

文章编号: 1004-7220(2022)02-0256-07

# 下胫腓联合新型微动弹性植入物背伸位力学分析

梁成<sup>1a,1b,2</sup>, 李春艳<sup>3</sup>, 张瀚文<sup>1a</sup>, 薛建强<sup>1a</sup>, 段可<sup>1a,2</sup>, 王冠<sup>1a\*</sup>, 鲁晓波<sup>1a,2\*</sup>

(1.西南医科大学附属医院 a 骨与关节外科, b 临床医学研究中心, 四川 泸州 646000;

2.四川省骨科置入器械研发及应用技术工程实验室, 四川 泸州 646000; 3.泸州市人民医院 普儿科, 四川 泸州 646000)

**摘要:**目的 研究下胫腓联合新型微动弹性植入物背伸位的力学性能。方法 采用仿真和实验结合的方式。利用 Mimics 和 CT 数据建立踝关节背伸位正常模型、骨钉修复模型和微动弹性植入物修复模型,并用 ANSYS Workbench 进行有限元分析。采用 Instron E10000 力学实验机对下肢标本进行力学实验,分别测 5 组实验数据并分析。结果 背伸位微动弹性植入物修复和正常模型的各项力学性能都更接近,但微动弹性植入物的应力大于骨钉应力。双尾分布的双样本异方差  $t$  检验结果表明,微动弹性修复模型和正常模型的反抗扭矩无显著性差异。结论 对背伸位,下胫腓联合微动弹性植入物修复力学性能优于骨钉修复,微动弹性植入物还有优化空间。

**关键词:** 下胫腓联合; 背伸; 弹性植入物

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.02.010

## Mechanics Analysis on Novel Micro-Movement Elastic Implant of Distal Tibiofibular Syndesmosis in Dorsiflexion Position

LIANG Cheng<sup>1a,1b,2</sup>, LI Chunyan<sup>3</sup>, ZHANG Hanwen<sup>1a</sup>, XUE Jianqiang<sup>1a</sup>, DUAN Ke<sup>1a,2</sup>, WANG Guan<sup>1a\*</sup>, LU Xiaobo<sup>1a,2\*</sup>

(1a. Department of Bone and Joint Surgery, 1b. Clinical Medicine Research Center, the Affiliated Hospital of Southwest Medical University, Luzhou 646000, Sichuan, China; 2. Sichuan Provincial Laboratory of Orthopaedic Engineering, Luzhou 646000, Sichuan, China; 3. Department of General Pediatrics, Luzhou People's Hospital, Luzhou 646000, Sichuan, China)

**Abstract: Objective** To study mechanical properties of the novel micro-movement elastic implant of distal tibiofibular syndesmosis in dorsiflexion position. **Methods** A combination of simulation and experiment was used. The normal ankle dorsiflexion model, the bone nail repaired model and the micro-movement elastic implant repaired model were established by using Mimics and CT data. Besides, ANSYS Workbench was used for finite element analysis. Mechanical experiments on lower limb specimens were conducted on Instron E10000 mechanical test instrument, and five sets of experimental data were measured and analyzed. **Results** Mechanical properties of the micro-movement elastic implant repaired model were closer to those of the normal ankle dorsiflexion model, but stress of the micro-movement elastic implant repaired mode was greater than that of the bone nail repaired model. The results of two-sample heteroscedasticity  $t$  test indicated that there was no significant

收稿日期: 2021-04-28; 修回日期: 2021-06-15

基金项目: 泸州-西南医科大合作项目(2020LZXNYDF02), 泸县-西南医科大合作项目(2020LXXNYKD-01), 西南医科大学课题(2019ZQN051)

通信作者: 王冠, 主治医师, E-mail: 516385845@qq.com; 鲁晓波, 主任医师, E-mail: luxiaobo1963@126.com

\* 为共同通信作者

difference in resistance torque between the micro-movement elastic implant repaired model and the normal ankle dorsiflexion model. **Conclusions** For dorsiflexion position, repairing mechanical properties of the novel micro-movement elastic implant are much better than those of the bone nail, and there is still room for optimizing the micro-movement elastic implant.

