

基于有限元法的下胫腓损伤螺钉治疗的研究进展

米 涛¹, 李钊伟^{2*}

¹青海大学, 青海 西宁

²青海大学附属医院, 青海 西宁

收稿日期: 2021年12月4日; 录用日期: 2021年12月25日; 发布日期: 2022年1月6日

摘要

下胫腓联合韧带是为踝关节提供柔韧性和稳定性的软组织复合体, 这些韧带一起维持了胫骨远端和腓骨之间的稳定性。当这些韧带在严重的踝关节扭伤中断裂时, 腓骨远端就会迁移, 将不能再为踝关节提供一个稳定的外侧支撑。下胫腓损伤后准确的解剖复位和固定的重要性已被证实, 下胫腓联合损伤手术治疗的金标准仍是使用下胫腓螺钉将腓骨固定在胫骨上。随着有限元技术的发展, 通过该技术建立的踝关节有限元模型可靠性也被广泛证实, 越来越多的学者应用该技术到下胫腓联合损伤当中研究螺钉固定下胫腓的情况。因此本文主要从通过有限元法研究螺钉固定下胫腓损伤来进行综述。

关键词

下胫腓, 螺钉, 有限元

Research Progress of Screw Treatment of Tibiofibular Joint Injury Based on Finite Element Method

Tao Mi¹, Zhaowei Li^{2*}

¹Qinghai University, Xining Qinghai

²The Affiliated Hospital of Qinghai University, Xining Qinghai

Received: Dec. 4th, 2021; accepted: Dec. 25th, 2021; published: Jan. 6th, 2022

Abstract

The syndesmosis ligament is a soft tissue complex that provides flexibility and stability to the ankle joint.
*通讯作者。

kle joint. These ligaments maintain stability between the distal tibia and the fibula. When these ligaments break in a severe ankle sprain, the distal fibula migrates and can no longer provide a stable lateral support to the ankle. The importance of accurate simultaneous reduction and fixation after distal tibiofibular syndesmosis injury has been proven. The gold standard for surgical treatment of distal tibiofibular syndesmosis injury is still fixation of the fibula to the tibia with screws, but there are many controversies regarding the position, quantity, size and number of penetrating cortex of screws. With the development of finite-element technology, the reliability of the finite-element model of the ankle joint established by this technology has been widely confirmed. More and more scholars have applied this technology to study the condition of screw fixation of the tibiofibular syndesmosis injury. Therefore, this paper mainly reviews the study of screw fixation tibiofibular injury by finite element method.

Keywords

Inferior Tibiofibular, Screw, Finite Element

Copyright © 2022 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

下胫腓韧带复合体由胫腓前韧带(Anterior inferior tibiofibular ligament, AITFL)、胫腓后韧带(Posterior inferior tibiofibular ligament, PITFL)、胫腓横韧带(Transverse tibiofibular ligament, TTFL)和骨间膜(Interosseous ligament, IOL)组成。据估计, 约1%~18%的踝关节扭伤和高达23%的踝关节骨折中都会发生远端胫腓联合的损伤[1]。这些数据可能被低估了, 因为这是一种经常被漏诊的损伤, 且临床检查不具备特异性[2]。通常下胫腓联合损伤的诊断通过踝关节正位X线片踝穴上出现下胫腓重叠小于10 mm, 下胫腓外侧间隙大于5 mm, 但由于拍摄X线检查时踝关节可能会有或多或少差异的旋转角度, 从而导致这些测量出来的下胫腓重叠及下胫腓间隙数据的准确性存在差异; 或者通过CT检查冠状面与矢状面结合三维重建, 可以发现2~3 mm的下胫腓分离[3]。下胫腓损伤后尽早的适当处理非常关键, 因为下胫腓损伤后导致踝关节的间隙会增大、踝穴增宽, 未经适当处理的这种损伤的患者可能发展为慢性疼痛、不稳定, 最终导致踝关节退行性关节疾病[4]。相比较在传统的尸体标本上进行验证及研究, 有限元法具有实验方法简便、干扰因素较小、可重复性和经济等优势, 因此有必要对有限元法研究下胫腓损伤后螺钉治疗的进展进行综述, 为临床提供一定的参照意见。

