时最大应力分布情况 (MPa)
Table 1 Distribution of maximum stress in different rolling pressures on the foot arch

部位	0 N	100 N	200 N	500 N	1 000 N
第一跖骨 M1	0.56	1.59	3.34	8.16	16.20
第二跖骨 M2	0.61	1.84	3.46	8.50	17.40
第三跖骨 M3	0.57	1.36	2.30	5.22	10.20
第四跖骨 M4	0.44	0.74	1.30	2.93	5.91
第五跖骨 M5	0.38	0.36	0.64	1.61	3.32
内侧楔骨 MC	0.59	1.73	3.37	8.03	16.00
中间楔骨 IC	0.56	1.30	2.63	6.48	13.20
外侧楔骨 LC	0.53	1.15	2.41	5.97	12.10
骰骨 CU	0.50	0.75	1.77	4.90	10.60

计算结果显示，在碾压力作用下，随着压力的增加，足骨所产生的应力普遍升高，应力最大值均出现在足跟前内侧。当压力增加到200 N以上时，跟骨应力突然增加，应力最大值由2.8 MPa增加到4.38 MPa。从全足应力图上可以看出，随着外力作用的增大，全足的应力集中区由跟骨内侧向距下关节转移，当压力为1 000 N时，距下关节应力最大。由图可见跖骨中应力主要集中在第一、二、三跖骨，其中应力最大处位于第二跖骨的跖侧前部及基底部。在跗骨中的应力主要集中在跗骨与跖骨、各跗骨之间的关节处，以韧带附着处应力值最大。从足横弓来看，内侧楔骨应力较大，骰骨应力较小。随着足背加载碾压力的增大，应力仍主要集中于第一、二、三跖骨以及各跗骨上，第二跖骨应力增幅较其余骨大。随着压力的增加，应力逐渐向附跖关节内侧集中，内侧楔骨应力较其余跗骨大。随着压力的增加，足弓出现下陷，从位移矢量图可看到内侧楔骨，中间楔骨位移幅度最大。

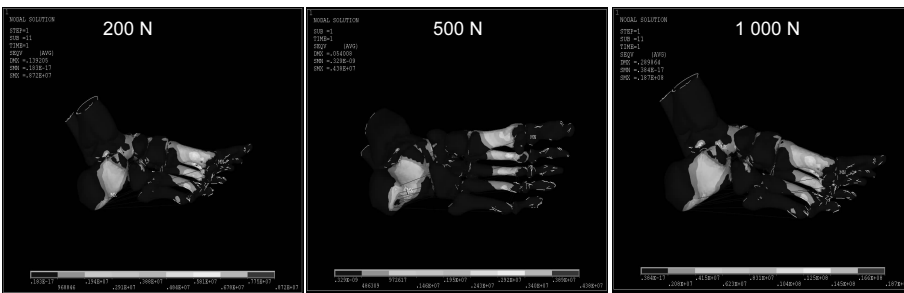


图4 在足模型上加载不同压力时的Von Mises 应力

Figure 4 Von Mises of the foot model under different pressures

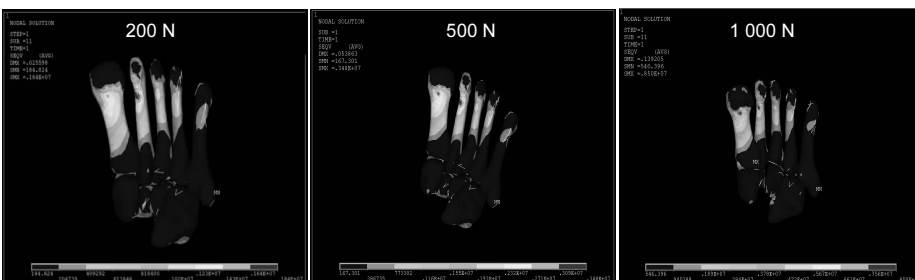


图5 跗跖关节在加载不同压力时的Von Mises 应力

Figure 5 Von Mises of the foot model under different pressures



图6 在1 000 N压力的足部骨骼模型的位移矢量和
Figure 6 Displacement vector sum of the bones of foot models under 1 000 N of pressure

