

# 足部相关肌肉、肌腱组织材料弹性模量的测定

边 蕾, 胡海威, 温建民, 余志勇, 张 帅, 蒋云峰, 孙卫东(中国中医科学院望京医院关节二科, 北京市 100700)

## 文章亮点:

1 弹性模量的测量在临床中有重要的指导作用。有研究表明, 在手术内固定及人工关节置换领域合金与体内有应力、遮挡等弊端, 使手术不成功, 需找到一种生物特性与人体相近的材料, 故测试其准确的弹性模量相当重要。因此弹性模量的测量是必要的, 国内对肌肉弹性模量的测量工作开展比较少, 大多数研究中弹性模量的数值都是引用以往的文献或教材, 足部韧带、跖腱膜的材料参数从国内文献看, 大多采用国外已有的实验数据, 或进行推断定义得出。

2 实验对国人足部相关肌肉、肌腱材料参数做测量, 共得到了包括拇长伸肌、拇长屈肌、拇收肌、拇展肌横头和斜头、拇短屈肌内外侧头、拇长屈肌腱、拇长伸肌腱 9 个样本的相关测量数据, 主要包括长度、宽度、厚度、横截面积、最大载荷、强度极限和弹性模量, 为拇外翻有限元模型的建立及生物力学的研究提供了有效的数据基础。

## 关键词:

生物材料; 材料相容性; 弹性模量; 足; 材料参数; 拇长屈肌; 肌腱

## 主题词:

弹性模量; 足

## 摘要

**背景:** 目前, 几乎所有足部三维有限元模型的材料参数均来自国外研究, 尚未见有国人组织材料参数的测量与报道。

**目的:** 对国人足部的相关肌肉、肌腱材料做测量, 获得初步的参数数据。

**方法:** 解剖成年女性左小腿足新鲜标本拇长屈肌及其肌腱、拇短屈肌内外侧头、拇长伸肌及其肌腱、拇收肌横头及斜头、拇展肌, 分别测量和计算各试样的截面积和位于夹具之间的长度并记录数值, 将标本加载载荷, 1 个测样反复测量 4 次, 采集强度极限、最大载荷等数据, 以及载荷-位移曲线。根据胡克定律, 计算各标本的弹性模量。

**结果与结论:** 共得到了包括拇长伸肌、拇长屈肌、拇收肌、拇展肌横头和斜头、拇短屈肌内外侧头、拇长屈肌腱、拇长伸肌腱 9 个样本的相关测量数据, 主要包括长度、宽度、厚度、横截面积、最大载荷、强度极限和弹性模量。

边蕾, 胡海威, 温建民, 余志勇, 张帅, 蒋云峰, 孙卫东. 足部相关肌肉、肌腱组织材料弹性模量的测定[J]. 中国组织工程研究, 2015, 19(12):1919-1923.

doi:10.3969/j.issn.2095-4344.2015.12.022

## A preliminary determination of foot-related tissue elastic modulus

Bian Qiang, Hu Hai-wei, Wen Jian-min, Yu Zhi-yong, Zhang Shuai, Jiang Yun-feng, Sun Wei-dong (Second Department of Joint, Wangjing Hospital of CACMS, Beijing 100700, China)

## Abstract

**BACKGROUND:** Currently, the material parameters of foot three-dimensional finite element models are almost all from abroad, which have no reports in China.

**OBJECTIVE:** To preliminarily measure the parameters of foot muscle and tendon materials in Chinese people.

**METHODS:** The dissection of flexor pollicis longus tendon and flexor pollicis brevis muscle and the medial and lateral heads, extensor hallucis longus muscle and tendon and the transverse head of adductor pollicis muscle and the oblique head, abductor pollicis brevis from the left leg and foot of fresh female specimens was performed. The cross-sectional area and length located in a fixture were measured and calculated for each sample. Sample loading was done, and one sample was measured four times to gather strength limit, maximum load data, and the load displacement curve. According to Hooke's law, the elastic modulus of each specimen was calculated.

**RESULTS AND CONCLUSION:** Relevant measurement data were harvested from nine samples, including the extensor hallucis longus, flexor pollicis longus, adductor muscle and abductor hallucis muscle cross head and oblique head, medial and lateral head of flexor pollicis brevis muscle and flexor hallucis longus tendon and the extensor hallucis longus tendon. These parameters included length, width, thickness, cross-sectional area, maximum loading, ultimate strength and elastic modulus test.