**Key words:** distal tibiofibular syndesmosis; dorsiflexion position; elastic implant

踝关节是下肢重要的支撑部分。在人体正常步态中,当后脚尖蹬地前进或者踮脚尖时,踝关节背伸承载。因此,对踝关节背伸承载以及下胫腓联合植入物修复进行生物力学分析具有重要意义<sup>[1]</sup>。为探讨踝关节的结构和稳定性,国内外学者应用多种方法研究下胫腓联合远端形状与脚踝扭伤风险之间的关系<sup>[2-6]</sup>。若下胫腓联合韧带的损伤治疗不当,将造成踝关节不稳或疼痛,严重影响正常运动<sup>[7]</sup>。因此,有必要研究踝关节骨折以及下胫腓联合损伤术分型,并选择适合的内固定植入物<sup>[8-9]</sup>。就临床效果而言,采用骨钉<sup>[10]</sup>、螺钉与纽扣缝合系统结合的新型弹性装置<sup>[11]</sup>、锁扣带绊钛板<sup>[12]</sup>、双股带线锚钉系统<sup>[13]</sup>、尼斯结<sup>[14]</sup>等修复下胫腓联合损伤时,动态固定优于静态固定<sup>[15-19]</sup>。然而尼斯结、带线绊等所用材料的力学性能和人体韧带力学性能存在较大区别,且修复后下胫腓联合不存在微动。研制符合生物力学条件的微动弹性植入物进行下胫腓联合的修复,对恢复人体正常运动以及纠正韧带、肌肉和骨骼受力具有重要意义。西南医科大学附属医院骨科团队从仿生角度出发,研制出下胫腓联合新型微动弹性植入物(见图1),并对该植入物的力学性能进行相关研究。

行生物力学实验。结果表明,下胫腓联合新型微动弹性植入物具有较好的力学性能,修复后的损伤踝关节力学性能更接近正踝关节。

## 1 对象与方法

### 1.1 有限元分析

根据踝关节工作原理,简化踝关节,分别建立以胫骨、腓骨、距骨和跟骨为主的踝关节模型。根据踝关节解剖,利用一定刚度的弹簧单元替代胫腓前后韧带、三角韧带、距跟韧带、跟腓韧带等连接韧带。踝关节背伸 $15^\circ$ 模型的主要骨头利用CT扫描文件生成,并用SolidWorks建立踝关节植入物修复的装配模型。韧带完整为正常踝关节;缺少胫腓前后韧带为损伤模型;骨钉修复缺少胫腓前后韧带为骨钉修复模型;微动弹性植入物修复缺少胫腓前后韧带为微动弹性植入物修复模型,实验及仿真命名见表1。

表1 仿真、实验分类

Tab.1 Classification of simulations and experiments

| 实验类型         | 仿真命名 | 实验命名 |
|--------------|------|------|
| 正常踝关节        | 仿真A  | 实验A  |
| 损伤踝关节        | 仿真B  | —    |
| 骨钉修复踝关节      | 仿真C  | 实验C  |
| 微动弹性植入物修复踝关节 | 仿真D  | 实验D  |

**1.1.1 Mimics 建模** 采集1名43岁男性(身高173 mm,体重62 kg)左脚小腿CT数据,扫描参数如下:层厚1 mm、切片增量1 mm、层数132。CT扫描踝关节的位姿确定:以小腿竖直中线为参考,脚掌参考中线与竖直中线垂直为中立位;脚掌背伸,当脚掌参考中线与竖直中线所成锐角为 $15^\circ$ 时,为背伸 $15^\circ$ 。将志愿者下肢姿态调整为背伸 $15^\circ$ ,保持该姿态进行CT扫描。