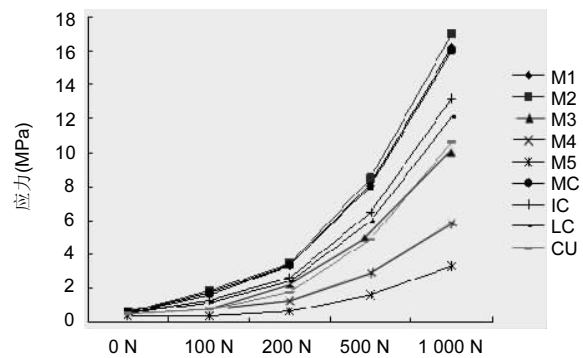
3 讨论 Discussion

在临床上经常看到由于过度负重或意外碾压等情况下造成跗跖关节的损伤。跗跖关节处的结构众多, 连接复杂。包括跗跖关节、跖骨间关节、前跗骨间关节、众多韧带及其软组织, 有学者将这些结构统称为跗跖关节复合体^[22-23]。跗跖关节复合体各结构连结紧密, 意外情况下极易形成跗跖关节复合损伤。跗跖关节损伤时, 常规X射线片因其不能清晰显示各关节的接触面, 明确诊断较困难, 误诊率较高, 有人统计其误诊率可高达20%^[11]。跗跖关节损伤的研究方法以前多以离体标本及病例分析为主, 如Hardcastle等^[24]在1982年依据患者足损伤的X线片将跗跖关节损伤分成A型(全部移位)、B型(部分移位)和C型(分离移位)。Buzzard和Briggs^[25]将跗跖关节损伤的原因归类为直接损伤或间接损伤。当前实验就是利用有限元法来模拟直接损伤中的碾压伤, 直观分析其对跗跖关节等足部结构应力分布的影响。

3.1 当前研究有以下特点 实验所用数据来自临床CT扫描图像, 接近正常在体情况; 使用通用医学图像处理软件MIMICS 11.0等软件联合建模, 生成的数字模型比较精准细致、可视性好; 有限元模型接近真实足部各结构特性, 适合仿真模拟计算; 计算结果精确直观, 可以提取多种参数, 并可以多角度观察分析; 此方法可以进行各种损伤模拟计算。

3.2 实验结果意义 当前实验分析了足部有限元数字模型各结构的应力分布情况。实验所显示的应力分布结果与国内董骥等^[26]研究所得的应力分布结果相似。袁刚等^[27]也有研究指出: 足底应力分布主要集中在足跟内侧和第2跖骨, 足底应力较小的区域主要在第2-5趾和第5跖骨。其研究结果亦与当前研究所得到的有限元分析结果基本一致。随着压力增大, 跗跖关节各骨应力也随之增大, 当外力达200 N及以上时所有骨骼应力突然升高。此结果考虑为过度压力使软骨的弹性缓冲能力降低, 使骨骼应力对压力变化敏感, 形成应力的过分集中, 从而使骨骼失稳, 容易发生骨折。这一点说明关节软骨对于骨骼生物力学的重要性。在整个足骨模型中, 应力区集中于跟骨前内侧, 第一、二、三跖骨的跖面及跖骨与跗骨、跗骨与跗骨之间相对关节面上。这导致上述骨骼的稳定性降低, 容易在应力集中区

发生骨折。在跗跖关节中, 第二跖骨跖前区及基底处的应力分布最集中, 其最大应力值远较其余骨大。临床所得到的资料证实在跗跖关节容易发生第二跖骨基底撕脱性骨折^[28-29], 且第二跖骨跖前区也是临床骨折易发区, 见图7。这证明当前研究具有一定准确性, 可以为临床跗跖关节损伤的进一步研究提供一种新的生物力学研究方法, 为跗跖关节损伤的研究提供一数字化平台。



