

文章编号: 1004-7220(2022)05-0972-06

# 基于有限元法的数字化建模在拇外翻研究中的应用

陈立翔, 娄博, 王焕

(哈尔滨医科大学附属第一医院 骨科, 哈尔滨 150001)

**摘要:** 随着计算机科学和技术的快速发展, 数字医学概念应运而生, 数字化技术在骨科的研究和应用日趋普及。有限元分析是一种强大且高效的模拟真实实验的数值方法, 常用于研究医学中涉及的生物力学、生物材料性能以及手术模拟等问题, 尤其是近几年在足踝领域的应用也越来越多。目前, 基于足踝有限元模型的生物力学分析已被广泛应用于糖尿病足、足底筋膜疾病、足踝骨折及骨性关节炎等的机制分析、假体设计、手术模拟、鞋和鞋垫设计等方向, 极大提高了临床医生对足踝生物力学的认知, 为足踝相关疾病的研究与诊断提供新思路。然而, 利用有限元法分析拇外翻畸形的研究相对有限。本文概述拇外翻及继发的扁平足、跖骨痛等病变的生物力学分析和建模方法, 以及该方法在临床实际应用现状, 总结其优缺点并进行展望。

**关键词:** 拇外翻; 生物力学; 数字化建模; 有限元分析

**中图分类号:** R 318.01      **文献标志码:** A

**DOI:** 10.16156/j.1004-7220.2022.05.031

## Application of Finite Element Method-Based Digital Modeling in the Study of Hallux Valgus

CHEN Lixiang, LOU Bo, WANG Huan

*(Department of Orthopedics, the First Affiliated Hospital of Harbin Medical University, Harbin 150001, China)*

**Abstract:** With the rapid development of computer science and technology, the concept of digital medicine emerges, and digital technique is increasingly used in the field of orthopedics. Finite element analysis (FEA) is a powerful and highly effective method to simulate real experiments, and it is often employed to study the medical issues of biomechanics, biomaterials, surgery simulation, etc. In particular, the application of FEA in the field of foot and ankle is growing as well. At present, the finite element model-based biomechanical analysis of foot and ankle has been widely used in mechanism analysis of the diabetic foot, plantar fascia diseases, foot and ankle fracture and osteoarthritis, as well as in prosthetic design, surgical simulation, shoe and insole design, etc. which significantly enhances the knowledge of surgeons in the aspect of foot biomechanics, and provides new thoughts to investigate and diagnose the ankle-related diseases. However, FEA studies of hallux valgus are relatively limited. In this paper, the biomechanical analysis and modeling of hallux valgus and secondary flatfoot and metatarsal pain were summarized, including the current situation of FEA method in clinical applications, the advantages and disadvantages, as well as its future prospects.

**Key words:** hallux valgus; biomechanics; digital modeling; finite element analysis

收稿日期: 2021-07-30; 修回日期: 2021-10-12

基金项目: 黑龙江省自然科学基金项目(H2017027)

通信作者: 王焕, 副主任医师, E-mail: 503291201@qq.com

足踝复合体是人体最主要的承重结构及最复杂的结构之一。发生拇外翻畸形时,将严重影响患者的生活质量。尤其儿童患者,还将严重限制其生长发育。此外,拇外翻畸形还常伴继发性扁平足、转移性趾骨痛等病变。临床上,常通过对症治疗缓解症状或手术治疗。

由于其内部骨骼肌肉筋膜等结构间复杂的力学相互作用,手术或对症治疗虽可能较好地恢复畸形部位功能,但也可能影响足踝整体的结构,甚至由于压力传递导致关节疼痛或骨折。因此,临床医生在制定矫正计划和开始矫正治疗前,必须对该部位复杂的解剖结构、应力及其分布有充分的理解和认识<sup>[1]</sup>。