在Mimics中进行蒙版(Masks)处理,分别生成3D Objects和STL格式的三维实体文件。Mimics界面及处理结果如图2所示。

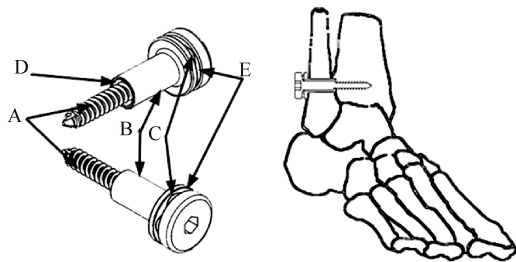


图1 新型微动弹性植入物示意图

Fig.1 Diagram of novel micro-movement elastic implant

本文建立正常踝关节、踝关节损伤和踝关节修复模型,利用ANSYS Workbench进行有限元分析。采用Instron E10000动态力学实验机对小腿标本进

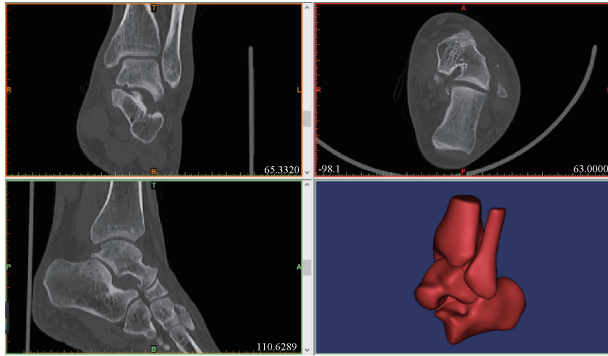


图 2 Mimics 处理建模  
Fig.2 Model processed with Mimics

**1.1.2 ANSYS Workbench 分析** 用 SolidWorks 和 Mimics 分别建立 4 种类型的模型,并导入 ANSYS Workbench 赋值材料<sup>[20]</sup>、划分网格、建立韧带<sup>[21]</sup>、设置边界约束条件。植入物材料选用 TC4 钛合金。设置皮质骨、松质骨、钛合金的弹性模量分别为 17、0.7、110 GPa,泊松比均为 0.3,钛合金屈服强度为 850~900 MPa。仿真 A~D 节点数分别为 18 757、18 757、29 743、21 317 个,单元数分别为 100 280、100 280、159 254、111 960 个。胫骨竖直加载 150 N,腓骨竖直加载 60 N,并固定跟骨(见图 3)。计算机内存 16 G,处理器 Intel(R) Core(TM) i5-8300H。

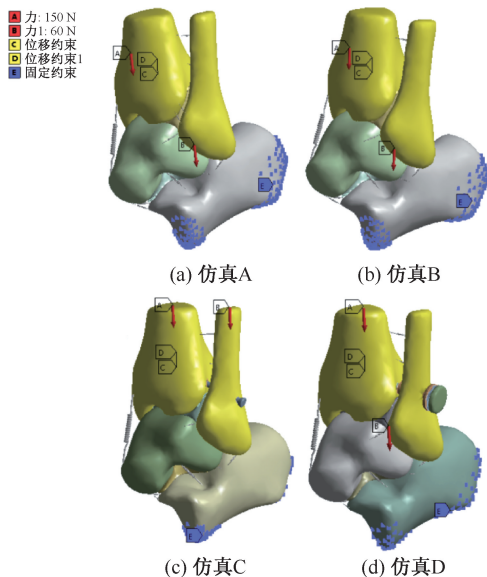


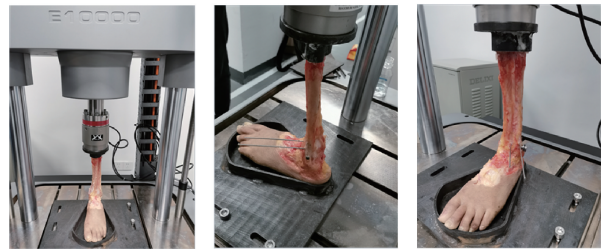
图 3 踝关节模型有限元分析设置  
Fig.3 Finite element analysis setting of the ankle model  
(a) Simulation A, (b) Simulation B, (c) Simulation C, (d) Simulation D

1.2 实验分析

**1.2.1 实验标本** 采用西南医科大学解剖研究所收集的成年人小腿标本,标本无畸形异变、骨折、骨质疏松、肿瘤等病变[见图 4(a)]。依次逐层去除皮肤、深浅筋膜、脂肪、骨骼肌等无关组织,完全显露胫腓前韧带、骨间韧带和胫腓后韧带。为了保证测试数据的可比性,即在同一标本上首先进行实验 A;然后构造下胫腓联合损伤模型,进行实验 B;用骨钉修复下胫腓联合,进行实验 C;替换修复植入物,最后进行实验 D。使用 5 个标本,分别获得 5 组实验数据。