图注: M1 第一跖骨; M2 第二跖骨; M3 第三跖骨; M4 第四跖骨; M5 第五跖骨; MC 内侧楔骨; IC 中间楔骨; LC 外侧楔骨; CU 骰骨。
图7 足弓部在不同压力加载下最大应力变化的分布

Figure 7 Change of the maximum stress distribution in the different pressures on the foot arch

3.3 结论 当前实验是利用有限元法来模拟直接损伤中碾压伤对跗跖关节等足部结构应力分布的影响。实验得出的各组成骨应力分布规律、发生位移和变形情况, 与临床跗跖关节容易发生骨折的部位相一致, 见图8。可以为临床研究足部损伤的发生机制提供生物力学方面的新的研究方法和平台。实验所用有限元模型中足骨各关节间的小韧带实验未添加, 尚需完善。

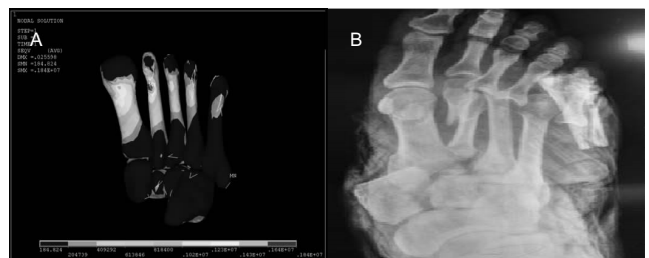


图8 模拟受力与足碾压伤(A)X射线图像(B)对比
Figure 8 Comparison of X-ray images of simulated force and foot crush injury

致谢: 感谢河北医科大学第三附属医院影像科提供影像学资料, 感谢河北医科大学解剖教研室老师对研究的帮助。

作者贡献: 实验设计主要由第一、四、五作者完成, 实验实施、评估由第一、二、三和六作者完成, 均经过正规培训, 未采用盲法评估。

经费支持: 该文章接受了“河北省科技攻关项目(11276103D-16)”的资助。所有作者声明, 经费支持没有影响文章观点和对研究数据客观结果的统计分析及其报道。

利益冲突: 文章的全部作者声明,在课题研究和文章撰写过程中不存在利益冲突。

机构伦理问题: 该研究方案的实施符合《赫尔辛基宣言》和河北医科大学对相关伦理要求,批准号:20180068。

知情同意问题: 参与实验的志愿者为自愿参加,在充分了解实验方案的前提下签署了“知情同意书”。

写作指南: 该研究遵守《观察性临床研究报告指南》(STROBE指南)。

文章查重: 文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行3次查重。

文章外审: 文章经小同行外审专家双盲外审,同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

生物统计学声明: 文章统计学方法已经河北医科大学生物统计学专家审核。

作者文章版权: 文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

开放获取声明: 这是一篇开放获取文章,根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享4.0”条款,在合理引用的情况下,允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展,同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献,并为之建立索引,用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