以往进行力学分析多是通过尸体解剖或物理模型研究,但局限颇多,如标本获取困难、模型结构差异大、无法长期保存、不可重复利用、实验不可复制等。随着数字医学的兴起,数字化技术在骨科发展迅猛,应用广泛,已经显示出其重要的临床价值和前景<sup>[2-4]</sup>。其中,有限元法恰好解决了上述问题。基于有限元法重建的数字化模型可准确反映解剖学结构特点;虚拟仿真可以再现手术方式及过程<sup>[5]</sup>;使用有限元法建立正常足踝模型,能够进行足踝运动模拟、生物力学机制分析。而畸形足踝模型则能通过调整正常模型参数、改变正常模型结构或直接以患者影像数据建模得到,可用于疾病和损伤预测、假体和植入物评估等。

## 1 足踝模型建立

Tannous 等<sup>[6]</sup>在分析足踝在轴向冲击负荷下对损伤耐受能力的研究中引入了最早的足踝有限元模型,包括 28 块骨、7 条韧带、3 条支持带、足底软组织及跟腱。建模后,模拟中立位和背屈位的轴向负荷,并将结果与以往文献的实验数据对比,进行模型验证。该实验结果有助于预测和评估组织损伤,显示了有限元法作为评估足踝复合体生物力学实用工具的巨大潜力。但是,该模型的缺点是缺少相关肌肉和关节软骨等。

Morales 等<sup>[7]</sup>建立足三维有限元模型,对足部肌腱进行力敏感性研究,以评估各肌腱的功能,展示肌腱的协同作用。该研究有助于理解外侧肌腱在足内翻外翻中的作用。该模型对肌腱进行精确模

拟,为建立逼真拇外翻畸形模型提供指导,但缺少韧带、关节软骨及肌肉等,无法测量肌肉力。Vijayaragavan 等<sup>[8]</sup>为研究在不同负荷下步态不同阶段的应力分布,建立了一个包括 26 块骨、三角韧带、足底筋膜和跟腱等结构的有限元模型。同时,该模型可以通过改变材料属性用于拇外翻的研究。但是,该研究未验证模型有效性。

以上研究均为正常足踝有限元建模的探究。研究表明,拇外翻畸形足有以下特点:① 第 1 跖骨偏斜,同时可伴有跖楔关节松弛,跖骨头抬高。② 第 1 跖列过度背侧偏移,丧失了大部分负重能力,导致其余跖骨负荷过重。③ 偏斜的第 1 跖列不能作为足底屈肌推进的支点,第 2 跖骨起了第 1 跖列的作用,承受压力增高。针对以上特点,可以对正常足踝模型做相应改变以建立拇外翻模型,例如:改变第 1 跖骨角度使其偏斜,或改变跖楔关节周围软组织的刚度模拟跖楔关节松弛。还能利用上述第②、③ 两点,通过模拟步态对建立的拇外翻模型进行验证。

## 2 有限元模型在拇外翻研究中的应用现状

### 2.1 拇外翻畸形的生物力学机制研究

作为最常见的前足畸形之一,拇外翻主要发生在中老年女性<sup>[9]</sup>。通常认为,拇外翻的发病与韧带松弛、过度活动及第 1 跖骨、楔骨受力异常有关<sup>[9-13]</sup>。另外,拇外翻还可能与某些外部因素有关,如常穿窄小的鞋等<sup>[14]</sup>。

Kristen 等<sup>[10]</sup>最先使用三维有限元模型模拟第 1 跖骨,研究步态过程中第 1 跖骨载荷分布。也有研究者建立足三维有限元模型,结合步态分析,通过降低足部韧带刚度,模拟第 1 跖列松弛和过度活动对前足负荷传递的影响<sup>[11,13]</sup>。研究发现,第 1 跖列过度活动导致跖楔关节受到的向内侧的力增大,使第 1 跖骨偏离正常排列,从而导致跖骨内翻,并进展为拇外翻。随着力的持续作用,第 1 跖骨偏斜,这种变形会形成拇外翻和前足外展的恶性循环,并有可能导致继发性扁平足等畸形问题。此外,Morales 等<sup>[9]</sup>通过有限元建模,模拟第 1 近节趾骨形状对拇外翻的影响,探究其是否为拇外翻畸形的潜在病因。结果表明,第 1 近节趾骨内外侧长度不同,导致内外侧应力分布不均,从而引起