(a) 韧带切断图



(b) 实验图

图 4 实验相关示意图

Fig.4 Experiment diagram (a) Ruptured ligament, (b) Experiment

生物力学测试中,用相同位置处克氏针偏移的距离测量横向变形。轴向位移、反抗扭矩和扭转角度用力学实验仪器 Instron E10000 的传感器测量,传感器包含竖直位移通道和旋转通道,能够测量竖直位移、竖直拉/压力、旋转角度、转动扭矩。横向变形反映胫腓骨间空间位置的综合变化,轴向位移为胫腓骨截面到脚底的压缩位移,反抗扭矩为样品受到竖直方向压力后维持该姿态不变时脚掌或小腿克服的扭矩,扭转角度为样品受到竖直方向压力后脚掌或小腿转动的微小角度。

**1.2.2 实验流程** 将踝关节标本放置在实验夹具上,踝关节背伸 15°;轴向预加载 40 N,以 10 N/s 速

率轴向加载到 600 N,并分别在 100、200、300、400、500 和 600 N 时刻测量横向变形、轴向位移、反抗扭矩和扭转角度参数[见图 4(b)]。横向变形是垂直胫腓骨中心轴线构成平面的水平变形,克氏针入针位置踝关节面上方 4~5 cm 处,胫腓骨克氏针初始水平间距 15.25 mm。对胫腓骨施加轴向力,踝关节轴向伸缩的位移为轴向位移。对胫腓骨施加轴向力,脚掌有向一侧旋转的趋势,克服该趋势所用的扭矩即为反抗扭矩。轴向力越大,反抗扭矩越大;在同一轴向力下,反抗扭矩越小,则踝关节越稳定,反之亦然。因此,反抗扭矩是植入性能分析的主要参考量。

## 2 仿真及实验结果

对踝关节背伸状态进行静力学仿真,并分析仿真结果。利用力学试验机对小腿标本进行力学实验,并分析实验结果。最后,联合两种结果得出结论。

### 2.1 有限元仿真结果

分析各模型的整体变形、整体应力、胫骨应力、腓骨应力、距骨应力、植入物应力和竖直方向的反抗扭矩。应力类型采用 von Mises 应力(见表 2、图 5)。从分析结果可以看出,胫腓前后韧带主要限制胫腓骨竖直方向的相对位移。

表 2 有限元分析结果

Tab.2 Finite element analysis results

| 参数            | 仿真 A   | 仿真 B   | 仿真 C   | 仿真 D    |
|---------------|--------|--------|--------|---------|
| 整体变形/mm       | 0.394  | 1.490  | 0.271  | 0.451   |
| 整体应力/MPa      | 18.099 | 22.715 | 75.691 | 121.130 |
| 胫骨应力/MPa      | 3.286  | 4.911  | 4.840  | 5.103   |
| 腓骨应力/MPa      | 3.652  | 7.709  | 3.058  | 2.871   |
| 植入物应力/MPa     | —      | —      | 75.691 | 121.130 |
| 竖直反抗扭矩/(N·mm) | 3 960  | 4 872  | 2 780  | 4 270   |
| 胫腓前韧带拉力/N     | 71.03  | —      | —      | —       |
| 胫腓后韧带拉力/N     | 30.77  | —      | —      | —       |
| 植入物反作用力/N     | 71.03  | —      | 126.20 | 174.75  |

(1) 和正常模型比较,胫腓前后韧带断裂后,胫腓骨竖直方向的相对位移变大,胫腓骨应力增大,小腿骨间膜将承受更大的力;骨钉修复损伤模型,胫腓骨竖直相对位移变小;微动弹性植入物修复模型,胫腓骨竖直相对位移接近正常位移。

