

文章编号: 1004-7220(2007)04-0339-06

## 足部三维有限元建模方法及其生物力学应用

张明<sup>1</sup>, 张德文<sup>1</sup>, 余嘉<sup>1</sup>, 樊瑜波<sup>2</sup>

(1. 香港理工大学医疗科技及资讯学系, 香港; 2. 北京航空航天大学生物工程系, 北京 100087)

**摘要:** **目的** 探讨建立足部三维有限元模型的方法, 应用模型模拟分析研究鞋垫设计参数, 不同软组织刚度和受力情况下对足部的生物力学影响。**方法** 建立基于解剖结构, 包括软组织, 韧带和腱膜, 考虑材料的非线性和关节接触的足部三维有限元模型。有限元模型的可靠性利用模拟足踝关节在不同病理、手术和鞋垫矫治情况下的生物力学反应来验证。**结果** 有限元分析结果表明, 定制型鞋垫的形状比鞋垫材料的刚度对减少足底最大压力有更重要影响。软组织刚度的增加引起足底接触面积的减小, 从而会导致足底跖骨区最大压力增加。部分和完全松懈足底腱膜都会降低足弓高度, 并增加足底韧带的张力和增加中足和跖骨的应力。体重增加和跟腱拉力增加都将成倍足底筋膜的拉力。**结论** 所建足部有限元模型能预测足底压力分布和足内部骨骼软组织应力、应变情况, 可以成为设计鞋垫和研究足部各种临床状况提供有力的分析工具。

**关键词:** 人体足踝; 鞋垫设计; 生物力学; 有限元; 足底腱膜

**中图分类号:** R318.01 **文献标识码:** A

## Human foot three-dimensional finite element of modeling and its biomechanical applications

ZHANG Ming<sup>1</sup>, CHEUNG Jason T.M.<sup>1</sup>, YU Jia<sup>1</sup>, FAN Yu-bo. (1. Department of Health Technology and Informatics, The Hong Kong Polytechnic University, Hong Kong, China; 2. Department of Bioengineering, Beihang University, Beijing 100087, China)

**Abstract: Objective** To develop a three-dimensional (3D) comprehensive finite element (FE) foot model for studying the biomechanical effects of different parametrical designs with various foot orthoses, soft tissue stiffness and loading conditions. **Methods** Based on the accurate anatomical structures including the encapsulated soft tissue, ligaments and plantar fascia, and taking the nonlinear properties of material and foot contacting into consideration, a 3D FE mode of foot was developed. The reliability and validity of the FE model to quantify the biomechanical response of the foot and ankle under different simulated pathological, surgical and orthotic conditions were investigated. **Results** The FE analysis showed that such a custom-molded shape was more important for relieving of the plantar peak pressure than the stiffness of orthotic material as far as the design is concerned. Increasing soft tissue stiffness would lead to decrease the total contact area of the foot-support interface and then make the increases in plantar peak pressure of the bony prominences. Either reducing the stiffness of plantar fascia or surgical releases of the partial or the entire plantar fascia could decrease the arch height, increasing the strains of the plantar ligaments and intensifying the stresses in the midfoot and metatarsal bones. The FE predictions showed that both the increase of weight on the foot and achilles tendon loading resulted in an increase in tension of the plantar fascia with the latter showing a two-times larger straining effect. **Conclusion** The established FE model, which allowed prediction of plantar pressure distributions as well as the internal stress and strain of the bony and soft tissue structures, can be an effective tool to study different clinical questions and for footwear design.

