

螺钉固定与 Tight-rope 固定治疗下胫腓前联合损伤的初步有限元分析

刘忠鑫, 王维, 张欣, 杨军

(中国医科大学附属盛京医院创伤骨科, 辽宁 沈阳 110004)

【摘要】 目的: 建立下胫腓前联合损伤 (anterior inferior tibiofibular syndesmosis injuries, AITSI) 螺钉固定及 Tight-rope 固定 (TR) 模型, 比较其受力及位移情况, 为临床诊治提供依据。方法: 选取 1 例正常人的踝关节 CT 图像建立 3D 模型。然后建立 AITSI 损伤模型, 对损伤模型置入螺钉得到螺钉固定模型, 使用 Tight-rope 固定得到 TR 模型。分析各模型单脚站立时的中立位、踝关节内旋以及外旋 3 种受力情况, 观察胫腓骨及距骨关节面应力变化, 以及胫腓骨远端位移情况。结果: AITSI 导致胫腓骨及距骨关节面受力增加, 胫腓骨位移增加。使用螺钉固定及 TR 均能有效减少 AITSI 导致的胫腓骨远端过度位移, 但在螺钉固定模型中, 胫腓骨位移明显小于正常模型, 且胫腓骨远端及距骨关节面受力增大, 螺钉受力集中。螺钉固定模型中的胫骨及腓骨最大受力为 TR 模型的 1.3 倍以上, 距骨关节面接触力为 1.8 倍, 螺钉固定模型中下胫腓前韧带胫骨附着点位移约为正常模型的 0.6 倍, 而 TR 模型中该数据约为正常模型的 1.1 倍, 但 TR 对于腓骨位移控制欠佳。结论: 严重的下胫腓前联合损伤将改变踝关节受力及位移情况, 应该行内固定治疗。下胫腓联合螺钉及 TR 都能有效地治疗下胫腓前联合分离, Tight-rope 固定相较于螺钉固定在骨骼受力、踝关节微动及内固定物断裂方面具有优势, 但存在腓骨旋转控制欠佳的劣势。伴有 Weber C 型踝关节骨折以及肥胖的患者更适合螺钉固定。

【关键词】 踝关节; 外固定器; 有限元分析

DOI: 10.3969/j.issn.1003-0034.2018.10.012

Preliminary finite element analysis of anterior inferior tibiofibular syndesmosis injuries treated with screw and tight-rope fixation LIU Zhong-xin, WANG Wei, ZHANG Xin, and YANG Jun. Department of Orthopaedic Trauma, Shengjing Hospital of China Medical University, Shenyang 110004, Liaoning, China

ABSTRACT Objective: To establish finite element models of anterior inferior tibiofibular syndesmosis injuries (AITSI), screw fixation and Tight-rope (TR) fixation, and to compare its force and displacement, so as provide evidence for clinical diagnosis and treatment. **Methods:** A three-dimensional model of a healthy ankle complex was developed by computed tomography (CT) images, and anterior inferior tibiofibular syndesmosis injuries (AITSI) model also established, then a screw was inserted into AITSI model to obtain a screw fixation model, and a Tight-rope system was put into AITSI model to obtain a TR model. Simulated loads were applied under three conditions: neutral position with single-foot standing, internal and external rotation of the ankle. The focus was on the stress of distal tibia, distal fibula and talus articular surface, and displacement of distal tibia and fibula. **Results:** AITSI increased the stress of distal tibia, distal fibula and talus articular surface, which also increased the displacement of distal tibia and fibula. when AITSI existing, either a screw or TR could restrict excessive displacement of distal tibia and fibula. However, screw fixation severely limited normal physiological activity of ankle, and increased the force of distal tibia, distal fibula and articular surface of talus. The forces were concentrated on the screw. In the screw fixation model, the maximum force of tibia and fibula was more than 1.3 times that of TR model, and the contact force of talus articular surface was about 1.8 times. In the screw fixation model, the displacement of tibial attachment point of anterior tibiofibular ligaments was approximately 0.6 times that of the normal model. While the data in the TR model is about 1.1 times, but TR has poor control of the displacement of fibula. **Conclusion:** Severe anterior inferior tibiofibular syndesmosis injuries could cause stress and displacement distribution of ankle joint to change ankle instability and should be treated with internal fixation. Both of the screw and TR could be effective for AITSI. Tight-rope has advantages over screw fixation in terms of skeletal force, activity of ankle joint, and internal fixation fracture, but Tight-rope has disadvantage in fibular rotation. Patients with Weber type C ankle fractures and obesity are more suitable for screw fixation.