4 参考文献 References

- [1] 史洪飞.基于3种足弓参数的足弓与步幅特征的相关性研究[J].中国人民公安大学学报(自然科学版),2017;23(4):10-17.
- [2] 左建刚,王海雄,桑志成.外翻足弓的研究现状和进展[J].中国矫形外科杂志,2015;23(15):1378-1382.
- [3] 夏迁洋.足弓与足跟痛关系的临床研究[J].中国医学工程,2014;22(8):101-107.
- [4] 任结根.足弓不稳定性是引起腰椎间盘突出症的重要原因之一[J].中国实用医药,2013,8(30):123-129.
- [5] 赵敦旭,陈旧性跖跗关节脱位的足弓重建[J].中国修复重建外科杂志.2009,23(7):886-887.
- [6] 徐世明,孙大炜,黄东.Lisfranc损伤的诊断和治疗研究进展[J].山东医药 2018,58(7):111-114.
- [7] 宋谋珂,夏天,叶哲伟,等.跖跗关节复合体损伤的诊断与治疗方案的选择[J].中国骨与关节杂志.2013,2(7):382-385.
- [8] 俞平,邹国庆,单燕.跖跗关节隐匿性损伤三维CT的诊断价值[J].现代实用医学,2015,27(11):1514-1515.
- [9] 谢伟,马俊芳,王文斌,等.应用数字化断层融合技术诊断足骨骨折的价值[J].放射性实践.2015,30(4):381-384.
- [10] 张军胜,邵旭辉,张华文.螺旋CT与DR平片在显示足部骨折细微结构的对比分析[J].陕西医学杂志,2017,46(8):1018-1019.
- [11] Herief TI, Mucci B, Greiss M. Lisfranc injury: how frequently does it get missed? And how can we improve? Injury. 2007;38(7):856-860.
- [12] 温建民,孙卫东,成永忠,等.基于CT图像跖外翻足有限元模型的建立与临床意义[J].中国矫形外科杂志,2012,20(11):1026-1029.
- [13] 徐志庆,刘云鹏,华国军,等.前踝撞击征发生机制的生物力学有限元分析[J].中国矫形外科杂志,2017,25(14):1303-1307.
- [14] Mc Cormaek AP, Niki H, Kiser P, et al. Two reconstructive techniques for flatfoot deformity comparing contact characteristics of the hindfoot joints. Foot Ankle Int. 1998;19:452-461.
- [15] Wagner UA, Sangeorzan BJ, Harrington RM, et al. Contact characteristics of the subtalar joint: load distribution between the anterior and posterior facets. J Orthop Res. 1992;10:535-543.
- [16] Pereira DS, Koval KJ, Resnick RB, et al. Tibiotalar contact area and Pressure distribution: the effect of mortise widening and syndesmosis fixation. Foot Ankle Int. 1996;17:269-274.
- [17] Cheung JT, Zhang M, Leung AK, et al. Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing-a material sensitivity study. J Biomech. 2005;38:1045-1054.
- [18] Lakin RC, DeGnore LT, Pienkowski D. Contact mechanics of normal tarsometatarsal joints. J Bone joint surg Am. 2001;83:520-528.
- [19] 郭国新,郭继涛,李伟,等.基于有限元模型的踝关节生物力学分析[J].中国组织工程研究,2012,16(17):3056-3060.
- [20] 郭国新,赵长义,曹雷,等.踝关节内翻的有限元力学分析[J].中国组织工程研究,2012,16(24):4801-4806.
- [21] 周宇宁,张宏,陈相春,等.建立足部三维有限元数字模型[J].中国组织工程研究,2015,19(5):662-666.
- [22] Gaines RJ, Wright G, Stewart J. Injury to the tarsometatarsal joint complex during fixation of Lisfranc fracture dislocations: an anatomic study. J Trauma. 2009;66(4):1125-1128.
- [23] Myerson MS, Fisher RT, Burgess AR, et al. Fracture-dislocation of the tarsometatarsal joints and results correlated with pathology and treatment. Foot Ankle. 1986;6:225-242.
- [24] Hardcastle PH, Reschauer R, Kutscha-Lissberg E, et al. Injuries to the tarsometatarsal joint. Incidence, classification and treatment. J Bone Joint Surg Br. 1982;64(3):349-356.
- [25] Buzzard BM, Briggs PJ. Surgical Management of. Acute Tarsometatarsal Fracture. Clin Orthop Relat Res. 1998;353:125-133.
- [26] 董骥,樊瑜波,张明.人体足部生物力学研究[J].生物医学工程杂志,2002,19(1):148-153.
- [27] 袁刚,张木勋,王中琴,等.正常人足底压力分布及其影响因素分析[J].中华物理医学与康复杂志,2004,26(3):156-159.
- [28] Desmond EA, Chou LB. Current concepts review: Lisfranc injuries. Foot Ankle Int. 2006;27(8):653-660.
- [29] Raikin SM, Elias I, Dheer S, et al. Prediction of midfoot instability in the subtle Lisfranc injury. Comparison of magnetic resonance imaging with intraoperative findings. J Bone Joint Surg Am. 2009;91(4):892-899.