

文章编号: 1004-7220(2021)01-0048-07

# 前韧带加强修复结合螺钉固定用于下胫腓不稳的生物力学特性分析

周金华<sup>1</sup>, 芮玉兰<sup>1</sup>, 张文玺<sup>1</sup>, 张文<sup>2</sup>

(1.江苏省溧阳市人民医院(江苏省人民医院溧阳分院) 骨科, 江苏 溧阳 213300; 2.苏州大学 骨科研究所, 江苏 苏州 215006)

**摘要:**目的 建立踝关节骨折固定后遗留下胫腓前韧带损伤,用锚钉加强修复结合螺钉固定的有限元模型,比较其受力及变形情况。**方法** 选取1例正常男性青年志愿者踝关节CT图像,建立踝关节骨折固定后遗留下胫腓前联合损伤有限元模型,对损伤模型置入锚钉固定为实验组,使用螺钉固定为对照组。通过有限元分析计算,观察两组模型在各种载荷工况下的最大应力分布和最大变形情况。**结果** 在垂直载荷下,实验组变形均高于对照组6.8%,外旋载荷时变形增加22.6%,而内旋载荷时变形降低5.1%;在同级载荷下,对照组和实验组模型的最大应力峰值相差不大。因为锚钉固定的作用,实验组最大应力峰值由胫骨远端骨折固定的螺钉承担,而对照组由钢板和下胫腓联合螺钉的坚强固定承担。锚钉上的最大应力均分布在螺钉上,缝合线主要起到固定作用。**结论** 下胫腓螺钉及锚钉固定都能有效地治疗踝关节骨折固定后遗留下胫腓不稳,锚钉固定使得钢板上应力分散,在固定下胫腓的同时具有更大的踝关节形变能力,而且能避免断钉的风险。

**关键词:** 踝关节; 下胫腓; 锚钉; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.01.008

## Analysis on Biomechanical Properties of Anterior Ligament Reinforcement Combined with Screw Fixation for Inferior Tibiofibular Instability

ZHOU Jinhua<sup>1</sup>, RUI Yulan<sup>1</sup>, ZHANG Wenxi, ZHANG Wen<sup>2</sup>

(1. Department of Orthopedics, Liyang People's Hospital of Jiangsu Province (Liyang Branch of Jiangsu People's Hospital), Liyang 213300, Jiangsu, China; 2. Institute of Orthopaedics, Soochow University, Suzhou 215006, Jiangsu, China)

**Abstract: Objective** To establish the finite element (FE) model of the anterior tibiofibular ligament injury by ankle fracture fixation, so as to compare the stress and deformation of the finite element model by using anchor-reinforced repair combined with screw fixation. **Methods** CT images of the ankle joint from a normal young male volunteer was selected to establish the FE model of the anterior tibiofibular joint injury by ankle fracture fixation. The injury models were divided into experimental group and control group, which were fixed by anchors or screws, respectively. The maximum stress distributions and the maximum deformation of the two models under various load conditions were observed through the FE analysis and calculation. **Results** Under the vertical load,

收稿日期: 2019-12-03; 修回日期: 2020-01-22

基金项目: 溧阳市人民医院院级课题(2019YJKT004)

通信作者: 张文, 高级实验师, E-mail: wenzhang@suda.edu.cn

the deformation of the experimental group was 6.8% higher than that of the control group. The deformation increased by 22.6% under external rotation load, while the deformation decreased by 5.1% under internal rotation load. Under the same load, differences in the maximum peak stress on the model between the control group and the experimental group was not significant. Due to the anchor fixation, the maximum stress of the experimental group were borne by the screw that fixed the distal tibial fracture, while the maximum stress of the control group was borne by strong fixation of the steel plate and the inferior tibiofibular screw. The maximum stresses on the anchor were distributed on the screw, and the suture mainly played the role of fixing. **Conclusions** The lower tibiofibular screw and anchor fixation could effectively treat the tibiofibular instability left by ankle fracture fixation. The anchor fixation dispersed the stress on the steel plate, and it showed greater ankle joint deformation ability while fixing the lower tibiofibula, so as to avoid the risk of broken nails.