(2) 各模型胫腓骨整体应力差距不大,采用植

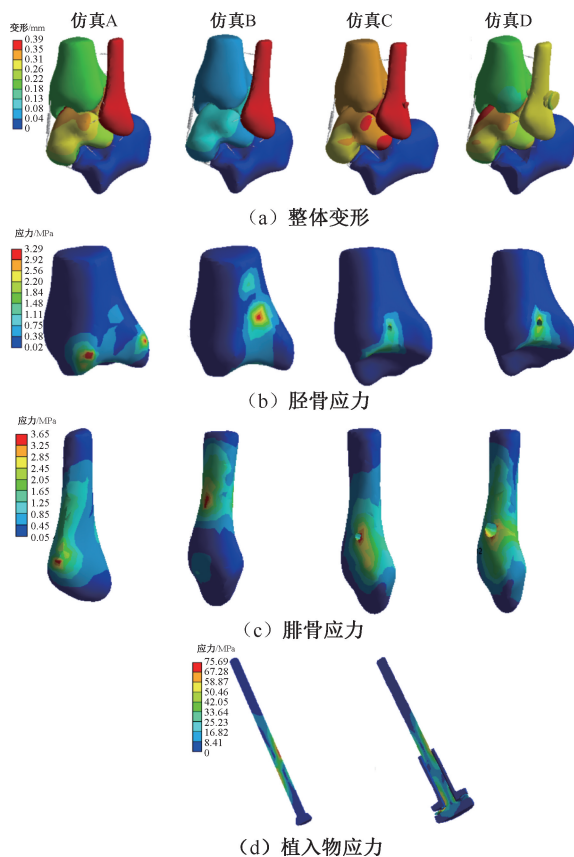


图 5 有限元分析结果

Fig.5 Results of finite element analysis (a) Total deformation, (b) Tibia stress, (c) Fibula stress, (d) Fibula stress, (e) Implant stress

入物修复在正常承载下不会造成骨块损坏。植入物修复,骨钻孔处及与植入物接触处应力最大,此处更容易发生骨折。正常模型,骨的最大应力出现在关节面接触位置。损伤模型,骨最大应力出现在小腿骨间膜附着处。

(3) 胫腓前后韧带断裂后,竖直方向反抗扭矩增大,骨钉修复下胫腓联合模型竖直方向反抗扭矩最小。骨钉修复下胫腓联合,胫骨和腓骨刚性联合固定,故胫腓骨固定柔性越大,竖直方向的反抗扭矩越小,反之亦然;微动弹性植入物修复下胫腓联合模型的竖直方向反抗扭矩更接近正常模型。

(4) 微动弹性植入物应力大于骨钉应力,但远小于该材料的屈服强度。微动弹性植入物最大应力出现在弹性垫圈处,弹性植入物的大形变为胫腓骨的相对运动提供空间,带来微动效果,达到设计要求。

(5) 对比正常模型胫腓前后韧带受力、骨钉修复模型骨钉拉力和微动弹性植入物拉力钉拉力。结果表明,胫腓前后韧带构成的空间角约为 $20^\circ$ ,利用余弦定理可求得二者合力约为 $100.59\text{ N}$ ,为三者中最小;微动弹性植入物拉力钉拉力为 $174.75\text{ N}$ ,为三者中最大,说明该植入物约束下胫腓联合的能力更强。

## 2.2 实验结果

根据实验流程编写实验程序,重点分析实验数据中的反抗扭矩。结果表明,实验A、C和D中的反抗扭矩分别为 $(0.44 \pm 0.12)$ 、 $(1.54 \pm 0.14)$ 和 $(0.44 \pm 0.07)\text{ N}\cdot\text{m}$ ;用双尾分布的双样本异方差 $t$ 检验,实验A与实验D反抗扭矩比较无显著性差异( $P=0.99$ )。

本文发现,在背伸姿态下,微动弹性植入物修复模型的横向变形、轴向位移和反抗扭矩与正常模型更接近,特别是反抗扭矩非常接近,而骨钉修复模型反抗扭矩较大。因此,本文认为,背伸姿态下该新型微动弹性植入物力学性能优于骨钉(见图6)。

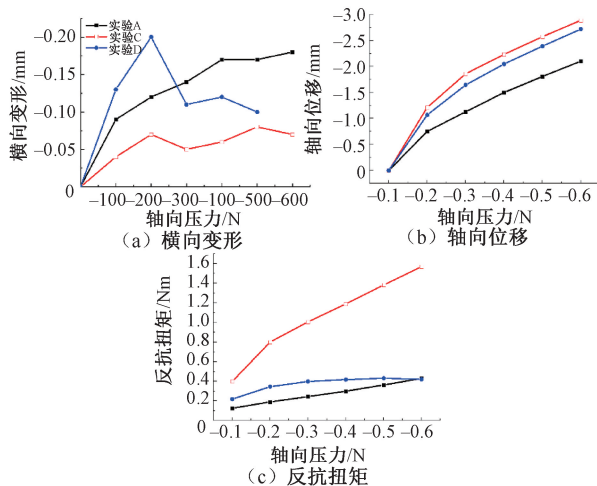


图6 背伸位实验结果

Fig.6 Experimental results of dorsiflexion position

(a) Lateral deformation, (b) Axial displacement,  
(c) Resistance torque

## 3 讨论

仿真模型是经过简化后的模型,真实下肢踝关节包含骨、韧带、筋膜、肌肉、肌腱、脂肪等软组织,仿真模型与真实模型存在一定差距,故仿真结果和实验结果存在一定差距。但本文仿真结果和实验