**Subject headings:** Elastic Modulus; Foot

边蕾, 女, 1986 年生, 辽宁省沈阳市人, 汉族, 中国中医科学院在读博士, 主要从事中西医结合临床研究。

通讯作者: 温建民, 主任医师, 中国中医科学院望京医院关节二科, 北京市 100700

通讯作者: 孙卫东, 副主任医师, 中国中医科学院望京医院关节二科, 北京市 100700

中图分类号:R318

文献标识码:B

文章编号:2095-4344

(2015)12-1919-05

稿件接受: 2015-02-04

http://www.crter.org

Bian Qiang, Studying for doctorate, Second Department of Joint, Wangjing Hospital of CACMS, Beijing 100700, China

Corresponding author: Wen Jian-min, Chief physician, Second Department of Joint, Wangjing Hospital of CACMS, Beijing 100700, China

Corresponding author: Sun Wei-dong, Associate chief physician, Second Department of Joint, Wangjing Hospital of CACMS, Beijing 100700, China

Accepted: 2015-02-04

Bian Q, Hu HW, Wen JM, Yu ZY, Zhang S, Jiang YF, Sun WD. A preliminary determination of foot-related tissue elastic modulus. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2015;19(12):1919-1923.

## 0 引言 Introduction

有限元法在人体生物力学的定量研究显示出了巨大的优越性, 尤其在对人体骨骼结构进行力学研究时, 传统力学实验几乎无法直接进行, 而有限元法模拟力学实验就成为一种极为有效的手段。有限元分析方法的最大特点是对生物体无损伤, 可以模拟活体组织内部的生物力学行为, 而且模拟精度高, 模型可重复使用并可模拟多重负载, 研究省时快捷, 费用低廉, 应用面广。

通过足部有限元模型的建立和分析, 不仅可以得到整个足部三维结构的应力状态, 而且可以得到一个连续步态中不同阶段的足部结构应力变化状况。有限元分析因其在生物力学研究方面独特的优势, 近年来逐渐成为足部疾病病理机制、治疗及矫形支具制作等研究领域的有力工具。准确可靠足部有限元模型的建立是研究的前提, 科学的数据采集方法、可靠的材料特性和材料参数定义、适当的边界条件和可行的建模方法是建立高质量有限元模型的保证。

有限元模型的可靠性在很大程度上取决于所赋予的材料力学参数, 而可靠的材料参数是建立有限元模型的重要前提之一。定义足部组织的生物材料参数, 是建模和分析的重要因素, 它关系到模型的可靠性和准确度, 从而直接影响到研究结果。目前, 从已有的文献资料看, 几乎所有的足部三维有限元模型材料参数均来自国外研究, 尚未见有我国人的组织材料参数的测量与报道。国内外材料参数是否存在差异? 病理条件下足部组织的材料特性与参数均采用相同的数据是否合适? 这些都是有待研究的工作。开展正常足与疾病状态下足各种材料的特性和参数的测试, 将成为足部有限元建模的重点研究方向之一。

对足部相关肌肉、肌腱材料参数做测量, 获得初步的材料数据, 并与现有的国外材料参数作对比, 观察它们之间的异同, 以期提供更加准确的材料参数数据, 建立更加可靠的有限元模型。

## 1 材料和方法 Materials and methods

**设计:** 对国人足部的相关肌肉、肌腱材料做测量。

**时间及地点:** 于2009年4月在首都医科大学生物医学工程学院生物力学实验室完成。

**材料:** 45岁女性左小腿-足新鲜标本1具(已取得供者知情同意)。标本截取后于-20℃低温冰柜中保存。实验前约12 h将标本由冰柜中取出, 室温下自然解冻。解剖出拇长屈肌及其肌腱、拇短屈肌内外侧头、拇长伸肌及其肌腱、拇收肌横头及斜头、拇展肌, 分别做成试样, 用生理盐水纱布包裹以防试样脱水, 备用(图1)。

**实验设备:** 实验设备由首都医科大学生物医学工程学院生物力学实验室提供, 主要包括以下设备: 美国BOSE

ESG公司ElectroForce3300动态力学测试平台(图2); WinTest 4.0测试处理软件(图3); 快速冰冻夹具、PC机Windows操作系统及游标卡尺。