KEYWORDS Ankle joint; External fixators; Finite element analysis

Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma, 2018, 31(10):937-943 www.zggszz.com

通讯作者: 杨军 E-mail: yangj1@sj-hospital.org

Corresponding author: YANG Jun E-mail: yangj1@sj-hospital.org

下胫腓联合损伤发病率约为 0.02%，占踝关节损伤的 1%~18%，且患者多为青年^[1]，越来越受到大家重视。下胫腓联合由下胫腓前韧带、下胫腓后韧带、横韧带及骨间韧带组成，对于踝关节的稳定性不可或缺^[2]。治疗的关注点侧重于刚性修复及弹性修复的对比。下胫腓前联合损伤的生物力学研究以及治疗方案，现在仍存在争议。由于传统的尸体研究^[3]不能详细地分析受力及位移情况且效率低下，现越来越多的研究开始转向电子技术^[4]。本研究目的在于采用有限元分析探索下胫腓前联合损伤以及损伤后螺钉固定及 Tight-rope 治疗的生物力学情况，以期为临床下胫腓联合损伤的诊治提供理论依据。

1 材料与方法

1.1 数据收集及建模

本实验使用 1 例正常青年女性志愿者（28 岁，身高 165 cm，体重 60 kg）中立位不负重情况下右脚的 CT 图像，该志愿者无脚部外伤史，X 线检查上也无异常，通过 CT 图像信息使用 3D 重建技术获得准确的有限元模型。CT 横断面图像间隔为 0.625 mm，平面上至踝关节平面以上 12 cm，下至脚底。

本研究使用 Mimics 为每个骨骼制定边界，然后把数据导出并转入 SolidWorks 2016 生成几何模型。接下来，在 SolidWorks 中，将表示各骨骼的部件组装，并在胫距关节面及距腓关节面上添加软骨，形成踝关节复合体。然后，一个由 6 个部件组成（胫骨、腓骨、距骨、跟骨、舟状骨和软骨）的 3D 踝关节模型就建立了。最后，将数据导入 SolidWorks 中的 Simulation 模块，建立踝关节的有限元模型。

1.2 边界条件及工况

于 Simulation 中建立一个新的静态模型。参考 Gefen 等^[5]的方法将骨骼结构理想化，即认为其是均匀分布、各向同性以及线性弹性的，其中 5 个骨骼零件的 Young 模量和 Poisson 比分别设定为 7 300 MPa 和 0.3，软骨的 Young 模量和 Poisson 比分别设定为 12 MPa 和 0.42，这些参数参考了部分已发表文献^[4]。将 6 个部件之间的相互作用定义为接触面抑制交叉来模拟关节的相对运动，然后应用干涉检测以排除骨重叠。接触选项被设定为无穿透和无表面接触。为了模拟关节软骨表面的润滑性，本研究不考虑摩擦力，也忽略了重力的影响。

在本模型中，根据韧带的生理情况，使用 1 个或多个线性的仅能拉伸的弹簧直接插入附着点来模拟韧带连接。基于解剖图谱和已发表研究和解剖^[6]，确定骨骼上的韧带附着点。共设置了 35 个弹簧来模拟韧带。以中性位置时韧带附着点的距离作为韧带初始长度，那些直径长度比相对较大的韧带就使用多

个线性模型替代，如下胫腓前韧带（2 根弹簧）、下胫腓后韧带（2 根弹簧）。通过检索现有文献^[7-8]来确定每个韧带的性质，不能确定的韧带，其刚度都设定为 70~90 N/mm，骨间膜由 4 根刚度为 400 N/mm 的弹簧组成。所有韧带初始预载荷都设置为 0。

通过压缩代表下胫腓前韧带、骨间韧带以及靠近胫距关节 8 cm 长的骨间膜的弹簧组件来模拟 AITSI 模型，基于 AITSI 模型建立了螺钉固定模型及 Tight-rope (TR) 固定模型。螺钉固定模型中，将 3.5 mm 螺钉在胫骨穹窿以上 2.5 cm 的高度平行于踝关节面放置，将螺钉与相接触的胫骨及腓骨部分相连接，模拟螺钉固定的效果。螺钉的杨氏模量和泊松比分别定义为 1.936 105 MPa 和 0.27。对于 TR 模型，首先在胫骨及腓骨上钻大小为 3.5 mm 的孔，然后放置内外侧钢板，钢板的杨氏模量和泊松比与螺钉相同，添加 2 根刚度为 1 000 N/mm 的弹簧来模拟两者之间的线，得到了 TR 模型。

共设置 3 个受力情况，分别为单脚站立中立位、内旋以及外旋。固定跟骨、舟状骨及距骨下方，使胫骨和腓骨上段的中心点在竖直方向上固定，剩余的部分设置为可自由移动。该试验者体重 60 kg，在胫骨上端施加 600 N 的垂直力量来模拟单脚站立时的情况。然后保持约束不变，在近端胫骨处施加 600 N 的垂直压力负荷的同时，以胫骨的纵轴为旋转中心，施加 2.7 N·m 的顺时针或逆时针扭转力，以模拟下肢的内旋及外旋。

1.3 数据收集

当所有的条件设定好后，使用 Simulation 中的高质量网格生成工具对模型进行网格化。接着使用 Simulation 自动求解器迭代计算进行静态求解。

1.4 检测项目与方法

通过 Simulation 处理后对数据进行筛选，重点观察胫腓骨远端最大应力和位移分布、距骨关节面接触力以及内固定物最大应力等数据。

2 结果

2.1 踝关节三维有限元模型的建立

建立了正常踝关节、AITSI、螺钉固定和 TR 共 4 个模型（见图 1），每个模型中的元素总数范围为 67 526~81 878，节点数为 105 477~126 592。共有 12 个情况装载在 4 个模型中。