结果均说明,微动弹性植入物修复的力学性能优于骨钉修复,微动弹性植入物修复模型更接近正常模型。仿真中的反抗扭矩为跟骨固定处的扭矩,实验中实测的反抗扭矩为脚掌整体的反抗扭矩,两者部位不同,故得到的反抗扭矩不同。

由仿真结果可以看出,植入物修复下胫腓联合损伤,植入物应力最大,但都远远小于其屈服应力 $950\text{ MPa}$ ,故植入物不会静态破坏,但该植入物的疲劳寿命还有待进一步研究。仿真中骨的应力较小,植入物植入后,正常运动不会造成骨折。从仿真中的损伤模型分析结果可以看出,胫腓前后韧带断裂后,小腿间膜更容易撕裂。

本实验中,新研制植入物的手术操作难度和骨钉的手术操作相当,手术流程类似。微动弹性植入物的各项力学参数都比骨钉更接近正常实验组,故微动弹性植入物更符合仿生设计以及更满足人体生物力学要求。微动弹性植入物植入人体后,在受载情况下,克服额定弹力后植入物间可以产生微小位移,满足微动关节的微动功能。新研制的下胫腓联合微动弹性植入物在克服额定弹力后可以产生轴向微小位移和纵向微小位移,微小位移有极限,到达极限后刚性接触,提供保护功能。而骨钉植入修复,将本存在微小移动的两块骨固定,使得微动功能丧失,改变微动关节周围的力学环境。

文献[22]中采用仿真实验,施加 $2\ 587\text{ N}$  垂直载荷和其他负载,其中 $3.5\text{ mm}$  骨钉修复组骨钉最大 von Mises 应力为 $554.9\text{ MPa}$ ,胫腓骨最大位移分别为 $0.341/0.335\text{ mm}$ ;本文仿真施加 $600\text{ N}$  垂直载荷,骨钉修复组骨钉最大 von Mises 应力为 $75.691\text{ MPa}$ ,胫腓骨最大位移分别为 $0.223/0.271\text{ mm}$ 。虽然两个仿真实验边界条件设置存在一定区别,但分析数据均在同一数量级。文献[23]中对踝关节及不同修复情况的扭转进行研究,施加 $7.5\text{ N}\cdot\text{m}$  扭矩。结果表明,骨钉修复组和完好组扭转角度接近,约为 $10^\circ$ ,位移尺度为毫米等级。该研究虽然与本文的研究目的和方案不同,但两者测试结果的指标为同一单位等级。本文从仿生和分析生物力学性能的相近程度对植入物性能进行研究,测试指标更具代表意义。

下胫腓联接可以等效为弹性阻尼联接,弹性和阻尼的具体数值是设计的参考量。新研制植入物的关键是微动,微动的移动范围、造成微动的负载范围等是设

计关键。设计一款接近韧带刚度的弹性圈,同时保证合理的微动范围是核心。本实验结果说明,新研制的植入物有优化空间,仿真数据和实验数据为该植入物的进一步改进完善提供参考和依据。

## 4 结论

本文利用 Mimics、SolidWorks 建立正常踝关节、损伤踝关节、骨钉修复和微动弹性植入物修复模型,并利用 ANSYS Workbench 在同样边界条件下进行有限元分析。同时,采用 Instron E10000 力学试验机对下肢标本进行踝关节力学测试实验。仿真结果和实验结果均能证明微动弹性植入物具备更优的生物力学性能。在背伸位状态下,下胫腓联合微动弹性植入物修复力学性能优于骨钉修复,但微动弹性植入物还有优化空间。

## 参考文献:

[1] 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 B, YU GR. Advances in biomechanical research on syndesmosis [J]. J Med Biomech, 2015, 30(1): 94-98.

[2] MALHOTRA K, WELCK M, CULLEN N, et al. The effects of weight bearing on the distal tibiofibular syndesmosis: A study comparing weight bearing-CT with conventional CT [J]. Foot Ankle Surg, 2018, 25(4): 511-516.