**Key words:** ankle joint; lower tibiofibula; anchor; finite element analysis

踝关节是人体重要的承重关节,有稳定性兼灵活性的特点,但易发生损伤<sup>[1]</sup>。踝关节骨折是临床多见的关节内骨折,常合并韧带及软组织损伤,具有生物力学解剖及损伤机制复杂、手术治疗要求严格的特点。踝关节损伤如治疗不当,未能达到解剖复位,常可引发创伤性关节炎或退行性关节炎,严重影响患者的日常生活<sup>[2]</sup>。踝关节骨折固定后,部分病例仍然会遗留下胫腓关节不稳定的现象。下胫腓前韧带、后韧带、横韧带以及骨间韧带组成下胫腓联合韧带,与踝关节内、外侧结构共同维持踝关节的稳定<sup>[3]</sup>。踝关节损伤后,维持和恢复下胫腓联合的稳定性至关重要。踝关节周围所有的软组织中,对于踝关节稳定性影响最大的是下胫腓联合的韧带系统<sup>[4]</sup>。其下胫腓联合的破坏,可以单独发生(即单纯地破坏下胫腓联合而没有伴有骨性结构的破坏),也可以合并诸多并发症一起发生。因此,处理踝关节损伤时要更加仔细,一旦预后欠佳,就有可能发生关节持续的不稳定以及疼痛、肿胀和骨性关节炎,严重影响踝关节功能。下胫腓关节分离或损伤引起的荷载传递和调控下的破坏,导致踝关节骨性关节炎的发生<sup>[5]</sup>。本文采用有限元方法探索下胫腓前联合损伤以及损伤后锚钉及螺钉固定治疗的生物力学情况,以期为临床诊治提供理论依据。

## 1 材料与方法

### 1.1 数据收集及建模

使用1例正常青年男性志愿者(身高173 cm,体质量70 kg)的CT图像,在Mimics 19.0(Materialise公司,比利时)中通过阈值分割、区域增

长和三维重建功能,重建左腿下肢骨模型,包括胫骨、腓骨、距骨、跟骨和舟骨。在3-Matic 12.0(Materialise公司,比利时)中建立关节软骨模型。在Geomagic 12.0(Geomagic公司,美国)中建立下肢骨的面实体模型。

### 1.2 手术模型建立

所有模型在Pro/E 5.0(PTC公司,美国)中进行装配,并建立内固定钢板、螺钉和锚钉模型。在腓骨远端通过模拟切割,造成外踝骨折,并在胫骨远端内侧及后侧进行模拟切割,造成内踝和后踝骨折,从而完成骨折模型的建立。按照临床手术过程,在腓骨远端外侧植入钢板模型固定,在内踝及后踝处,通过空心钉固定,完成三踝骨折固定模型。在此基础上,在外踝钢板上合适位置置入下胫腓拉力螺钉,从而完成对照组标准下胫腓螺钉固定模型的建立[见图1(a)]。

在三踝骨折固定模型基础上,在胫骨前外侧的Chaput结节处,置入1枚带线锚钉,铆钉线束材料为5号FiberWire纤维线,用直径2 mm的杆模拟,确认其牢固性。将线的尾端穿过钢板远端韧带止点相对应部位的螺钉孔,并备打结,锚钉线的方向与下胫腓前韧带的方向相符。将踝关节置于中立位,直视下将下胫腓解剖复位,将锚钉带线打结,固定下胫腓,确认下胫腓的稳定性,从而完成实验组下胫腓前韧带加强修复模型的建立[见图1(b)]。

### 1.3 网格划分和材料属性分配

所有骨性和内固定模型导入HyperMesh 12.0(Altair公司,美国),各部分分割为单一部件。所有部件都划分为四面体网格Solid 187,骨骼和软骨单

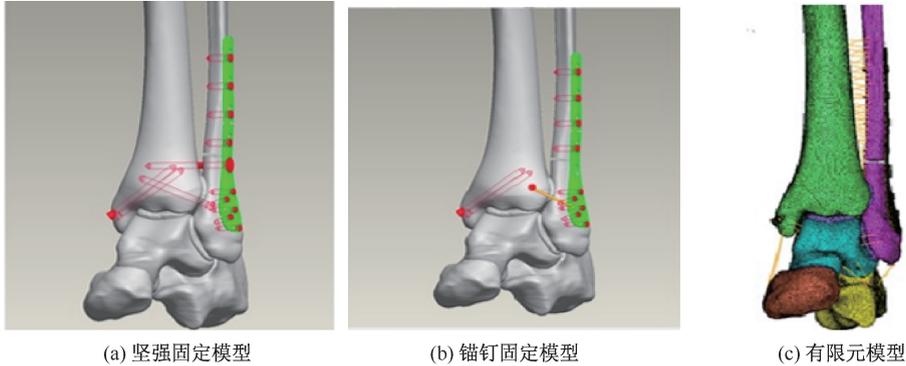


图1 手术模型

Fig.1 Surgical model (a) Rigid fixation Model, (b) Anchor-fixed model, (c) Finite element model