其旋转、脱离解剖位置,构成拇外翻畸形的开始阶段。

Yu 等<sup>[14]</sup>对比了基于 5 名运动员和纳勒迪人化石建立的第 1 跖趾关节有限元模型,结果显示,运动员组除 1 人外,其余运动员第 1 跖趾关节角度均增加,故认为拇外翻可能通过穿鞋发展起来<sup>[14]</sup>。由此可见,先天或后天的韧带松弛、骨骼畸形甚至穿鞋,都可能是发生拇外翻的危险因素。

Wong 等<sup>[15]</sup>为检验外在负荷对骨结构的唯一影响,构建正常足和拇外翻足的有限元模型,进行拇外翻进展的研究。结果表明,相比于正常足,拇外

翻足的负荷传递功能受损,关节受力方向异常,畸形角度在负荷下愈发严重。这是拇外翻加重的机制之一。Yu 等<sup>[16]</sup>研究了脚和高跟鞋之间的相互作用,结果发现,穿高跟鞋时第 1 跖趾关节承受的压力增大,会加快拇外翻的进展。Zhang 等<sup>[12]</sup>分别建立正常足和重度拇外翻畸形足的三维有限元模型,对比研究两者在平衡站立时跖骨和跖趾关节的生物力学特性。该研究认为,拇外翻患者跖骨损伤和跖趾关节功能障碍的风险比正常人高,推测原因是拇外翻患者跖趾关节处的应力更加集中。

表 1 总结了拇外翻畸形的生物力学机制研究。

表 1 拇外翻畸形的生物力学机制研究

Tab. 1 Researches on biomechanical mechanism of hallux valgus deformity

文献	模型	研究内容	优点	缺点
[9]	43 个不同第 1 近节趾骨模型	第 1 近节趾骨形状是否为拇外翻的潜在病因	首次分析第 1 近节趾骨的几何特征及其与性别和拇外翻之间的关系	没有考虑骨骼周围软组织
[10]	仅第 1 跖骨	步态不同阶段,第 1 跖骨负荷分布情况	首次使用有限元模拟第 1 跖骨,并通过肌肉和肌腱施加负荷模拟生理负荷情况	没有考虑软组织、周围骨和关节软骨
[15]	所有足踝部的骨及软组织	降低足部韧带的硬度,研究关节过度活动对跖楔关节和跖趾关节负荷的影响	通过韧带松弛程度对拇外翻加重进行评估	将骨简化为均质,没有分割小梁和皮质层,没考虑肌肉的作用
[14]	两组模型均包括拇趾和第 1 跖骨	鞋在拇外翻发生发展中的作用	提出拇外翻可能是通过穿鞋发展起来	需要更大样本量进一步研究验证结果,并确定穿鞋对拇外翻进展的影响程度
[16]	脚和高跟鞋组合的有限元模型	不同足跟高度的鞋底接触压力和足底组织结构内部负荷情况	论述了高跟鞋前端对脚趾的限制可能是进行性拇外翻畸形的主要原因	没有考虑足部结构差异的影响
[12]	两种模型均包括 28 块骨和 24 个软骨、韧带和足底筋膜	平衡站立时严重拇外翻畸形对跖骨应力分布和跖趾关节负荷的影响	同时使用健康志愿者和患者影像数据建模	只进行平衡站立状态下的研究

## 2.2 拇外翻继发病变的有限元探究

扁平足是拇外翻主要继发病变之一,但继发于拇外翻的扁平足的具体发生机制仍不清楚。目前针对拇外翻导致继发性扁平足的有限元相关模拟和探究鲜有报道。有研究认为,第 1 跖列作为拇外翻畸形的主要改变结构,也是维持足内侧纵弓的关键部件,其结构改变可导致足弓塌陷<sup>[17-18]</sup>。而扁平足的主要结构异常同为内侧纵弓塌陷<sup>[19]</sup>。通过有限元模拟能够充分了解继发于拇外翻的扁平足的具体演进机制。Portilla 等<sup>[20]</sup>对扁平足进行有限元模拟分析步态,结果发现,降低足底筋膜硬度、破坏足弓完整性会导致腓骨长肌应力增加 3 倍以上。