**Key words:** Human foot and ankle; Orthotic design; Biomechanics; Finite element; Plantar fascia

收稿日期: 2007-03-08

基金项目: 国家自然科学基金(编码 10529202); 香港大学委员会研究基金 RGC(POLYU 5249/04E 和 5317/05E)

作者简介: 张明(1961-), 男, 研究方向: 生物力学

通讯作者: 张明, E-mail: ming.zhang@polyu.edu.hk

许多学者指出生物力学因素在探求足部疾病的病因机制、治疗和防治方面起到重要的作用。因而,正常足部的生物力学知识有助于确定足部矫正式支具设计或者手术治疗方案。足踝关节内部的应力应变的信息有助于增加对其生物力学的认识,然而通常直接测量足部内部应力应变是比较困难的,有限元分析可以为临床提供这些有用的信息。

随着测量仪器和理论方法上的不断进步,对足部及鞋垫关系的生物力学的认识也在不断提高。很多实验研究集中在鞋垫对足底压力减轻及重新分布和矫正病态步态方面。由于足踝关节的复杂性及实验条件的限制,大多数研究局限在足与鞋垫的关节总体运动和足底压力分布上,因而鞋垫对足底压力分布和稳定性的机制认识上主要还是依据主观经验、相互作用面压力的测量和初步运动测量。由于有限元方法具有强大的建模功能,在动静状态下能够对具有复杂的几何形状、材料参数和不同受力条件下的物体进行模拟仿真研究,有限元方法已经越来越多的被应用到生物力学中。对前人足部有限元研究的回顾中发现<sup>[1-7]</sup>,其模型大多数是基于简化了足的形状,假设线弹性材料和极小变形,没有摩擦和滑动的线性边界条件。本文将建立采用足的骨及软组织几何形状,考虑韧带等非线性材料参数和关节运动的有限元模型。本模型将用来研究不同几何形状和材料的鞋垫对足部的影响,并可以应用于模拟各种足部临床状况的研究。

## 1 材料和方法

### 1.1 有限元模型的几何特性

对一名年龄26岁,身高174 cm,体重70 kg的男子的右足沿横断面以间距为2 mm扫描获得MRI片。扫描时用定制的足踝支具来保持足部处于正中位置。采用Mimics软件(比利时Materialise公司)进行骨骼和足外表面的三维几何重建。为了减少运算复杂性,在MRI断面的划分中,关节软骨融入其对应的骨表面中。Mimics中重建的面模型导入三维CAD软件SolidWorks软件中形成实体模型。然后再导入有限元分析软件ABAQUS(美国HKS公司)中进行网格划分和计算。如图1所示,有限元模型包含了28块骨骼(分别是跟骨,距骨,骰骨,舟

骨,3块楔骨,5块跗骨和14块趾骨)及其外围的软组织。趾骨间用2 mm的实体单元来模拟中间的软骨及其他连接性的组织。



图1 (a)面模型,(b)软组织和骨骼的有限元网格模型  
Fig. 1 (a) Surface model and (b) FE meshes of the encapsulated soft tissue and bony structures

跟骨,距骨,骰骨,舟骨,楔骨和跗骨间的作用定义为弹性接触来模拟骨骼间的相互运动。除了趾骨的副韧带及其他连接性组织外,72条韧带和足底腱膜由其在骨骼上的附着点连线定义。附着点的信息参考足踝解剖交互式三维软件(Interactive foot and ankle,英国Primal Picture公司)。图2所示为主要韧带附着点,例如足底腱膜,足底长韧带,足底短韧带,弹性韧带。足底腱膜由跟骨与跗趾关节的5条分支组成。

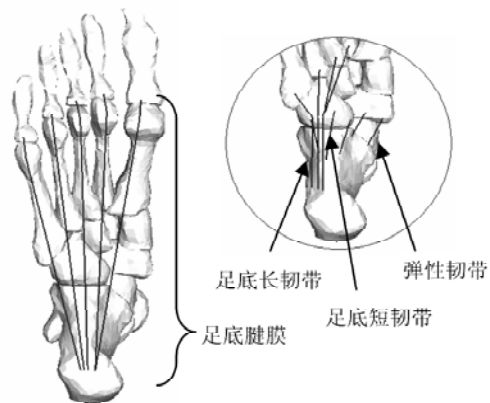


图2 有限元模型的足底腱膜,足底长韧带,足底短韧带,弹性韧带的附着点示意图

Fig. 2 The attachment points of the plantar fascia, spring ligaments, long and short plantar ligaments of the FE model