元尺寸 1 mm, 钢板、螺钉和锚钉的单元尺寸 0.5 mm。实验组模型包含 1 360 907 个节点, 891 961 个单元; 对照组模型包含 1 360 907 个节点, 883 130 个单元。

通过参考相关韧带止点的解剖学参数<sup>[6-7]</sup>, 利用杆单元 Link 180 添置下胫腓后韧带、骨间韧带、骨间膜、跟腓韧带、三角韧带、距腓前韧带、距腓后韧带。韧带的弹性模量为 260 MPa。根据锚钉最大直径为胫骨足印区, 腓骨端锚钉缝线区面积为腓骨足印区, 添加锚钉组重建下胫腓前韧带。模型中材料参数设定见表 1。

表1 材料属性分配<sup>[8-12]</sup>

Tab.1 Material attribute design<sup>[8-12]</sup>

材料	弹性模量/GPa	泊松比
胫骨皮质骨	14	0.30
胫骨松质骨	0.7	0.20
腓骨	7.3	0.30
舟骨	7.3	0.30
跟骨	7.3	0.30
距骨	7.3	0.30
关节软骨	0.001	0.40
钢板	110	0.30
锁定螺钉	110	0.30
空心钉	110	0.30
铆钉	110	0.30
韧带	0.26	-
缝合线	380	0.39

### 1.4 约束和载荷

人体质量 (body weight, BW) 70 kg, 膝关节承受约 85.6% BW, 作用于膝关节载荷约 600 N。散步时重心在 1 只腿, 相当于单腿站立; 快跑时, 单腿膝关节承受 2~3 倍 BW。综合考虑, 对模型下端舟骨和

距骨下面所有节点进行约束, 模拟单腿着地的站立位, 在膝关节胫骨平台上的中立位施加 5 种垂直载荷 (0.2、0.4、0.6、0.8、1.0 kN), 模拟病人手术后从拄拐到快步行走的 5 个不同过程, 再以单腿站立施加 0.6 kN 垂直载荷同时, 以胫骨的纵轴为旋转中心, 施加 2.7 N·m 顺时针和逆时针扭转力矩, 模拟下肢的内旋和外旋载荷。为了模拟关节软骨的润滑性, 不考虑软骨的摩擦力和重力, 将骨与关节软骨间设置为无穿透的面接触<sup>[13-15]</sup>。

### 1.5 有效性验证

实验的边界条件设置参考文献<sup>[16-17]</sup>的方法, 施加 600 N 垂直载荷和 2.7 N·m 旋转载荷, 对照结果来验证模型的有效性。

### 1.6 观察指标

模型在 ANSYS 13.0 (ANSYS 公司, 美国) 中进行计算, 主要观察 2 组模型在各种载荷工况下的最大应力分布和最大变形情况。

## 2 结果

### 2.1 有效性验证结果

研究表明, 踝关节内旋、外旋运动时胫骨的最大位移分别为 3.84、2.70 mm<sup>[16-17]</sup>; 本实验内旋运动为 3.3 mm, 外旋运动为 3.08 mm, 该结果跟文献趋势一致, 数值非常接近。尽管文献<sup>[16-17]</sup>中没有模拟其他加载方式, 但同理可推断出本实验另外几种加载结果可信, 总体可得出本实验所建立的模型有效可信。

### 2.2 模型最大变形和最大应力

计算分析表明, 在垂直载荷下, 随着载荷的增

加,模型的变形也同时增大,但变形幅度逐减降低。当垂直载荷从 0.2 kN 增加至 0.4 kN 时,模型的变形增幅最大,几乎达到 1 倍。对照组与实验组相比,在垂直载荷下,实验组变形比对照组高 6.8%,外旋载荷时变形增加 22.6%,而内旋载荷时变形减少 5.1% [见图2(a)]。

在同级载荷下,对照组和实验组模型的最大

应力峰值相差不大。对照组最大应力峰值发生于钢板和下胫腓联合螺钉处,实验组最大应力峰值发生于胫骨远端骨折固定的螺钉处,对照组应力峰值比实验组高 2.0%。在外旋载荷下,对照组应力峰值比实验组高 24.5%;在内旋载荷下,对照组应力峰值比实验组低 14.7% [见图 2(b)、图 3]。