足弓失去有效支撑,变为扁平后进一步加重了腓骨长肌的负荷。该结论可指导拇外翻继发平足的治疗。当拇外翻患者出现继发的扁平足症状时,要尽早恢复足弓稳定性,以减轻肌腱受到的负荷,预防肌腱损伤。

除扁平足外,跖骨痛也是拇外翻常见的继发病变。Geng 等<sup>[21]</sup>研究表明,拇外翻矫正术中,第 1 跖骨短缩小于 6 mm 不会导致转移性跖骨痛;短缩大于 6 mm 时,可能会引起转移性跖骨痛。若想进一步短缩跖骨而不引起跖骨痛,可尝试在术中将第 1 跖骨远端向足底侧移位。

表 2 总结了拇外翻相关病变的有限元研究。

表 2 拇外翻相关病变的有限元研究

Tab. 2 Finite element studies of hallux valgus-related lesions

文献	模型	研究内容	研究结果	优点	缺点
[20]	骨、软骨、足底筋膜, 胫后肌腱、跟腱、拇长屈肌、趾长屈肌、跟舟韧带和足底韧带	扁平足与腓骨长肌病变间的关系	平足治疗时应尽早恢复足弓高度和稳定	构建皮质骨和松质骨, 模型包括与成人获得性扁平足畸形发展相关的主要软组织, 并检验网格质量	将足底筋膜、韧带视为具有各向同性的弹性线材料; 另外, 没有考虑足底软组织及肌肉
[21]	30 块骨、软组织及韧带等	探讨拇外翻矫正术第 1 跖骨是否能短缩, 以及短缩的恰当长度	第 1 跖骨短缩小于 6 mm, 不会导致转移性跖骨痛, 短缩大于 6 mm 可能引起转移性跖骨痛	将软组织设置为弹性材料, 保证模型的真实性和真实性。此外, 该模型以患者步态推进姿态的影像数据建模, 还原踝关节和第 1 跖趾关节的背屈角度	静态模型, 只涉及步态推出过程中某一时刻的分析

### 2.3 拇外翻畸形手术治疗的有限元研究

有限元模型也被用于拇外翻矫正术的评估及预后疗效的分析。Matzaroglou 等<sup>[22]</sup>采用第 1 跖骨二维有限元模型对 60°和 90°两种人字形截骨术进行研究, 比较两种手术方案下骨的压力和剪切力。结果发现, 相较于 60°截骨术, 90°人字形截骨术可以增强骨的机械结合, 具有更强的促进骨结合的压力和较弱的使骨分开的剪切力, 术后截骨处的结构更稳定。对于轻中度需要手术的拇外翻患者, 90°人字形截骨术效果优于 60°截骨术。

Wong 等<sup>[23]</sup>为探究第 1 跖楔关节融合术后功能恢复情况和骨不愈合的风险, 利用磁共振成像

(magnetic resonance imaging, MRI)数据建立了三维有限元模型。结果表明, 术后第 1 跖骨应力增加, 说明手术能恢复第 1 跖骨的承重功能。但该研究未能得知是否会有不愈合风险。Mao 等<sup>[24]</sup>比较了拇外翻微创手术固定方法中 3 种不同材料的力学和稳定性, 结果认为, 玻璃纤维固定比克氏针和绷带固定稳定性更好, 更有利于远端截骨处的愈合。Brlakis 等<sup>[25]</sup>建立拇外翻患者有限元模型, 对比第 1 跖骨截骨术使用或不用可吸收钉术后效果。结果显示, 使用可吸收钉对截骨处愈合无明显影响, 但能增加结构稳定性。