**实验方法:**

**标本试样的测量:** 进行实验前分别测量和计算各试样的截面积和位于夹具之间的长度并记录数值。

**标本试样的加载:** 将试样安放到试验机冰冻夹具上, 装卡在试验机上的试样应当放正, 即两端应在销子的中间。试样应不受载荷。

正式测试前按照生物力学测试要求, 首先将试样进行预加载拉伸, 以消除试样的载荷蠕变。根据预实验加载载荷至最大载荷, 反复加载10次, 至整体载荷位移曲线趋于稳定(图4, 5)。

正式加载拉伸距离和载荷根据各试样的预加载情况确定, 加载速率为0.083 5 cm/min, 1个试样反复测量4次, 采集强度极限、最大载荷等数据, 以及载荷-位移曲线(图6)。

**材料弹性模量的计算方法:** 材料在弹性变形阶段, 其应力和应变成正比例关系(即符合胡克定律), 纵向应力与纵向应变的比例常数就是材料的弹性模量, 也叫杨氏模量。弹性模量可视为衡量材料产生弹性变形难易程度的指标, 其值越大, 使材料发生一定弹性变形的应力也越大, 即材料刚度越大, 亦即在一定应力作用下, 发生弹性变形越小。

设试样的原长L, 横截面积为S, 沿长度方向施力F后, 其长度改变 $\Delta L$ , 则试样单位面积上受到的垂直作用力F/S称为正应力, 试样的相对伸长量 $\Delta L/L$ 称为线应变, 根据胡克定律则

$$\frac{F}{S} = E \frac{\Delta L}{L} \quad (\text{式1}) \quad E = \frac{F/S}{\Delta L/L} \quad (\text{式2})$$

可简化成  $E = \frac{\sigma}{\epsilon}$

其中,  $\sigma$ 代表正应力,  $\epsilon$ 代表纵向线应变。将从实验机提取的载荷-位移曲线转换为力-变形曲线(图7), 将力除以横截面积, 位移除以试件长度, 得到应力-应变曲线, 拟合曲线中间直线段(图8), 得到其弹性模量(E)。

**主要观察指标:** 成年女性左小腿足新鲜标本拇长屈肌及其肌腱、拇短屈肌内外侧头、拇长伸肌及其肌腱、拇收肌横头及斜头、拇展肌测量结果。

## 2 结果 Results

通过测量和计算, 共得到了包括拇长伸肌、拇长屈肌、拇收肌、拇展肌横头和斜头、拇短屈肌内外侧头、拇长屈肌肌腱、拇长伸肌腱 9 个样本的相关测量数据, 主要包括长度、宽度、厚度、横截面积、最大载荷、强度极限和弹性模量。具体数值见表 1。根据国外文献韧带材料参数一般采用  $E=260 \text{ MPa}$ , 跖腱膜的材料参数一般采用  $E=350 \text{ MPa}$ , 足底肌  $E=125.0 \text{ MPa}$ ,  $\nu=0.4$ 。