2.2 胫腓骨 Von Mises 应力分布

相较于正常模型，AITSI 模型中，胫腓骨受力均有不同程度增大，最大可达正常模型的 3.9 倍。在螺钉固定模型中，胫骨最大应力为正常模型的 3 倍以上，且螺钉在胫骨外侧部分是整个模型最大受力点，旋转时该数值增大明显。TR 模型中，受力分布较为

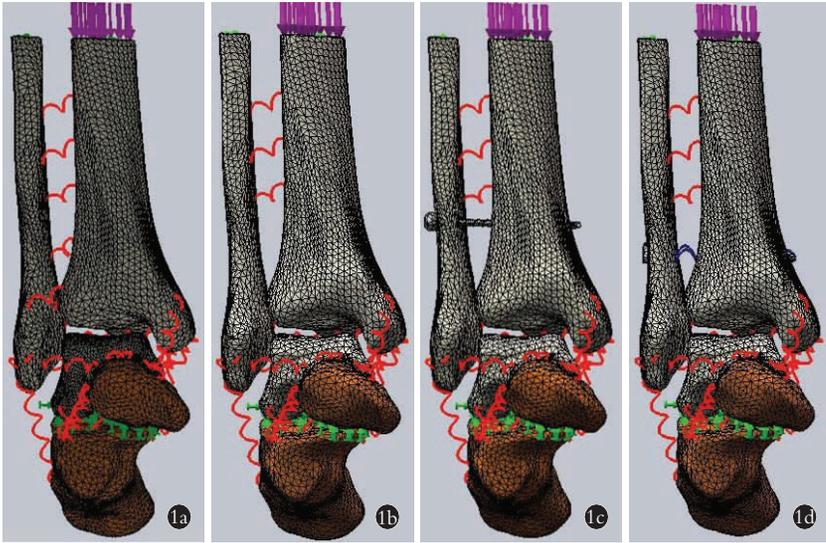


图 1 4 个 3D 有限元模型建立 1a. 正常踝关节 1b. AITSI 1c. 螺钉固定 1d. Tight-rope 固定

Fig.1 Four 3D FE models were established 1a. Normal ankle 1b. AITSI 1c. Screw fixation 1d. TR fixation

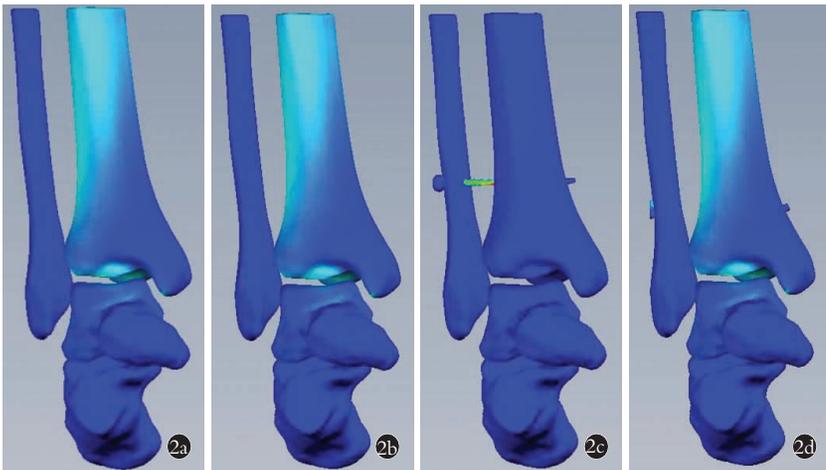


图 2 单脚站立情况下 4 个模型的 Von Mises 应力分布图 2a. 正常踝关节 2b. AITSI 2c. 螺钉固定 2d. Tight-rope 固定

Fig.2 Von Mises stress distribution in four models on neutral position with single-foot standing 2a. Normal ankle 2b. AITSI 2c. Screw fixation 2d. TR fixation

均匀且接近正常水平。

2.2.1 单脚站立情况 在单脚站立中立位情况下,正常模型及 AITSI 模型最大受力点都位于内踝处(分别为 3.13 MPa 和 3.17 MPa)。螺钉固定模型中,最大受力点位于螺钉与胫骨外侧面接触处(71.34 MPa),骨骼最大应力处位于胫骨内侧(9.57 MPa),TR 模型中最大受力位于胫骨外侧(4.84 MPa)。见图 2。

2.2.2 内旋情况 内旋应力情况下,正常模型、损伤模型及 TR 模型最大受力点都位于内踝处(分别为 243.8 MPa、285.3 MPa 和 291.5 MPa)。螺钉固定模

型中,最大应力点位于螺钉与胫骨外侧面接触处(4 645 MPa),骨骼最大应力处位于胫骨中部(727.8 MPa)。见图 3。

2.2.3 外旋情况 外旋应力情况下,正常模型、AITSI 模型及 TR 模型最大受力点都位于内踝处(分别为 130.3 MPa、505.8 MPa 和 452.1 MPa)。螺钉固定模型中,最大应力点位于螺钉与胫骨外侧面接触处(4 488 MPa),骨骼最大应力处位于胫骨外侧(645 MPa)。见图 4。