骨骼和软组织由4节点的三角形单元划分,韧带由桁架单元划分。由于韧带仅能够承受拉力,所以其材料参数被定义为非抗压特性,因而在

ABAQUS中其将不会有压应力产生。ABAQUS中的自动面对面的接触算法将用来模拟各骨骼面之间的作用。由于关节面之间是润滑关系，关节面的接触认为是无摩擦的。相对于剪切载荷，关节的刚度可认为是由关节周围的韧带和与其接触的软组织决定的。与软骨层类似的接触刚度用来模拟关节软骨间的接触面。一水平实心支撑平板将用来模拟赤足站立时足与地面的相互作用关系，支撑板用六面体单元划分。同样的面接触算法来模拟足-地面的作用，其摩擦系数取0.6。

鞋垫的几何外形取自进行MRI扫描的同一人的赤足外形。三维足部表面外形利用三维足部激光扫描仪(INFOOT Laser Scanner)得到。利用Matlab编程获得依据足部表面生成的鞋垫面模型。之后将其导入三维CAD软件SolidWorks中建立不同厚度的实体模型，最后将实体模型导入ABAQUS中创建有限元网格模型。鞋垫的有限元模型由内底，中底和外底构成，如图3所示。

1.2 有限元模型的材料特性

除了包含的软组织外，其他组织都设定为单一

各向同性线弹性材料，见表1。骨骼材料参数依据皮质骨和松质骨的所占体积比，定义杨氏模量为7 300 MPa，泊松比为0.3<sup>[7]</sup>。软骨<sup>[8]</sup>，韧带<sup>[9]</sup>和足底腱膜<sup>[10]</sup>的材料参数分别参考引用文献。软骨视为几乎不可压缩材料，其泊松比定义为0.4。韧带和足底腱膜视为不可压缩材料。包含的软组织定义为超弹性材料。

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>[6]</sup>，见图4。应变势能的二次多项式表达式采用下列公式：

$$U = \sum_{i+j=1}^2 C_{ij} (\bar{I}_1 - 3)^i (\bar{I}_2 - 3)^j + \sum_{i=1}^2 \frac{1}{D_i} (J_{el} - 1)^{2i} \quad (1)$$

其中U指参考体积的每单位的应变能； $C_{ij}$ 和 $D_i$ 是材料(表2)的参数； $\bar{I}_1$ 和 $\bar{I}_2$ 是第一和第二应变偏不变量，定义如下： $\bar{I}_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2$  (2)

$$\bar{I}_2 = \lambda_1^{(-2)} + \lambda_2^{(-2)} + \lambda_3^{(-2)} \quad (3)$$

其中偏拉力定义如下：

$$\bar{\lambda}_i = J_{el}^{-1/3} \lambda_i \quad (4)$$

$J_{el}$ 和 $\lambda_i$ 分别是弹性体积比和主拉力。

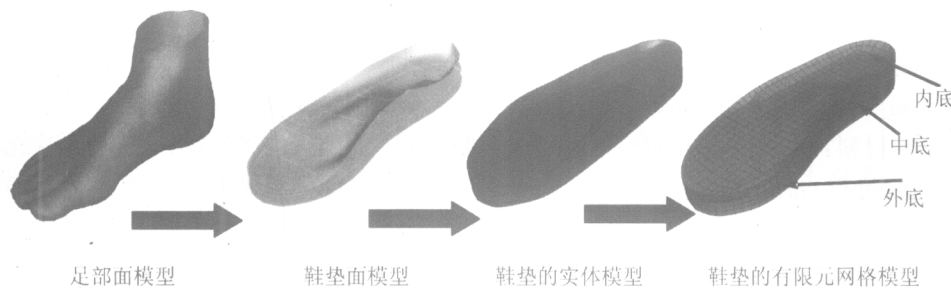


图3 建立鞋垫模型的步骤  
 Fig. 3 Procedures for creating the foot orthosis model

表1 材料参数及单元类型  
 Tab 1 Material properties and element types defined in the FE model