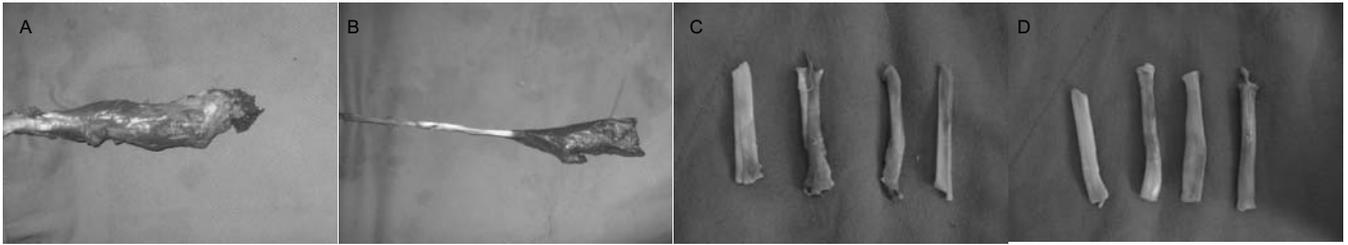


图1 成年女性左小腿足新鲜标本

Figure 1 The left leg and foot samples from adult women

图注: 图中 A-D 分别为拇展肌、拇长屈肌及其肌腱、拇长伸肌腱与拇长屈肌腱。



图2 美国 BOSE ESG 公司 ElectroForce3300 动态力学测试试验机

Figure 2 Bose3300testing machine made in USA

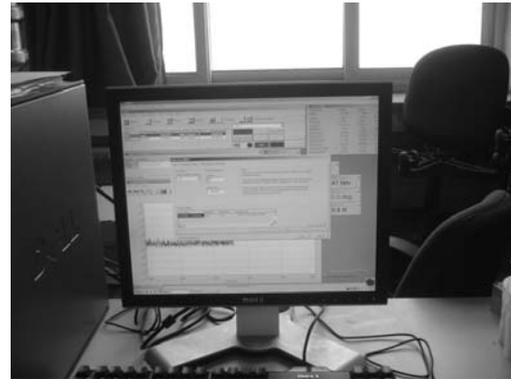


图3 Wintest 测试软件界面

Figure 3 Interface of Wintest testing software

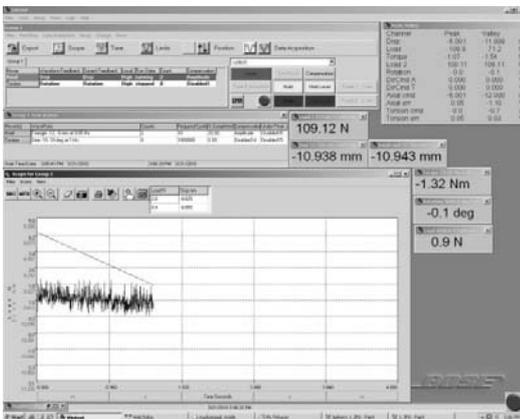


图4 数据采集界面

Figure 4 Data acquisition interface

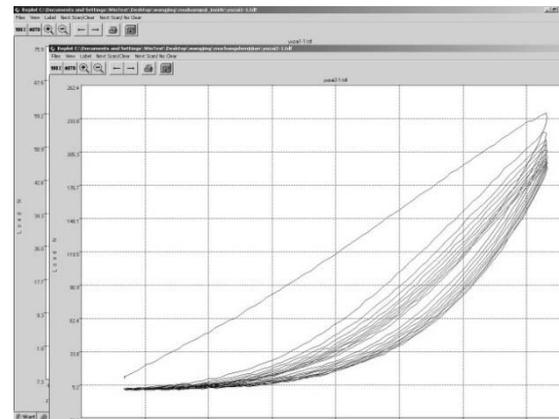


图5 载荷-位移曲线滞后环

Figure 5 The hysteresis loop of load-displacement curves

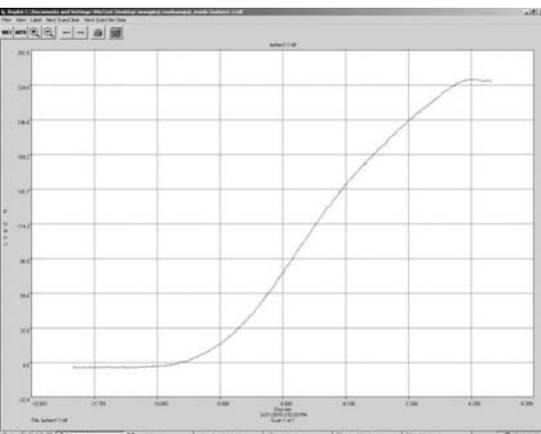


图6 载荷-位移曲线

Figure 6 The load-displacement curve

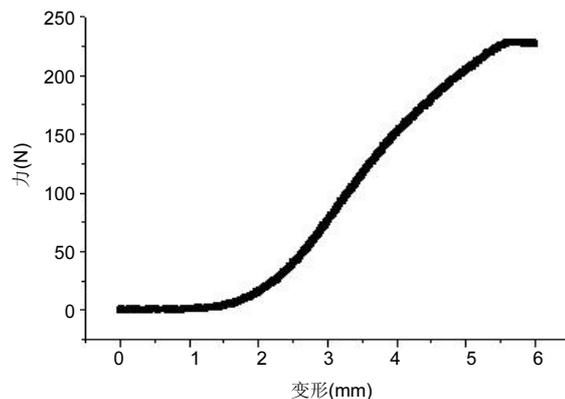


图7 力-变形曲线

Figure 7 The force-deformation curve

表 1 成年女性左小腿足新鲜标本相关材料的参数

Table 1 Related material parameters of the left leg and foot of fresh female specimens