2.3 距骨关节面最大接触力

如表 1 所示,相较于正常模型,损伤模型在外旋时距骨关节面最大接触力明显增大,在螺钉固定后,距骨关节面所受压力明显增大,而 TR 模型中距骨关节面最大接触力小于螺钉固定模型。

2.4 位移分布

相较于正常模型,AITSI 模型中胫骨及腓骨在内旋及外旋时位移增大明显。螺钉固定模型中,胫腓骨位移均明显小于正常模型。TR 模型中,胫骨位移接近正常模型,但是腓骨位移与损伤模型接近,内旋时甚至增大。具体情况如下。

2.4.1 单脚站立情况 在单脚站立中立位时,在 4 个模型中,胫骨最大移位均出现在内踝前方,分别为 0.32、0.33、0.31、0.33 mm。正常踝关节中,腓骨最大位移出现在外踝的前方(0.06 mm),AITSI 及螺钉固定模型中为外踝关节面

上方(分别为 0.02、0.22 mm),TR 模型中为外踝下方(0.39 mm)。4 个模型中,下胫腓前韧带胫骨附着点位移分别为 0.26、0.26、0.24、0.26 mm,腓骨附着点位移分别为 0.05、0.02、0.20、0.29 mm。见图 5。

2.4.2 内旋情况 在内旋时,4 个模型中胫骨最大移位均出现在内踝前方,分别为 9.35、10.97、7.33、9.94 mm。正常踝关节中,腓骨最大位移出现在外踝的后方(6.26 mm),AITSI、螺钉固定模型及 TR 模型中为外踝前方(分别为 6.32、5.88、8.11 mm)。4 个模型中,下胫腓前韧带胫骨附着点位移分别为 6.15、8.01、4.74、7.52 mm,腓骨附着点位移分别为 5.27、

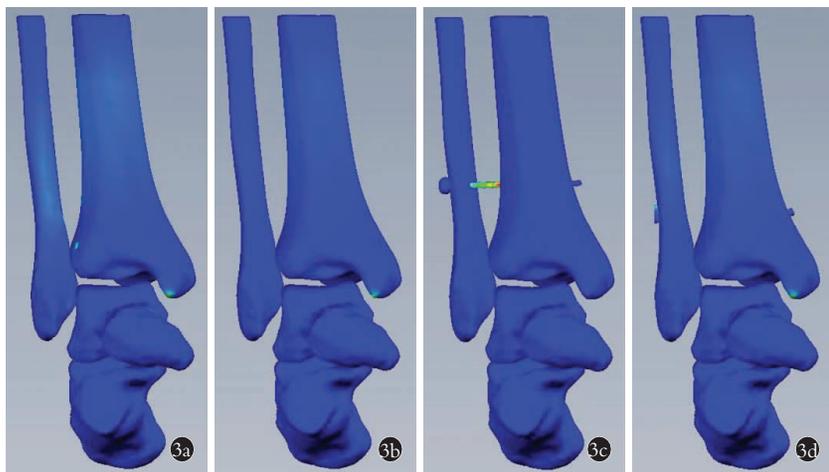


图 3 内旋时 4 个模型中 Von Mises 受力分布 3a. 正常踝关节 3b. AITSI 3c. 螺钉固定 3d. Tight-rope 固定

Fig.3 Von Mises stress distribution in four models on internal rotation of the ankle 3a. Normal ankle 3b. AITSI 3c. Screw fixation 3d. TR fixation

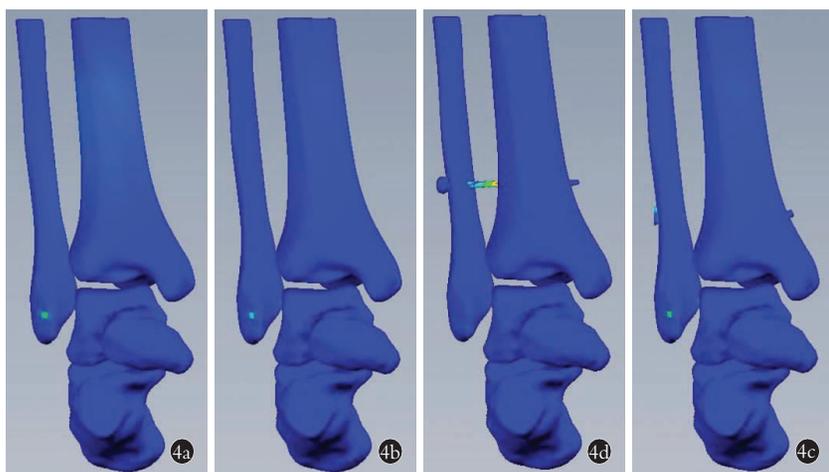


图 4 外旋时 4 个模型中 Von Mises 受力分布 4a. 正常踝关节 4b. AITSI 4c. 螺钉固定 4d. Tight-rope 固定

Fig.4 Von Mises stress distribution in four models on external rotation of the ankle 4a. Normal ankle 4b. AITSI 4c. Screw fixation 4d. TR fixation

表 1 距骨关节面 3 种载荷下最大接触力的大小(MPa)

Tab.1 Comparison of the maximum contact force in talus articular surface after application with three loads(MPa)