材料	单元类型	杨氏模量 $E$ (MPa)	泊松比 $\nu$	截面积 ( $\text{mm}^2$ )
骨骼	3D-Tetrahedra	7,300	0.3	-
包含的软组织	3D-Tetrahedra	Hyperelastic	-	-
软骨	3D-Tetrahedra	1	0.4	-
韧带	Tension-only Truss	260	-	18.4
足底腱膜	Tension-only Truss	350	-	58.6
鞋垫	3D-Brick	Hyperfoam	-	-
地面支撑	3D-Brick	17,000	0.1	-

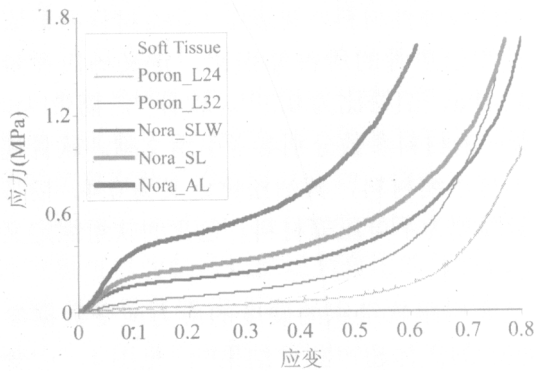


图4 软组织和不同鞋垫材料的应力应变非线性曲线  
Fig. 4 Stress-strain curves for nonlinear material models for encapsulated soft tissue and different orthotic materials

大部分弹性体很难压缩，它们的材料特性可以由超弹性模型来准确模拟。但用来制造鞋垫的类似橡胶的材料，例如弹性泡沫却是很容易压缩，所以需要有不同的应变能来描述这种弹性泡沫。一般的弹性泡沫材料多是多孔聚合物例如衬垫，填料。

对于本模型中，采用了两种通常用来制作鞋垫的材料：Poron(Rogers Corporation, Connecticut, U.S.A)和Nora® (Freudenberg, Germany)。Poron是一种开孔聚亚安酯泡沫，Nora是闭孔EVA泡沫，EVA泡沫可以有多种密度和硬度来制作鞋底。本模型分别采用了5种不同硬度的材料，两种不同硬度Poron的材料：10度(Poron\_L24)和20度(Poron\_L32)及三种不同硬度Nora的材料：30度，40度，50度。鞋垫的硬度由硬度测量仪 shore A 得到。

易压缩非线性弹性特性的弹性泡沫势能由下列公式表达：

$$U = \sum_{i=1}^2 \frac{2\mu_i}{\alpha_i^2} \left[ \hat{\lambda}_1^{\alpha_i} + \hat{\lambda}_2^{\alpha_i} + \hat{\lambda}_3^{\alpha_i} - 3 + \frac{1}{\beta_i} (J_{el}^{-\alpha_i \beta_i} - 1) \right] \quad (5)$$

其中U参考体积每单位的二阶各向同性泡棉的应变势能； $J_{el}$ 和 $\lambda_i$ 分别是弹性体积比和主拉力。 $\mu_i$ ， $\alpha_i$ 和 $\beta_i$ 是材料(表3)的参数。

每种鞋垫材料由Housefield材料测试机加载1000N获得。样品是直径20mm，厚度6mm，实验采用每秒1mm，最大单轴压力最大500N方案。不同硬度材料的应力应变数据用来确定ABAQUS中泡棉的材料模型的参数。见表3。