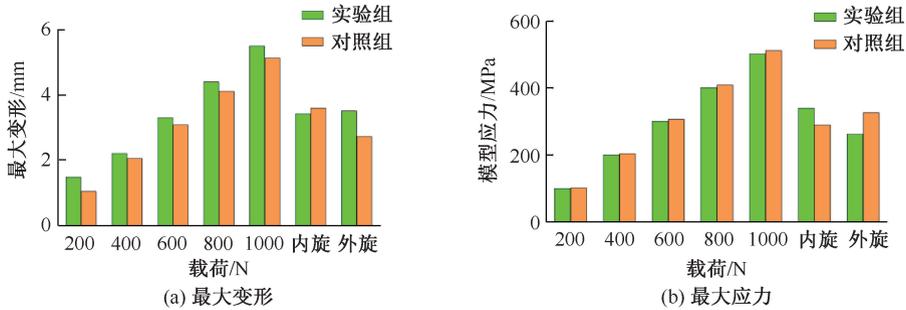


图2 实验组和对照组模型变形、应力对比

Fig.2 Deformation and stress comparison of models in experimental group and control group

(a) The maximum deformation, (b) The maximum stress

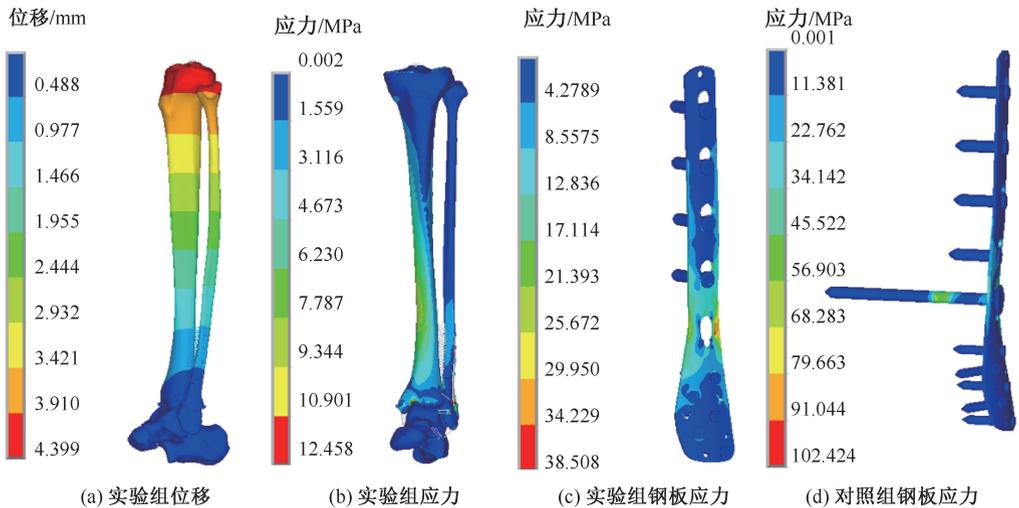


图3 实验组和对照组变形和应力分布

Fig.3 Deformation and stress distributions of experimental group and control group (a) Deformation of experimental group, (b) Stress of experimental group, (c) Stress on steel plate of experimental group, (d) Stress on steel plate of control group

### 2.3 钢板和骨骼应力

随着垂直载荷增加,实验组和对照组钢板上应力均有所增大,两组增加的幅度相差不大。由钢板上的应力分析可知,两组模型的最大应力分布并不一样。实验组模型的最大应力并不是由钢板承担,因为锚钉固定的作用,最大应力峰值由胫骨远端骨