单脚受力体位	正常	AITSI	螺钉固定	Tight-rope
中立	2.17	2.17	2.06	2.19
内旋	22.08	20.27	32.96	10.91
外旋	49.39	62.48	102	72.47

4.61、5.27、5.72 mm。见图 6。

2.4.3 外旋情况 在外旋时,4 个模型中胫骨最大移位均出现在内踝前方,分别为 9.56、10.03、6.83、9.91 mm。螺钉固定模型中,腓骨最大位移在螺钉外侧下方(3.43 mm),正常模型、AITSI 及 TR 模型中为

外踝后方分别为 7.55、8.7、8.52 mm)。

4 个模型中,下胫腓前韧带胫骨附着点位移分别为 6.35、6.85、3.77、6.72 mm,腓骨附着点位移分别为 5.87、6.54、3.17、6.40 mm。见图 7。

3 讨论

3.1 有限元模型建立的有效性及其意义

下胫腓韧带复合体仅由韧带组成,损伤时往往出现“前撕裂,后撕脱”,下胫腓前韧带及骨间韧带、骨间膜损伤,属于潜在不稳定损伤^[9],需要负重 X 线片及 MRI 才能看出来,该损伤的相关生物力学研究仍欠缺。有限元技术不受实验条件限制,不易受人为因素干扰,但能通过计算机对实验条件进行控制,已成为分析踝关节生物力学情况的重要研究方法。本研究依据真实踝关节结构及损伤特点成功建立了三维模型。Liu 等^[4]分析了螺钉固定后的踝关节生物力学情况;Anderson 等^[10]和刘清华等^[11]分析了胫距关节面受力情况,均与本研所得数据相近,证实本次建立的模型可靠、有效。有限元技术能对同一损伤模型施加不同的治疗方案,这是常规实验所不能实现的,笔者通过对踝关节各部位的受力及位移情况进行分析,比较下胫腓前联合损伤后的两种治疗方案,并得到量化数据,以期为临床提供生物力学依据。

3.2 下胫腓前联合损伤对踝关节稳定性的影响

AITSI 是非骨性损伤,常规 X 线片不能直接诊断,容易被忽视^[12-13]。本研究显示在 AITSI 出现后,胫骨、腓骨及距骨关节面受力均有不同程度增大,最大可达正常模型的 3.9 倍,胫腓骨位移增大,其中下胫腓前韧带胫骨附着点位移在内旋时较正常模型差异最大,为 1.3 倍。由此可见,常规踝关节 X 线片很难发现下胫腓前联合损伤,应力位下拍摄踝穴 X 线片更利于明确损伤情况,严重下胫腓前联合损伤将改变踝关节受力及位移情况,导致踝关节不稳,明确诊断后建议手术干预以减少出现创伤性关节炎等问题的可能。

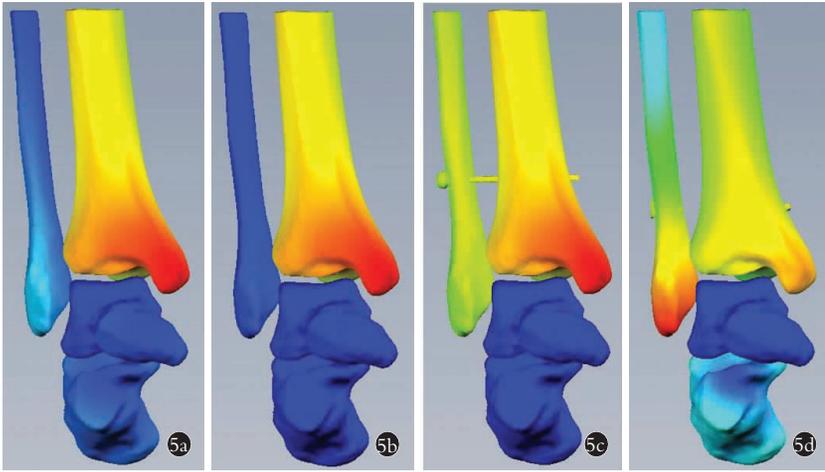


图 5 单脚站立时 4 个模型位移分布 5a. 正常踝关节 5b. AITSI 5c. 螺钉固定 5d. Tight-rope 固定

Fig. 5 Resultant displacement distribution in four models on neutral position with single-foot standing 5a Normal ankle 5b. AITSI 5c. Screw fixation 5d. TR fixation