### 1.3 有限元模型的加载和边界条件

双足站立平衡和中间相将被模拟。为了模拟足部的生理负重，压力中心、地面总反力和足的位置信息已经由同一人取得。对于体重70kg的人，平衡站立时每只足将承受350kN的力。为了模拟平衡站立，仅考虑跟腱处受力，忽略其他内外在的肌肉力。5条等力的向量等效于一条跟腱的拉力将通过5个连接单元加载收缩力于跟腱附着点上，如图5所示。地面反力以集中力将向上施加在地面支撑面。软组织，胫骨和腓骨的远端上表面被完全固定。踝关节认为处在平衡站立时的正中位。跟腱力的大小可由志愿者的足底压力分布和压力中心来验证。

对中间相，地面反力和主动外在肌肉力将被加载。肌肉和腱的收缩力由连接单元定义在相应的附着点上，见图6。同样，地面反力以集中力将向上施加在地面支撑面。软组织，胫骨和腓骨的远端上表面完全固定。踝关节认为处在中间相的正中位。

表2 软组织的超弹性材料模型系数

Tab. 2 The coefficients of the hyperelastic material model used for the encapsulated soft tissue

$C_{10}$	$C_{01}$	$C_{20}$	$C_{11}$	$C_{02}$	$D_1$	$D_2$
0.08556	-0.05841	0.03900	-0.0231	0.00851	3.65273	0.00000

表3 鞋垫的泡棉材料模型系数

Tab. 3 The coefficients of the hyperfoam material model used for orthotic materials

鞋垫材料	$\mu_1$	$\mu_2$	$\alpha_1$	$\alpha_2$	$\beta_1$	$\beta_2$
Poron_L24	0.213	-0.062	10.3	-3.349	0.32	0.32
Poron_L32	-0.337	-0.087	7.272	-2.391	0.32	0.32
Nora_SLW	0.975	-0.291	8.87	-2.884	0.32	0.32
Nora_SL	1.037	-0.304	7.181	-2.348	0.32	0.32
Nora_AL	8.874	-7.827	2.028	1.345	0.32	0.32

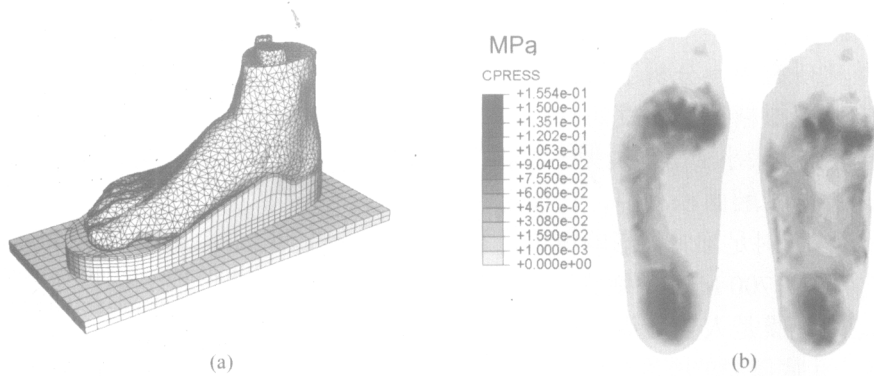


图5 (a)模拟足一支撑面接触的有限元模型, (b)平鞋垫支撑和带足弓支撑的鞋垫有限元预测的足底压力结果

Fig. 5 (a) The FE model for simulating the foot-support interface and (b) the FE predicted plantar pressure distributions in contact with flat and arch-supporting foot orthoses