表 3 总结了拇外翻畸形手术治疗有限元研究。

表 3 拇外翻畸形手术治疗的有限元研究

Tab. 3 Finite element studies on surgical treatment of hallux valgus

文献	模型	研究内容	研究结果	优点	缺点
[22]	第 1 跖骨矢状面二维有限元模型	对 60°和 90°两种术式效果进行对比	90°人字形截骨术效果优于 60°截骨术	二维有限元模型最小化计算量, 有限元模拟与临床队列研究互相印证	将三维模型简化为二维, 导致结构的动态响应存在差异, 还缺乏实验数据验证模型有效
[23]	30 块骨和周围软组织	预测第 1 跖楔关节融合术后功能恢复和骨不连的风险	手术能恢复第 1 跖骨的承重功能, 但不确定是否有不愈合的风险	用同一受试者的实测数据与有限元模型数据相比较, 验证模型有效性	应以拇外翻患者影像数据建模
[24]	30 块骨、韧带、足底筋膜、软骨和软组织	比较拇外翻微创手术固定方法中 3 种不同材料的力学和稳定性	玻璃纤维固定比克氏针和绷带固定稳定性更好, 更有利于远端截骨处的愈合	使用拇外翻患者 CT 数据建模	仅对站立条件下载荷进行研究。应对不同步态阶段的载荷模拟
[25]	28 块骨、足底和背侧韧带及足底筋膜	对比第 1 跖骨截骨术使用或不用可吸收钉术后效果	使用可吸收钉对截骨处愈合无明显影响, 但可增加截骨处结构稳定性	分别赋予皮质骨, 松质骨及软骨不同的材料属性, 更贴近实际	应结合皮肤、脂肪、肌肉等软组织

### 3 有限元模型利弊分析

有限元模型因低成本高效率,被广泛用于临床研究和科研项目。通过有限元法建立数字化模型,使研究者能准确了解组织内各结构的详细形态及力学变化。

然而有限元模型也有一定局限性。(1)逼真的足踝有限元模型要包含全部解剖结构(骨骼、肌肉、肌腱、韧带、皮肤、脂肪等)。这就要求建模时应关注这些细节,而不是笼统为骨骼和软组织。诚然,模型精确度始终是适用性的根本,而考虑到计算成本及影像数据的清晰度,未来的发展目标应是在准确的细节与适当简化间掌握平衡。

(2)应正确设置材料属性。通常当进行骨折愈合或固定方式的相关研究<sup>[26]</sup>、韧带肌腱生物力学模拟时<sup>[27-28]</sup>,将骨骼韧带等结构设置为线弹性材料可取得较为满意的结果。而主要研究目标为足底筋膜、脂肪垫等软组织时<sup>[29-30]</sup>,应用超弹性材料模拟能更精确地还原组织特性。

(3)有限元建模研究是对真实情况的模拟,无法包括真实标本的一切信息。这突显出模型验证对于将有限元模型应用于临床研究的重要意义。目前,广泛应用的验证方法包括直接验证(将模拟结果与人体实验对照)与间接验证(将模拟结果与既往文献数据对照)。有部分研究并没有进行模型有效性验证,这将使实验结果的可信度降低<sup>[22]</sup>。

### 4 发展与展望

现阶段欲建立逼真的解剖学模型仍面临重大挑战。目前研究通常仅用电子计算机断层(computed tomography, CT)或MRI扫描数据建模。CT数据适合对骨骼建模,对肌肉、韧带等软组织成像效果差,MRI数据恰好弥补这一缺陷。若能将两者综合使用,则能建立逼真的解剖学模型。但考虑到MRI检查费用昂贵,出于科研目的很难在患者诊疗过程中要求进行两项检查。若能开发同时获得清晰的骨骼与软组织数据的扫描工具,能极大解决这一困扰。Chatzistergos等<sup>[30]</sup>提出使用超声检查代替MRI检查,以获取表层软组织数据用于有限元建模。

另外,目前多数研究都采用健康志愿者影像数据建模,在此基础上进行病理结构模拟。仅有部分

研究对明显畸形的病例进行分析时,会使用患者个体化数据建模。若能建立一个适用于所有个体的标准化通用模型,不仅能节省建模时间,还可大幅减小各项研究的误差。这一设想可以通过使用能够统一足踝各项参数的函数公式来实现。可以用该通用模型直接模拟或改变某项参数来调整模型为特定畸形结构。