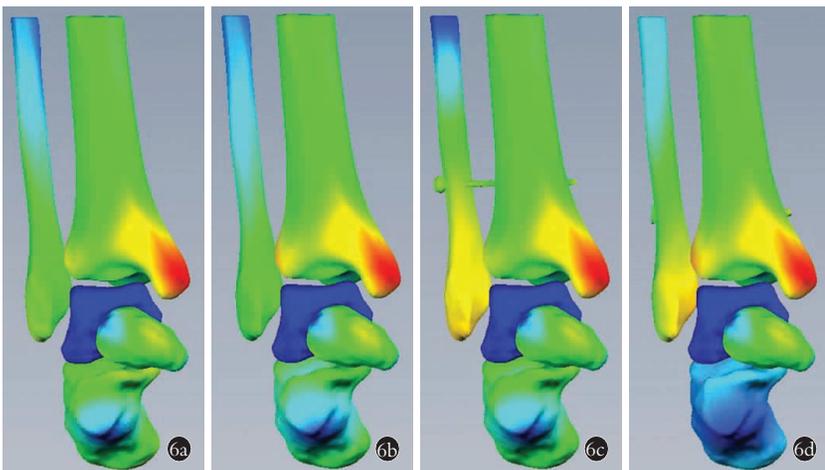


图 6 内旋时 4 个模型的位移分布 6a. 正常踝关节 6b. AITSI 6c. 螺钉固定 6d. Tight-rope 固定

Fig. 6 Resultant displacement distribution in four models on internal rotation of the ankle 6a. Normal ankle 6b. AITSI 6c. Screw fixation 6d. TR fixation

3.3 螺钉固定的特点

下胫腓联合螺钉是治疗下胫腓分离最常用的内固定物,但仍存在不少争议,笔者参考了近期研究^[14-17],确定了在胫骨穹窿以上 2.5 cm,由后向前 30°,平行于踝关节面放置 1 枚 3.5 mm 的 4 层皮质螺钉来得到螺钉固定模型。本研究发现,螺钉固定模型中胫骨最大应力为正常模型的 3 倍以上,约为损伤模型的 1.7 倍,距骨关节面最大接触力约为正常模型的 1.8 倍,约为损伤模型的 1.6 倍。由此可见,不移除螺钉的情况下负重可能会导致踝关节损伤,螺钉在胫骨外侧部分是整个模型最大应力点,旋转时该数值增大明显,容易在此处发生螺钉断裂。相较于正常模型,螺钉固定模型中胫腓骨位移也明显减小,

表明螺钉固定限制了踝关节的正常活动。综上,作为刚性固定的代表,下胫腓联合螺钉能有效固定下胫腓联合,但存在负重时各骨骼受力增大以及踝关节活动受限的问题,应避免负重旋转导致螺钉断裂,建议损伤恢复后取出螺钉以恢复踝关节正常功能以及力学传导机制。

3.4 Tight-rope 固定的特点

Tight-rope 作为弹性固定的代表,已逐渐被骨科医生接受^[15-20],但相关生物力学研究仍有所欠缺。本实验中,TR 模型受力分布较为均匀且接近正常模型,其中胫骨最大应力为正常模型的 2.3 倍,为损伤模型的 0.9 倍,距骨关节面最大接触力接近正常模型,为损伤模型的 0.9 倍,在胫腓骨位移情况上也与正常模型情况相似,结果表明 Tight-rope 能提供踝关节微动,允许早期负重,无须二次手术取出。在本研究旋转情况中,TR 模型腓骨韧带附着点位移数值大于正常模型,分析原因为 Tight-rope 重建的弹性环境与踝关节生理情况不符,建议尽可能达到解剖复位后再固定,避免早期完全负重并减少旋转动作。

3.5 两种治疗方法的对比

刚性修复与弹性修复的对比是目前研究关注焦点^[21]。本实验选取了 2 种代表进行研究后发现,螺钉固定模型中的胫骨及腓骨最大受力为 TR 模型的 1.3 倍以上,距骨关节面接触力约为 1.8 倍,TR 模型中内固定物受力小于相同情况下螺钉的 1/11。螺钉固定模型中下胫腓前韧带胫骨附着点位移约为正常模型的 0.6 倍,而 TR 模型中该数据约为正常模型的 1.1 倍。由此可见,Tight-rope 固定后骨骼受力更小,位移更接近正常情况,且内固定物受力也较小,但不能忽视 Tight-rope 固定后的腓骨旋转问题。笔者认为 Tight-rope 在骨骼受力、踝关节微动及内固定物断裂方面,较螺钉固定更有优势,但存在腓骨旋转控制欠佳的劣势,考虑到伴有 Weber C 型踝关节骨折的患者骨间膜撕裂程度较大,腓骨旋转问题会更严重,故对于伴有 Weber C 型

骨折患者,螺钉固定模型中的胫骨及腓骨最大受力为 TR 模型的 1.3 倍以上,距骨关节面接触力约为 1.8 倍,TR 模型中内固定物受力小于相同情况下螺钉的 1/11。螺钉固定模型中下胫腓前韧带胫骨附着点位移约为正常模型的 0.6 倍,而 TR 模型中该数据约为正常模型的 1.1 倍。由此可见,Tight-rope 固定后骨骼受力更小,位移更接近正常情况,且内固定物受力也较小,但不能忽视 Tight-rope 固定后的腓骨旋转问题。笔者认为 Tight-rope 在骨骼受力、踝关节微动及内固定物断裂方面,较螺钉固定更有优势,但存在腓骨旋转控制欠佳的劣势,考虑到伴有 Weber C 型踝关节骨折的患者骨间膜撕裂程度较大,腓骨旋转问题会更严重,故对于伴有 Weber C 型