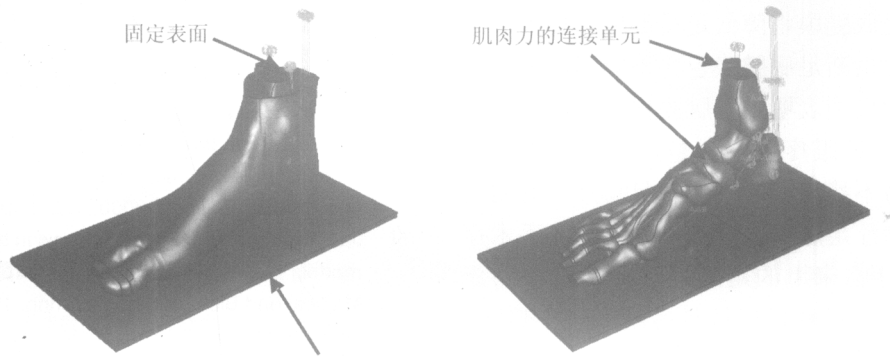


图6 模型加载和边界条件

Fig. 6 Loading and boundary conditions for simulating the physiological loading on the foot

#### 1.4 参数化研究

本模型是现有文献中首先考虑时间足踝几何形状, 非线性材料特性, 大变形和界面的摩擦滑动的有限元模型。本模型的软组织的硬度, 足底腱膜和跟腱力的敏感性分析已经完成<sup>[11-13]</sup>。模拟不同手术和病理状况, 例如足底腱膜切断、胫后肌肌腱异常等尸体实验已经和本模型预测的结果进行了对比。平底鞋垫与定制型鞋垫对减小足底最大压力的初步研究也已经完成<sup>[14]</sup>。

## 2 结果与讨论

本研究中, 基于MRI扫描的三维重建的有限元模型由28块骨骼, 72条韧带, 足底腱膜和软组织构成, 考虑了材料的非线性, 大变形和界面的摩擦和滑动。有限元预测的结果能较好的与临床和实验观察一致。

#### 2.1 鞋垫设计

在临床应用上, 本有限元模型可以被用来研究在不同步态下足的反映和设计出更好的鞋垫。在矫正支具和鞋的设计上, 有限元模型可以参数化评价不同形状或者其他设计参数的性能, 而不必制作支具和重复做大量的实验。图5a为足一鞋垫界面接触的有限元模型示意图, 图5b为平鞋垫支撑和带足弓支撑的鞋垫有限元预测的足底压力结果。

从有限元参数化分析中得出, 带足弓支撑鞋垫可以有效减少足底的最大压力。在设计鞋垫时, 鞋垫的形状比鞋垫的刚度对减少足底最大压力要重要。而且除了使用足弓支撑, 内底的刚度是减少足底最大压力第二重要的因素。其他因素, 例如内底厚度, 中底刚度和中底厚度对减少足底最大压力只起相对较小的作用。当承重时候, 定制型鞋垫能提供足底全接触, 是一种治疗减轻糖尿病足溃烂的方法。

## 2.2 软组织刚度的研究

在模型参数化研究中,分析了软组织和足底腱膜刚度的影响。模拟糖尿病的发病阶段,软组织刚度从正常值增加到最小2倍到最大5倍,预测结果显示,足底总的接触面积减少,在前足和足跟处最大压力增大,而对足部骨骼影响很小。对足底腱膜杨氏模量从0到700 MPa的敏感性分析中得出,站立时,足底腱膜是人体足纵弓最重要的稳定结构之一。减少足底腱膜的刚度将降低足弓高度,明显增加足底长短韧带和弹性韧带的张力。另外,模拟手术中部分和完全松解足底腱膜得出其将增加足底韧带的张力和增加中足和跖骨的应力。部分和完全松解足底腱膜将降低足弓高度和导致中足内翻,就算全部切断足底腱膜也并不会引起足弓完全塌陷。有限元模型表明足底腱膜松解可能缓解应力集中和相关的足跟疼痛。但是,这种手术方案也可能导致足弓不稳和临床上的中足疼痛。有限元预测结果表明治疗足底腱膜炎应首先考虑非手术疗法。如果要进行临床上的足底腱膜松解,应考虑仅部分的足底腱膜松解以保持足弓结构的完整性。