近年来,人工智能、虚拟现实以及深度学习等概念的兴起,正对临床中各类疾病的研究产生影响。例如:深度学习工具已被引入到糖尿病足溃疡的诊断和分类的研究中<sup>[31-32]</sup>,也有研究将人工智能与髋关节置换术结合,进行术前智能精准规划<sup>[33-34]</sup>。同样,可以将有限元建模、人工智能及深度学习方法结合,使全自动化过程应用到拇外翻、扁平足等足踝畸形问题的研究中,从而提高解决临床问题的准确性和效率,这将是未来的研究方向。例如:可利用不同组织结构的最适材料属性参数、既往研究结果及大量肌肉脂肪皮肤等软组织的MRI数据训练深度学习模块,将该模块与有限元分析软件结合,即可实现全自动智能精准肌肉脂肪皮肤等组织建模和属性设置等操作,并且较人工操作误差更小。

### 参考文献:

- [1] GOZAR H, DERZSI Z, CHIRA A, *et al.* Finite-element-based 3D computer modeling for personalized treatment planning in clubfoot deformity: Case report with technique description [J]. *Medicine*, 2018, 97(24): e11021.
- [2] 钟世镇. 数字医学在不同学科中的探索应用 [J]. *中华整形外科杂志*, 2018, 34(6): 406.
- [3] 章浩伟, 吕琳, 刘颖, 等. 两点固定和三点固定治疗跟骨 Sanders III 型骨折的生物力学比较 [J]. *医用生物力学*, 2021, 36(1): 55-61.  
ZHANG HW, LV L, LIU Y, *et al.* Biomechanical comparison of two-point and three-point fixation for treating Sanders III calcaneal fracture [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(1): 55-61.
- [4] 王瑞昌, 许平, 鲁宁, 等. 利用有限元方法对髋臼弧形截骨术进行术前规划 [J]. *医用生物力学*, 2021, 36(3): 377-383.  
WANG RC, XU P, LU N, *et al.* Preoperative planning of acetabular arc osteotomy using finite element method [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(3): 377-383.
- [5] 张元智, 陆声, 赵建民, 等. 数字化技术在骨科的临床应用 [J]. *中华创伤骨科杂志*, 2011, 13(12): 1161-1165.
- [6] TANNOUS RE, BANDAK FA, TORIDIS TG, *et al.* A three-dimensional finite element model of the human ankle: development and preliminary application to axial impulsive loading [C]//Proceedings of Stapp Car Crash