折固定的螺钉承担;而对照组是下胫腓联合螺钉的坚强固定,模型上的最大应力由钢板和下胫腓联合螺钉来承担[见图 4(a)]。

在同级载荷下,固定后骨骼的最大应力峰值均分布于胫骨中下段。因为钢板的应力遮挡效应,使得实验组骨骼上的应力分布略大于对照组。

在纯压缩载荷下,实验组的应力峰值比对照组约高 9.5%。在内旋载荷下,实验组的应力峰值远高

于对照组,达到 14.45%;而在外旋载荷下,实验组的应力峰值比对照组约高 3.06% [见图 4(b)]。

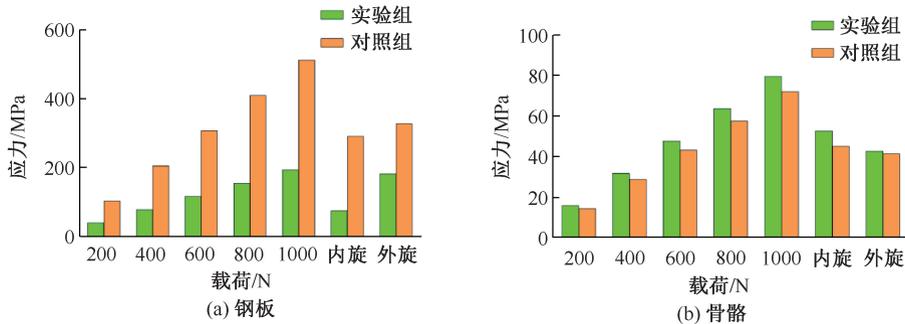


图4 钢板和骨骼应力分布对比

Fig.4 Comparison of stress distribution on the plate and the bone (a) The plate, (b) The bone

## 2.4 骨折线相对位移

模型经过钢板和螺钉固定后,骨折线上下两端几乎不发生相对位移,即使在最大压缩载荷 1 kN 作用时,相对位移也只有 0.14 mm。

## 2.5 锚钉上变形和应力分布

锚钉上的最大应力均分布在螺钉上,尾部缝合线上应力相比较小,与应力遮挡效应相符合,缝合线主要起到固定作用(见表 2)。

表2 锚钉上变形和应力

Tab.2 Deformation and stress distribution on the anchor

载荷/kN	变形/mm	应力/MPa
0.2	0.29	4.83
0.4	0.58	9.65
0.6	0.86	14.48
0.8	1.15	19.30
1.0	1.44	24.13
内旋	1.07	14.68
外旋	0.70	14.98

## 3 讨论

### 3.1 有限元模型建立的意义

本文使用 Mimics 19.0 软件通过阈值分割、区域增长和三维重建功能,重建左腿下肢骨模型,将模型以 STL 格式导入 3-Matic 12.0 软件中,在骨关节面间建立关节软骨。再将骨性模型和软骨模型以 STL 格式导入 Geomagic 12.0 软件建立左腿下肢骨的面实体模型。用 Pro/E 5.0 软件完成钢板和螺钉模型的建立,将钢板与螺钉模型与骨性模型在 Pro/E 软件中进行装配,所有骨性和内固定模型导

入 HyperMesh 12.0 软件进行网格划分和材料属性分配。模型在 ANSYS 13.0 中进行计算,主要观察两组模型在各种载荷工况下的应力分布和变形情况。

下胫腓联合螺钉是目前临床固定腓骨远端骨折的最常用方法。本文有限元分析表明,在各级垂直压缩载荷下,实验组锚钉固定的应力与对照组相差无异,说明该方法可以提供有效的固定效果。对照组通过下胫腓联合螺钉固定,减弱了模型的微动。而实验组通过锚钉固定,去除了下胫腓联合螺钉,可以有效提高下胫腓的旋转,在提供有效固定作用的同时,还可有效提高模型的旋转能力。

### 3.2 下胫腓的稳定因素

国外学者 Devil 等<sup>[18]</sup>早期采用传统的骨栓治疗下胫腓分离,但存在如下的并发症:易导致固定过紧,术后踝关节存在明显的紧绷不适感;骨折两端很容易磨破皮肤;破坏踝关节本身微动机制。因此,该术式很快被临床医生抛弃。有学者采用金属下胫腓固定螺钉治疗下胫腓联合分离,并取得满意的疗效。这是当前非弹性固定治疗的主流,也是下胫腓损伤最常见的治疗方法。本研究中,对照组使用坚强内固定,在骨性模型上的应力略低于实验组,在各种垂直载荷下约低 9.5%,内旋时应力减少 14.45%,外旋时应力减少约 3.06%。钢板和下胫腓联合螺钉承担了模型上最大部分的应力,而最大峰值位于下胫腓拉力螺钉与钢板结合部,这也是下胫腓螺钉容易发生断钉的原因所在。两组模型经过钢板和螺钉固定后,骨折线上下两端几乎不发生相