项目	长度(mm)	宽度(mm)	厚度(mm)	横截面积(mm <sup>2</sup> )	最大载荷(N)	强度极限(N/mm <sup>2</sup> )	弹性模量(MPa)
拇收肌斜头	36.72	40.8	6.40	261.12	33.1	0.13	0.72
拇收肌横头	15.98	41.9	3.83	160.48	41.8	0.26	0.43
拇展肌	24.27	32.2	9.30	299.46	70.1	0.23	1.06
拇长屈肌	43.08	21.30	19.67	418.90	229.4	0.55	4.24
拇长伸肌	43.08	35.83	4.16	149.05	170.8	1.15	12.03
拇短屈肌外侧头	44.58	25.22	9.60	242.08	84.4	0.32	3.08
拇短屈肌内侧头	36.72	37.68	6.40	241.15	33.1	0.13	6.11
拇长屈肌腱	10.85	5.14	2.88	14.80	503.3	34.01	163.88
拇长伸肌腱	10.85	3.75	2.30	8.63	221.5	29.34	276.48

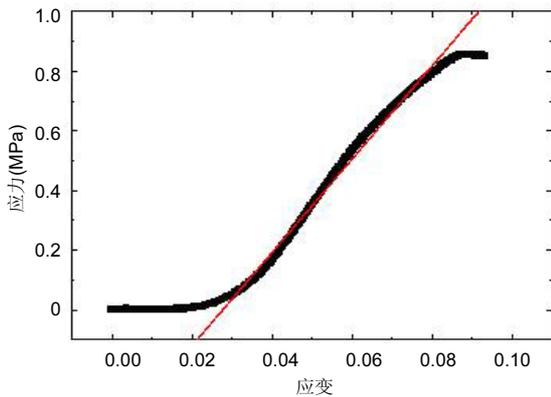


图 8 应力-应变曲线直线段的拟合

Figure 8 Stress-strain curve fitting

### 3 讨论 Discussion

弹性模量又称杨氏模量, 是物体弹性变形难易程度的表征。从宏观角度来说, 弹性模量是衡量物体抵抗弹性变形能力大小的尺度; 从微观角度来说, 则是原子、离子或分子之间键合强度的反映。弹性模量的测量在临床中有重要的指导作用。有研究表明, 在手术内固定及人工关节置换领域合金与体内有应力、遮挡等弊端, 使手术不成功, 需找到一种生物特性与人体相近的材料, 故测试其准确的弹性模量相当重要<sup>[1-2]</sup>。张爱平等<sup>[3]</sup>利用不同弹性模量的夹板, 通过验证与肌肉、皮质骨弹性模量和泊松比更相近的塑形夹板, 解决了夹板形状与铅笔外形不符的问题, 并使分骨作用得以增强, 有利于骨的稳定。徐飞鸿等<sup>[4]</sup>通过计算获得肌肉“地基模量”, 从而论证了塑形弹力夹板疗法的科学性。

故弹性模量的测量是必要的, 国内对肌肉弹性模量的测量工作开展比较少, 大多数研究中弹性模量的数值都是引用以往的文献或教材<sup>[5-7]</sup>, 足部韧带、跖腱膜的材料参数从国内文献看, 大多采用国外已有的实验数据<sup>[8-10]</sup>, 或进行推断定义得出, 聂文忠<sup>[11]</sup>基于人体骨CT的Hounsfield值与骨弹性模量之间的关系, 确定椎体松质骨和椎体后部结构的材料属性。根据国外文献韧带的材料参数一般采用  $E=260$  MPa, 跖腱膜的材料参数一般采用  $E=350$  MPa, 足底肌  $E=125.0$  MPa,  $\nu=0.4$ <sup>[12]</sup>。韧带的材料参数一般采用