[3] 毕刚,陈大伟,李春光,等.下胫腓联合损伤对踝关节稳定性影响的生物力学研究[J].中国矫形外科杂志,2017,25(20):1881-1885.

[4] HU WK, CHEN DW, LI B, et al. Motion of the distal tibiofibular syndesmosis under different loading patterns: A biomechanical study [J]. J Orthop Surg, 2019, 27(2): 1-6.

[5] LILYQUIST M, SHAW A, LATZ K, et al. Cadaveric analysis of the distal tibiofibular syndesmosis [J]. Foot Ankle Int, 2016, 37(8): 882-890.

[6] LIU Q, LIN B, GUO Z, et al. Shapes of distal tibiofibular syndesmosis are associated with risk of recurrent lateral ankle sprains [J]. Sci Rep, 2017, 7(1): 6244.

[7] 许岩,段德宇,贺磊,等.下胫腓联合损伤的诊疗进展[J].中国矫形外科杂志,2020,28(22):2077-2081.

[8] 邱海滨,江军,PORTER DANIEL.下胫腓联合损伤的术中分型和内固定选择[J].中华创伤骨科杂志,2017,19(9):739-745.

[9] CHI PY, LUI TH. Distal tibiofibular syndesmosis: Anatomy, biomechanics, injury and management [J].

Open Orthop J, 2017, 11(Suppl 4): 670-677.

[10] PALLIS MP, PRESSMAN DN, HEIDA K, et al. Effect of Ankle position on tibiotalar motion with screw fixation of the distal tibiofibular syndesmosis in a fracture model [J]. Foot Ankle Int, 2018, 39(6): 746-750.

[11] XIE LZ, XIE HG, WANG JW, et al. Comparison of suture button fixation and syndesmotic screw fixation in the treatment of distal tibiofibular syndesmosis injury: A systematic review and meta-analysis [J]. Int J Surg, 2018, 60(3): 120-131.

[12] 叶永志,张隆英,陈榆.锁扣带袢钛板治疗踝关节骨折伴下胫腓联合损伤[J].中华创伤杂志,2017,33(2):175-177.

[13] 翁诗阳,伍凯,林健,等.双股带线锚钉系统内固定治疗下胫腓联合损伤[J].中国组织工程研究,2020,24(33):5332-5337.

[14] 吴刚,谭论,罗晓中,等.尼斯结与螺钉固定治疗下胫腓联合损伤的比较[J].中国矫形外科杂志,2020,28(8):682-687.

[15] GAN K, ZHOU K, HU K, et al. Dynamic fixation versus static fixation for distal tibiofibular syndesmosis injuries: A meta-analysis [J]. Med Sci Monit, 2019, 25(2): 1314-1322.

[16] GAN K, XU D, HU K, et al. Dynamic fixation is superior in terms of clinical outcomes to static fixation in managing distal tibiofibular syndesmosis injury [J]. Knee surg sports traumatol arthrosc, 2019, 28(Suppl 2): 270-280.

[17] STIENE A, RENNER CE, CHEN T, et al. Distal tibiofibular syndesmosis dysfunction: A systematic literature review of dynamic versus static fixation over the last 10 years [J]. J Foot Ankle Surg, 2019, 58(2): 320-327.

[18] PEI Z, YUAN L, HE J, et al. A systematic review of suture-button versus syndesmotic screw in the treatment of distal tibiofibular syndesmosis injury [J]. BMC musculoskelet disord, 2017, 18(1): 286.

[19] WANG L, ZHANG Y, SONG Z, et al. A novel method of using elastic bionic fixation device for distal tibiofibular syndesmosis injury [J]. Int Orthop, 2018, 42(9): 2219-2229.

[20] 郑翔,章莹,单永兴,等.锁定加压钢板与交锁髓内钉固定肱骨投掷骨折的有限元分析[J].中国临床解剖学杂志,2015,33(2):213-217.

[21] 韩树洋.人体关节生物力学实验及仿真研究[D].徐州:中国矿业大学,2014.

[22] VERIM O, ER M, ALTINEL L, et al. Biomechanical evaluation of syndesmotic screw position: A finite-element analysis [J]. J Orthop Trauma, 2014, 28(4): 210-215.

[23] GOETZ JE, DAVIDSON NP, JAMES RM, et al. Biomechanical comparison of syndesmotic repair techniques during external rotation stress [J]. Foot Ankle Int, 2018, 39(11): 1345-1354.