对位移,在最大压缩载荷 1 kN 下,相对位移也只有 0.14 mm。

在维持下胫腓联合的稳定性方面,下胫腓联合前韧带和后韧带起主要作用,两者分别提供了 35% 和 42% 的稳定性<sup>[19]</sup>。下胫腓前韧带的重要作用之一是防止腓骨过度外旋,它是上述韧带中抵抗外旋应力最强的韧带,也是最先、最容易受累损伤而断裂的韧带<sup>[20-21]</sup>。本文实验组应用锚钉重建下胫腓前韧带,对照组则通过下胫腓拉力螺钉刚性固定来抵消下胫腓前韧带的稳定作用。通过计算模型上的变形来评估下胫腓的稳定性,结果表明,在垂直载荷下,随着载荷的增加,两组模型上的变形也同时增大,但变形幅度逐渐降低。当载荷从 0.2 kN 升至 0.4 kN,模型的变形增幅最大,几乎达到 1 倍。在垂直载荷下,实验组变形均高于对照组,外旋载荷时变形更明显,而内旋载荷时变形较对照组稍低,提示锚钉固定使得下胫腓关节具有更大的变形能力,更符合下胫腓微动关节的生理功能特点。

临床上,也有不少学者尝试用腓骨骨膜转位进行下胫腓联合韧带的修复以稳定下胫腓关节,并取得满意的疗效。Bain 等<sup>[22]</sup>在尸体上利用 Endobutton 技术进行生物性能测试,并取得与金属螺钉一样的效果。Thornes 等<sup>[23]</sup>和 Soim 等<sup>[24]</sup>对该研究进行验证,也取得相同的结果。后来这项技术很快在国内各大医院得以应用,这是当前弹性固定的主流治疗方法,也是下胫腓联合损伤最潮流的治疗方法。其明显的优势在于:符合下胫腓关节微动的解剖特点;无需二次手术;显著降低了踝关节创伤性关节炎的发生率。有学者主张单纯地利用 Endobutton 进行治疗,也有学者采用股薄肌+Endobutton 进行治疗,不过临床上以前者应用居多,但存在费用较高、对于袢环的松紧度难以把握(过紧容易导致创伤性踝关节炎,过松又会导致踝关节不稳)以及无法控制腓骨的外旋移位等局限性。本文中,实验组使用锚钉固定,其最大应力均分布在螺钉上,尾部缝合线上应力相比较小,跟应力遮挡效应相符合,缝合线主要起到固定作用。因此,使用锚钉固定,在内旋和外旋作用时,非常明显地降低了模型的旋转作用;而且锚钉加强修复下胫腓前韧带更符合人体生理特点,能有效控制腓骨外旋,且手术创伤小,操作简便易行,学习曲线短,便于普及,无需二次取出。

### 3.3 本实验局限性

临床中,踝关节本身活动更为复杂,韧带、关节囊等软组织皆参与其中。本研究只能对临床情况进行类似模拟,难以确定各材料的机械特征。本实验根据现有文献对模型进行简化,如韧带用线性弹簧表示以模拟其线性张力,也忽略了对结果影响不大的次要因素(如肌肉拉力等),仅模拟静态载荷时垂直、外旋、内旋运动工况下的应力及变形情况。在后期的研究中,将模拟踝关节背屈及跖屈时不同固定方式下踝关节的应力及变形情况。

### 参考文献:

- [1] 何勇,顾湘杰,马昕,等.胫腓下联合分离的生物力学研究[J].中华创伤骨科杂志,2005,7(10):943-947.
- [2] PARK JW, KIN SK, HONG JS, et al. Anterior tibiofibular ligament Avulsion fracture in Weber type B lateral malleolar fracture [J]. J Trauma, 2002, 52(4): 655-659.
- [3] 美国平,孟强,牛文鑫,等.踝关节扭伤防护及其康复研究进展[J].医用生物力学,2016,31(1):78-82.  
GUAN GP, MENG Q, NIU WX, et al. Research progress of ankle sprains, protection and rehabilitation [J]. J Med Biomech, 2016, 31(1): 78-82.
- [4] WILSON WT, HOPPER GP, BYRNE PA, et al. Anterior cruciate ligament repair with internal brace ligament augmentation [J]. Surg Technol Int, 2016, 29: 273-278.
- [5] 陈大伟,李兵,俞光荣.下胫腓联合的生物力学研究进展[J].医用生物力学,2015,30(1):94-98.  
CHEN DW, LI BING, YU GR et al. Advances in biomechanical studies on syndesmosis [J]. J Med Biomech, 2015, 30(1): 94-98.
- [6] NI M, WONG DW, NIU W, et al. Biomechanical comparison of modified calcaneal system with plating fixation in intra-articular calcaneal fracture: A finite element analysis [J]. Med Eng Phys, 2019, 70: 55-61.
- [7] WONG DW, NIU W, WANG Y, et al. Finite element analysis of foot and ankle impact injury: Risk evaluation of calcaneus and talus fracture [J]. PLoS One, 2016, 11(4): e0154435.
- [8] SUMANONT S, NOPAMASSIRI S, BOONROD A, et al. Acromioclavicular joint dislocation: A dog bone button fixation alone versus dog bone button fixation augmented with acromioclavicular repair. A finite element analysis study [J]. Eur J Orthop Surg Traumatol, 2018, 28(6): 1095-1101.
- [9] 李维新,袁斌云.跟骨骨折锁定钢板内固定与普通钢板内固定的有限元分析[J].中医正骨,2013,25(4):10-11.
- [10] GALLOWAY F, KAHNT M, RAMM H, et al. A large scale