Siegler等<sup>[13]</sup>的实验数据。跖腱膜的材料参数一般采用Wright等<sup>[14]</sup>的实验数据。更准确的材料参数可以通过实验和公式计算获得, 如Race等<sup>[15]</sup>通过对正常人体下肢韧带进行单轴拉伸实验, 得出韧带的材料参数。Nakamura等<sup>[16]</sup>根据尸体足底软组织标本实验得出组织应力、应变和各项参数。Lemmon<sup>[17]</sup>采用超声测量足底脂肪垫, 由于采用活体测量, 该数据也被较多研究引用。试验中引用的弹性模量值是否与真实的弹性模量相符, 还需要进一步测试验证。本实验经过测试得出足部组织的生物材料参数, 为建模和分析提供基础。

弹性模量是一种最重要、最据特征的力学性质, 是进行有限元分析必须先预先了解的资料。本实验初步测出包括拇长伸肌、拇长屈肌、拇收肌、拇展肌横头和斜头、拇短屈肌内外侧头、拇长屈肌腱、拇长伸肌腱9个样本的相关测量数据。由于样本量及实验条件的限制, 不能够进行大样本多次重复测验, 但为拇外翻有限元的模型构建提供了基础。不同生理或病理状态下肌肉的弹性模量是不同的: 温朝阳等<sup>[18]</sup>通过超声诊断仪测出141例男性肱二头肌在松弛及紧张状态下的弹性模量值, 发现二者具有显著差异。正常臀肌及臀肌挛缩症通过测试得出其应力、应变、弹性模量均存在差异<sup>[19]</sup>。通过对短跑运动员和非运动员跟腱横截面积和弹性模量的研究后发现, 与非运动员相比, 短跑运动员跟腱的横截面积无显著性变化, 弹性模量则明显增加, 其差异有显著性意义<sup>[20]</sup>, 故若建立正常足和拇外翻足所需的肌肉弹性模量是否相同有待于进一步研究。生物材料参数与载荷方式有一定联系<sup>[21]</sup>。目前大部分足部组织的生物材料参数多是在静态情况下获得的, 动态方面的材料实验甚少, 如果将这些材料参数用于对足部运动方式的三维有限元分析研究, 可能会造成结果的偏差, 甚至是大相径庭, 这是在有限元研究中要注意的。

软组织通常表现为不均匀性、各向异性、准不可压缩性、非线性-塑性-黏弹性等材料性质<sup>[22-23]</sup>。足部的韧带、肌腱、跖腱膜、肌肉及足底脂肪垫等软组织应被认为是非线性材料(在伸长时有一定刚度, 相反在压缩时没有刚度), Joseph等认为其由横观各向同性弹性材料单元和缆索材料单元复合构成, 沿纤维方向抗拉能力远远大于抗压能力,

且平行于纤维的弹性大于垂直于纤维的弹性<sup>[24]</sup>。Buchler等<sup>[25]</sup>提出足底固有肌群(拇展肌、拇短屈肌、拇收肌)参考设为被动张力非线性超弹性材料。

本实验由于条件所限,无法在大量标本下进行试验。另外活体和体外实验是否存在差异,在肌肉不同状态下结果是否存在差异、生理及病理结果是否不同,这些都需要在今后的研究中一一解答及验证。

结论:本实验通过对拇外翻相关肌肉弹性模量的测试,为拇外翻有限元模型的建立及生物力学的研究提供了有效的数据基础。

**致谢:** 感谢首都医科大学生物医学工程学院刘志成教授、钱秀清教授对实验予以支持和帮助。

**作者贡献:** 温建民进行实验设计,实验实施为胡海威,实验评估为孙卫东,资料收集为余志勇、张帅、蒋云峰,边蕃成文,孙卫东审校,温建民、孙卫东对文章负责。

**利益冲突:** 文章及内容不涉及相关利益冲突。

**伦理要求:** 供者对实验知情同意。

**学术术语:** 弹性模量-又称杨氏模量,是物体弹性变形难易程度的表征。从宏观角度来说,弹性模量是衡量物体抵抗弹性变形能力大小的尺度;从微观角度来说,则是原子、离子或分子之间键合强度的反映。弹性模量的测量在临床中有重要的指导作用。有研究表明,在手术内固定及人工关节置换领域合金与体内有应力、遮挡等弊端,使手术不成功,需找到一种生物特性与人体相近的材料,故测试其准确的弹性模量相当重要。