- Conference. Albuquerque; SAE, 1996, 40: 219-236.
- [ 7 ] MORALES-ORCAJO E, SOUZA TR, BAYOD J, *et al.* Non-linear finite element model to assess the effect of tendon forces on the foot-ankle complex [J]. *Med Eng Phys*, 2017, 49: 71-78.
- [ 8 ] VIJAYARAGAVAN E, GOPAL TV. Biomechanical modeling of human foot using finite element methods [J]. *Indian J Sci Technol*, 2016, 9(31): 1-5.
- [ 9 ] MORALES-ORCAJO E, BAYOD J, BECERRO-DE-BENGOA-VALLEJO R, *et al.* Influence of first proximal phalanx geometry on hallux valgus deformity: A finite element analysis [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2015, 53(7): 645-653.
- [10] KRISTEN K H, BERGER K, BERGER C, *et al.* The first metatarsal bone under loading conditions: A finite element analysis [J]. *Foot Ankle Clin*, 2005, 10(1): 1-14.
- [11] WONG D W, ZHANG M, YU J, *et al.* Biomechanics of first ray hypermobility: An investigation on joint force during walking using finite element analysis [J]. *Med Eng Phys*, 2014, 36(11): 1388-1393.
- [12] ZHANG Y, AWREJCEWICZ J, SZYMANOWSKA O, *et al.* Effects of severe hallux valgus on metatarsal stress and the metatarsophalangeal loading during balanced standing: A finite element analysis [J]. *Comput Biol Med*, 2018, 97: 1-7.
- [13] WONG DW, WANG Y, CHEN TL, *et al.* Finite Element analysis of generalized ligament laxity on the deterioration of hallux valgus deformity (Bunion) [J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2020, 8: 571192.
- [14] YU G, FAN Y, FAN Y, *et al.* The Role of footwear in the pathogenesis of hallux valgus: A proof-of-concept finite element analysis in recent humans and homo naledi [J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2020, 8: 648.
- [15] WONG DWC, ZHANG M, LEUNG AKL. First ray model comparing normal and hallux valgus feet [M]// *Computational biomechanics of the musculoskeletal system*. USA: CRC Press, 2014: 49-60.
- [16] YU J, CHEUNG JT, FAN Y, *et al.* Development of a finite element model of female foot for high-heeled shoe design [J]. *Clin Biomech*, 2008, 23(Suppl 1): S31-38.
- [17] SALTZMAN CL, NAWOCZENSKI DA. Complexities of foot architecture as a base of support [J]. *J Orthop Sport Phys*, 1995, 21(6): 354-360.
- [18] PERERA AM, MASON L, STEPHENS MM. The pathogenesis of hallux valgus [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2011, 93(17): 1650-1661.
- [19] WANG Z, IMAI K, KIDO M, *et al.* A finite element model of flatfoot (pes planus) for improving surgical plan [J]. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, 2014, doi: 10.1109/EMBC.2014.6943723.
- [20] CIFUENTES-DE LA PORTILLA C, PASAPULA C, GUTIERREZ-NARVARTE B, *et al.* Peroneus Longus overload caused by soft tissue deficiencies associated with early adult acquired flatfoot: A finite element analysis [J]. *Clin Biomech*, 2021, 86: 105383.
- [21] GENG X, SHI J, CHEN W, *et al.* Impact of first metatarsal shortening on forefoot loading pattern: A finite element model study [J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2019, 20(1): 1-9.
- [22] MATZAROGLOU C, BOUGAS P, PANAGIOTOPOULOS E, *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.
- [23] WONG D, WANG Y, ZHANG M, *et al.* Functional restoration and risk of non-union of the first metatarsocuneiform arthrodesis for hallux valgus: A finite element approach [J]. *J Biomech*, 2015, 48(12): 3142-3148.
- [24] MAO R, GUO J, LUO C, *et al.* Biomechanical study on surgical fixation methods for minimally invasive treatment of hallux valgus [J]. *Med Eng Phys*, 2017, 46: 21-26.
- [25] BRILAKIS EV, KASELOURIS E, MARKATOS K, *et al.* Mitchell's osteotomy augmented with bio-absorbable pins for the treatment of hallux valgus: A comparative finite element study [J]. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, 2019, 19(2): 234-244.
- [26] 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): 720-728.
- [27] LIANG J, YANG Y, YU G, *et al.* Deformation and stress distribution of the human foot after plantar ligaments release: A cadaveric study and finite element analysis [J]. *Sci China Life Sci*, 2011, 54(3): 267-271.
- [28] 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.
- [29] CHOKHANDRE S, HALLORAN JP, VAN DEN BOGERT AJ, *et al.* A three-dimensional inverse finite element analysis of the heel pad [J]. *J Biomech Eng*, 2012, 134(3): 031002.
- [30] CHATZISTERGOS PE, NAEMI R, CHOCKALINGAM N. A method for subject-specific modelling and optimisation of the cushioning properties of insole materials used in diabetic footwear [J]. *Med Eng Phys*, 2015, 37(6): 531-538.
- [31] GAMAGE C, WIJESINGHE I, PERERA I. Automatic scoring of diabetic foot ulcers through deep CNN based feature extraction with low rank matrix factorization [C]// *Proceedings of 2019 IEEE 19<sup>th</sup> International Conference on Bioinformatics and Bioengineering (BIBE)*. Athens: IEEE, 2019: 352-356.
- [32] ALZUBAIDI L, FADHEL MA, OLEIWI SR, *et al.* DFU QUTNet: diabetic foot ulcer classification using novel deep convolutional neural network [J]. *Multimed Tools Appl* 2019, 79(21-22): 15655-15677.
- [33] WU D, LIU X, ZHANG Y, *et al.* Research and application of artificial intelligence based three-dimensional preoperative planning system for total hip arthroplasty [J]. *Zhongguo Xue Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi*, 2020, 34(9): 1077-1084.
- [34] 吴东, 柴伟, 刘星宇, 等. 人工智能全髋关节置换术髋臼杯放置算法的实验研究 [J]. *中华骨科杂志*, 2021, 41(3): 176-185.