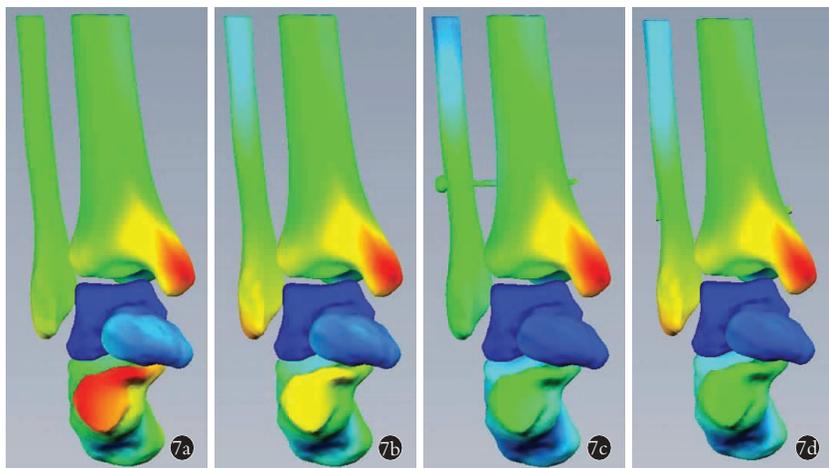


图 7 外旋时 4 个模型位移分布 7a. 正常踝关节 7b. AITSI 7c. 螺钉固定 7d. Tight-rope 固定

Fig.7 Resultant displacement distribution in four models on external rotation of the ankle 7a. Normal ankle 7b. AITSI 7c. Screw fixation 7d. TR fixation

踝关节骨折以及肥胖的患者，螺钉固定是更好的选择。在临床实际中，还需要考虑患者的具体情况及费用等问题，总体疗效也需要在长期临床实践随访中进一步研究。

3.6 本实验的不足之处

(1)临床实际中，踝关节本身活动较为复杂，肌肉、韧带、关节囊等软组织皆有参与。现在的研究只能对临床情况进行近似模拟，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了简化，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，仅模拟了静态载荷下的 3 个受力情况。若能有合适的材料参数及边界条件，完善更多情况甚至动态的模拟，那么结果的临床意义将会更大。考虑到本研究关注的是模型之间的相对差异，而不是每个具体情况下的生物力学指标的定量评估，故以上不确定的因素对研究影响不大，且得到了全面的量化数据，这是常规研究所不能得到的^[22]。(2)本研究选取的是青年女性的踝关节 CT 数据，尽管有 CT 研究提示，对于下胫腓联合之间的间距，男女之间无统计学意义^[23]，但同一个体双侧踝关节都有平均 2.3 mm 的细小差异^[24]，故更全面的研究有待进一步完善。

综上，笔者成功建立了下胫腓前联合损伤模型及 2 种治疗模型，得到了量化的数据，通过分析认识到，负重下拍摄踝穴位 X 线片有利于判断下胫腓前联合的损伤情况，严重的下胫腓前联合损伤将大大改变踝关节受力及位移情况，不积极治疗很可能导致预后欠佳。下胫腓联合螺钉可以有效稳定下胫腓联合，但同时也改变了踝关节生理情况，限制了胫腓

骨远端活动，导致负重时胫腓骨及距骨关节面受力增大，且螺钉应力集中容易出现内固定物失效，笔者建议应避免负重旋转，并在下胫腓联合愈合后取出螺钉，以恢复踝关节正常功能以及力学传导机制。Tight-rope 作为弹性修复的代表，能提供踝关节的微动，踝关节受力接近生理情况，允许早期负重，且无明显应力集中及须二次手术取出等问题，但存在腓骨旋转问题，建议尽可能达到解剖复位后再固定，避免早期完全负重并减少旋转动作。Tight-rope 固定相较于螺钉固定在骨骼受力、踝关节微动及内固定物断裂方面具有优势，但存在腓骨旋转控制欠佳的劣势。伴有 Weber C 型踝关节骨折以及肥胖的患者更适合螺钉固定，必要时可尝试双弹性固定或弹性加刚性固定来为软组织愈合提供微环境。

参考文献

- [1] Vosseller, J Turner, Karl, John W, et al. Incidence of syndesmotom injury[J]. Orthopedics, 2014, 37(3): e226-229.
- [2] Marvan J, Dzupa V, Krbec M, et al. Distal tibiofibular synostosis after surgically resolved ankle fractures: An epidemiological, clinical and morphological evaluation of a patient sample[J]. Injury, 2016, 47(11): 2570-2574.
- [3] Lilyquist M, Shaw A, Latz K, et al. Cadaveric analysis of the distal tibiofibular syndesmosis[J]. Foot Ankle Int, 2016, 37(8): 882-890.
- [4] Liu Q, Zhang K, Zhuang Y, et al. Analysis of the stress and displacement distribution of inferior tibiofibular syndesmosis injuries repaired with screw fixation: a finite element study[J]. PLoS One, 2013, 8(12): e80236.
- [5] 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]. J Biomech Eng, 2000, 122(6): 630-639.
- [6] Mróz I, Kurzydło W, Bachul P, et al. Inferior tibiofibular joint (tibiofibular syndesmosis)-own studies and review of the literature [J]. Folia Med Cracov, 2015, 55(4): 71-79.
- [7] Hoefnagels EM, Waites MD, Wing ID, et al. Biomechanical comparison of the interosseous tibiofibular ligament and the anterior tibiofibular ligament[J]. Foot Ankle Int, 2007, 28(5): 602-604.
- [8] Beumer A, van Hemert W L, Swierstra B A, et al. A biomechanical evaluation of the tibiofibular and tibiotalar ligaments of the ankle [J]. Foot Ankle Int, 2003, 24(5): 426-429.
- [9] 俞光荣, 洪浩. 踝关节损伤的治疗进展与思考[J]. 中国骨伤, 2016, 29(12): 1071-1073.
YU GR, HONG H. Development and think about ankle joint injury [J]. Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma, 2016, 29(12): 1071-1073. Chinese.
- [10] Anderson DD, Goldsworthy JK, Li W, et al. Physical validation of a