## 2.3 肌腱功能研究

从跟腱和胫后肌肌腱的研究中得出跟腱载荷与足底腱膜的拉力存在正变关系。保持地面反力为代表半身重量350 kN时,跟腱载荷从0变化到700N将导致前足的总力及前足足底最大压力的增加,同时压力中心将向前外移动,足弓高度也将减少。从模拟平衡站立时的有限元预测中得出跟腱力为总体重的75%的时候足底压力中心与测量结果接近。足的重量增加和跟腱拉力增加都将引起足底腱膜的成倍增加。有限元模型预测,过长延伸或者收紧跟腱都将可能是足底腱膜拉力过大和之后的足底腱膜炎或者足跟疼痛的力学原因之一。对平足中间相站立时的胫后肌肌腱异常结构的研究表明松解胫后肌肌腱将增加足弓变形和增大足底韧带特别是弹性韧带的拉力。胫后肌肌腱异常对足弓扁平的影响小于足底腱膜松解。足底腱膜松解和胫后肌肌腱异常将减小周围软组织的支撑作用和拉长足弓,导致获得性平足。

随着有限元模型的不断优化和提高,有限元在预测不同种类鞋垫的生物力学效果的能力可以用来提高鞋垫CAD/CAM对不同人的形状和材料方面

的设计原则。同时足部有限元模型并可以应用于模拟各种足部临床状况的研究。

## 参考文献:

- [1] Camacho DLA, Ledoux WR, Rohr ES, *et al.* A three-dimensional, anatomically detailed foot model: A foundation for a finite element simulation and means of quantifying foot-bone position[J]. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2002, 39: 401-410.
- [2] Chen WP, Ju CW, Tang FT. Effects of total contact insoles on the plantar stress redistribution: a finite element analysis [J]. *Clinical Biomechanics*, 2003, 18: S17-24.
- [3] Chu TM, Reddy NP, Padovan J. Three-dimensional finite element stress analysis of the polypropylene, ankle-foot orthosis: static analysis[J]. *Medical Engineering and Physics*, 1995, 17: 372-379.
- [4] 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]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2000, 122: 630-639.
- [5] Jacob S, Patil MK. Stress analysis in three-dimensional foot models of normal and diabetic neuropathy[J]. *Frontiers of Medical and Biological Engineering*, 1999, 9: 211-227.
- [6] Lemmon D, Shiang TY, Hashmi A, *et al.* The effect of insoles in therapeutic footwear: a finite-element approach[J]. *Journal of Biomechanics*, 1997, 30: 615-620.
- [7] Nakamura S, Crowninshield RD, Cooper RR, *et al.* An analysis of soft tissue loading in the foot—a preliminary report[J]. *Bulletin of Prosthetics Research*, 1981, 18: 27-34.
- [8] Athanasiou KA, Liu GT, Lavery LA, *et al.* Biomechanical topography of human articular cartilage in the first metatarsophalangeal joint[J]. *Clinical Orthopaedics*, 1998, 348: 269-281.
- [9] Siegler S, Block J, Schneck CD. The mechanical characteristics of the collateral ligaments of the human ankle joint[J]. *Foot and Ankle*, 1988, 8: 234-242.
- [10] Wright D, Rennels D. A study of the elastic properties of plantar fascia[J]. *Journal of Bone and Joint Surgery, American*, 1964, 46: 482-492.
- [11] Cheung JT, Zhang M, An KN. Effects of plantar fascia stiffness on the biomechanical responses of the ankle-foot complex[J]. *Clinical Biomechanics*, 2004, 19: 839-846.
- [12] Cheung JT, Zhang M, An KN. Effect of Achilles tendon loading on plantar fascia tension in the standing foot[J]. *Clinical Biomechanics*, 2006, 21: 194-203.
- [13] Cheung JT, Zhang M, Leung AK, *et al.* Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing - A material sensitivity study[J]. *Journal of Biomechanics*, 2005, 38: 1045-1054.
- [14] Cheung JT, Zhang M. A 3D finite element model of the human foot and ankle for insole design[J]. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2005, 86: 353-358.