**作者声明:** 文章为原创作品,无抄袭剽窃,无泄密及署名和专利争议,内容及数据真实,文责自负。

#### 4 参考文献 References

- [1] Sharma M, Lanrana NA, Rodriguez J. Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability. *Spine*. 1995;20(6):887-896.
- [2] 应航,吕荣坤. 应力环境对骨重建的影响[J]. 浙江中医院学报, 2000,24(6):46-48.
- [3] 张爱平,许书亮,周恩昌. 塑形夹板治疗尺桡骨双骨折的有限元分析[J]. 福建中医学院学报, 2002,12(4):25-27.
- [4] 徐飞鸿,彭达仁. 塑形弹力夹板的生物力学性能实验[J]. 长沙交通学院学报, 1997,13(1):16-20.
- [5] 孙卫东,胡海威,温建民,等. 第一跖骨颈部微创截骨联合分趾垫和“8”字绷带外固定治疗拇外翻的有限元分析[J]. 中医正骨, 2014, 26(4):243-246.
- [6] 温建民,孙卫东,成永忠,等. 基于CT图像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.
- [7] 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):492-496.
- [8] 张明,张德文,余嘉,等. 足部三维有限元建模方法及其生物力学应用[J]. 医用生物力学, 2007,22(4):339-344.
- [9] 王旭,马昕,陶凯,等. 足踝有限元模型的建立与初步临床应用[J]. 中国生物医学工程学报, 2008,27(2):287-292.
- [10] 李建设,顾耀东,Mark Lake,等. 踏跳瞬间足后部骨骼的三维有限元分析[J]. 医用生物力学, 2008,23(2):127-130.
- [11] 聂文忠. 脊柱胸腰部的生物力学建模与应用研究[D]. 上海:上海交通大学博士论文, 2009:1-9.
- [12] 孙卫东,温建民. 足部有限元建模方法应用现状[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2014, 14(13):2457-2461.
- [13] Siegler S, Block J, Schneck CD. The mechanical characteristics of the collateral ligaments of the human ankle joint. *Foot Ankle*. 1988;8:234-242.
- [14] Wright D, Rennels D. A study of the elastic properties of plantar fascia. *J Bone Joint Surg Am*. 1964;46:482-492.
- [15] Race A, Amis A. The Mechanical Properties of the Two Bundles of the Human Posterior Cruciate Ligament. *J Biomech*. 1994;27:13-24.
- [16] Nakamura S, Crowninshield RD, Cooper RR. An Analysis of Soft Tissue Loading in the Foot: A Preliminary Report. *Bull Prosthet Res*. 1981;18:27-34.
- [17] Lemmon D, Shiang TY, Hashmi A, et al. The effect of shoe insoles in the reparative footwear—a finite element approach. *J Biomech*. 1997;30(6):615-620.
- [18] 温朝阳,范春芝,安力春,等. 实时定量超声弹性成像技术检测肱二头肌松弛和紧张状态下弹性模量值差异[J]. 中华医学超声杂志(电子版), 2011,8(1):61-63.
- [19] 肖进,原林,邱洁,等. 臀肌挛缩症的生物力学机制探讨[J]. 医用生物力学, 2001,17(3):134-136.
- [20] 沈勇伟,张林,刘劲松. 短跑训练对跟腱横截面积和弹性模量的影响[J]. 体育学刊, 2010,17(1):92-95.
- [21] Gefen A, Elad D, Shiner RJ. Analysis of stress distribution in the alveolar septa of normal and simulated emphysematic lungs. *J Biomech*. 1999;32(9):891-897.
- [22] 刘立峰,蔡锦方. 不同步态位相跟、距骨应力分布的三维有限元分析[J]. 第二军医大学学报, 2003,24(9):1006-1009.
- [23] 杨云峰,俞光荣,牛文鑫,等. 人体足主要骨-韧带结构三维有限元模型的建立及分析[J]. 中国运动医学杂志, 2007,26(5):542-551.
- [24] 李玲. 上下颌三维重建及有限元建模[D]. 上海:上海第二医科大学, 2001.
- [25] Buchler P, Ramaniraka NA, Rakotomanana LR, et al. A finite element model of the shoulder: application to the comparison of normal and osteoarthritic joints. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2002;17(9-10):630-639.