patient-specific contact finite element model of the ankle[J]. J Biomech, 2007, 40(8):1662-1669.

[11] 刘清华,余斌,金丹,等. 正常人足踝部有限元模型的构建研究[J]. 中华创伤骨科杂志, 2010, 12(2):174-177.
LIU QH, YU B, JIN D, et al. Construction of a finite element model of normal human foot and ankle[J]. Zhonghua Chuang Shang Gu Ke Za Zhi, 2010, 12(2):174-177. Chinese.

[12] Fort NM, Aiyer AA, Kaplan JR, et al. Management of acute injuries of the tibiofibular syndesmosis[J]. Eur J Orthop Surg Traumatol, 2017, 27(4):449-459.

[13] 吴志朋,陈鹏涛,何金山,等. 下胫腓联合损伤的分型和治疗进展[J]. 中国骨伤, 2018, 31(2):190-194.
WU ZP, CHEN PT, HE JS, et al. Classification and treatment of syndesmotc injury[J]. Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma, 2018, 31(2):190-194. Chinese with abstract in English.

[14] 叶永志,张隆英,陈榆. 锁扣带袢钛板与传统螺钉治疗踝关节骨折伴下胫腓联合损伤疗效比较[J]. 中国骨伤, 2017, 30(5):441-445.
YE YZ, ZHANG LY, CHEN Y. Clinical outcomes Tight rope versus traditional screw fixation for the treatment of injury of distal tibiofibular syndesmosis in ankle fracture[J]. Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma, 2017, 30(5):441-445. Chinese with abstract in English.

[15] Seyhan M, Donmez F, Mahirogullari M, et al. Comparison of screw fixation with elastic fixation methods in the treatment of syndesmosis injuries in ankle fractures[J]. Injury, 2015, 46(Suppl 2):S19-S23.

[16] Solan MC, Davies MS, Sakellariou A. Syndesmosis stabilisation: screws versus flexible fixation[J]. Foot Ankle Clin, 2017, 22(1):35-63.

[17] van Zuuren WJ, Willems JH, van den Bekerom MP. Comments on Hsu et al.: Surgical treatment of syndesmotc diastasis: emphasis on effect of syndesmotc screw on ankle function[J]. Int Orthop, 2011, 35(4):359-364.

[18] Imam MA, Matthana A, Ji WK, et al. A 24-month follow-up of a custom-made suture-button assembly for syndesmotc injuries of the ankle[J]. J Foot Ankle Surg, 2017, 56(4):744-747.

[19] Förschner PF, Beitzel K, Imhoff AB, et al. Five-year outcomes after treatment for acute instability of the tibiofibular syndesmosis using a suture-button fixation system[J]. Orthop J Sports Med, 2017, 5(4):2325967117702854.

[20] Anand A, Wei R, Patel A, et al. Tightrope fixation of syndesmotc injuries in Weber C ankle fractures: a multicentre case series[J]. Eur J Orthop Surg Traumatol, 2017, 27(4):461-467.

[21] 楼宇梁,洪建军,邵希文,等. Endobutton 与螺钉内固定治疗下胫腓联合分离的临床疗效分析[J]. 中国骨伤, 2016, 29(8):729-733.
LOU YL, HONG JJ, SHAO XW, et al. Endobutton and cortical screw fixation for the treatment of distal tibiofibular syndesmosis separated[J]. Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma, 2016, 29(8):729-733. Chinese with abstract in English.

[22] Andersen MR, Frihagen F, Hellund JC, et al. Randomized trial comparing suture button with single syndesmotc screw for syndesmosis injury[J]. J Bone Joint Surg Am, 2018, 100(1):2-12.

[23] Yeung TW, Chan CY, Chan WC, et al. Can pre-operative axial CT imaging predict syndesmosis instability in patients sustaining ankle fractures seven years' experience in a tertiary trauma center[J]. Skeletal Radiol, 2015, 44(6):823-829.

[24] Dikos GD, Heisler J, Choplin RH, et al. Normal tibiofibular relationships at the syndesmosis on axial CT imaging[J]. J Orthop Trauma, 2012, 26(7):433-438.

(收稿日期:2018-05-10 本文编辑:李宜)

广告目录

1. 曲安奈德注射液(昆明积大制药股份有限公司) (封2)
2. 金乌骨通胶囊(贵州盛世龙方制药股份有限公司) (对中文目录1)