- finite element study of a cementless osseointegrated tibial tray [J]. *J Biomech*, 2013, 46(11): 1900-1906.
- [11] CHEN FC, HUANG XW, YA YS, *et al.* Finite element analysis of intramedullary nailing and double locking plate for treating extra-articular proximal tibial fractures [J]. *J Orthop Surg Res*, 2018, 13(1): 2-8.
- [12] ATMACA H, OZKAN A, MATLA I, *et al.* The effect of proximal tibial corrective osteotomy on menisci tibia and tarsal bones: A finite element model study of tibia vara [J]. *Int J Med Robot*, 2014, 10(1): 93-97.
- [13] 李赞罡, 陈为坚, 李贵涛. 不同运动步态下锁定加压钢板固定胫骨干骨折的有限元分析[J]. *中国组织工程研究*, 2013, 17(4): 612-619.
- [14] 刘易军, 宫赫, 刘百奇, 等. 胫骨上端外部形状及内部结构的模拟[J]. *中国生物医学工程学*, 2006, 25(5): 563-579.
- [15] 贾军锋, 唐承杰, 乐劲涛, 等. 胫骨远端骨折3种不同固定方式的有限元分析[J]. *中国组织工程研究*, 2019, 23(32): 5188-5194.
- [16] LIACOURAS PC, WAYNE JS. Computational modeling to predict mechanical function of joints: Application to the lower leg with simulation of two cadaver studies [J]. *J Biomech Eng*, 2007, 129(6): 811-817.
- [17] 刘清华, 余斌, 李忠, 等. 下胫腓联合螺钉位置对踝关节应力分布影响的有限元分析[J]. *中华创伤骨科杂志*, 2013, 15(9): 778-783.
- [18] DEVIL J, BONTE F, CLAES H, *et al.* Bolt fixation for syndesmotom injuries [J]. *Injury*, 2009, 40(11): 1176-1179.
- [19] HEUSDENS CHW, HOPPER GP, DOSSCHE L, *et al.* Anterior cruciate ligament repair using independent suture tape reinforcement [J]. *Arthrosc Tech*, 2018, 7(7): e747-e753.
- [20] MATSUI K, TAKAO M, MIYAMOTO W, *et al.* Early recovery after arthroscopic repair compared to open repair of the anterior talofibular ligament for lateral instability of the ankle [J]. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2016, 136(1): 93-100.
- [21] HERMANS JJ, GINAI AZ, WENTINK N, *et al.* The additional value of an oblique image plane for MRI of the anterior and posterior distal tibiofibular syndesmosis [J]. *Skeletal Radiol*, 2010, 40(1): 75-83.
- [22] BAIN GI, PREM H, HEPTINSTALL RJ, *et al.* Repair of distal biceps tendon rupture: A new technique using the Endobutton [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2000, 9(2): 120-126.
- [23] THORNES B, WALSH A, HISLOP M, *et al.* Suture-endobutton fixation of ankle tibiofibular diastasis: A cadaver study [J]. *Foot Ankle Int*, 2003, 24(2): 142-146.
- [24] SOIN SP, KNIGHT TA, DINAH AF, *et al.* Suture button versus screw fixation in a syndesmosis rupture model: A biomechanical comparison [J]. *Foot Ankle Int*, 2009, 30(4): 346-352.