2. 损伤机制

下胫腓损伤的主要机制是外旋联合踝关节背屈, 随着脚处于背屈状态, 距骨较宽的后部被迫进入踝关节中, 从而对联合韧带造成额外的压力[5]。在一项生物力学尸体研究中, Markolf等人[6]证实, 使踝关节背屈和足外旋施加于背屈、轴向负荷可产生高位踝关节扭伤(联合损伤)。而单纯的下胫腓联合损伤较少发生, 其常见于旋前-外旋型骨折中。

3. 生物力学

许多生物力学研究已经用各种方法评估了腓骨远端相对于胫骨远端的相对运动的确切数量。从最大跖曲到背屈[1], 腓骨向外侧移动0.82~3 mm, 后移动0.9~1.34 mm, 并向外部旋转0.5°~3.7°。随着距骨背

屈踝关节间隙增加 1.0~1.25 mm。此外，在正常的步态中[7]，已观察到腓骨尖端的远端平移约为 2.4 mm。Clanton 等人[8]对 8 对配对的下肢标本进行了测试，在模拟生理条件下对完整踝关节韧带的测试显示，轴面腓骨旋转为 4.3°，矢状面腓骨平移为 3.3 mm；联合损伤后，特别是在 AITFL 和浅表 PITFL 切断后，腓骨矢外移和轴向旋转显著增加；联合韧带的损伤导致对内旋转和外旋转的阻力显著降低，AITFL 的孤立损伤导致外旋阻力降低的最显著(平均 24%) ($P < 0.05$)。Ogilvie-Harris 等人[9]进行尸体实验时发现，对于下胫腓结构稳定性的提供 AITFL 约占了整体的 35%，TTFL 33%，IOL 22%，PITFL 9%。Xu 等人[10]通过解剖 11 条新鲜冷冻的下肢，暴露 AITFL、PITFL 和 IOL，在踝关节 3 个位置上(中立位，背屈 15°，跖曲 25°)将足部内旋转 0°至 25°，外旋转至 35°记录韧带的应力情况，结果显示，当踝关节外旋转时，在 AITFL 近端 Chaput 结节附近的近端和中部观察到应力明显增高，同时这 3 条韧带都可以抵抗足外旋引起的扭转力量。

4. 有限元分析的应用

4.1. 有限元分析

有限元分析(FEA)在 1943 年被 Courant 率先提出应用于航空领域的基本思想，1956 年 Turner 将其深入引入到航空飞机领域，之后在多个领域得到应用发展。1972 年，在 Brekelmans 等的实验第一次将有限元分析应用在骨科的生物力学研究当中，奠定了有限元在骨科当中广泛的应用和发展[11]。

有限元分析作为一种数值工具，用于结构和系统的量化和仿真，提供了对不同类型负载和边界条件下的分量响应的准确预测。基于计算机断层扫描或其他图像[12]构建了特定主题的有限元(FE)模型。将所构造的模型的整体简化为具有特定材料属性和结构性质的且彼此相连、相互作用小单元，然后在一定的边界条件下进行分析，得到每个小单元的近似解进而推演整体的解[13]。一般来说，骨科和创伤学有限元分析的关键方面是骨和植入物的材料模式、模型网格、边界和加载条件以及验证。其在不同的实验条件下，模拟某些部件的形变，验证应力 - 变形率分布、内能变化、强度验证、稳定性以及疲劳损伤、寿命预测等[14]，以优化骨科的设计、筛查、预测和治疗。如研究植入物与骨之间的应力分布以及形变位移[15]；比较骨折固定[16]；分析骨的生物力学[17]，甚至模拟动物和运动损伤的各种模型。此外，同样的模型可以在电子计算中反复加载或组合，使结果不受其他客观条件的限制而节约成本。

4.2. 下胫腓有限元模型的建立

有限元模型的建立都是通过选取健康志愿者，行 CT 或(和)MRI 检查获得踝关节影像学资料，将 CT 或(和)MRI 图像数据导入到计算机中，使用有限元软件对影像学数据进行阈值分割、填补空隙、去除菱角、优化、修补等相应处理后得到完整的有限元模型。然后对有限元模型进行材料参数的设计、边界与载荷条件的定义、划分有限元网格等步骤后去进行实验验证[14]。刘清华等[18]将 CT 图像数据用 Mimics、Solidworks、Absys 软件进行有限元模型的建立及分析，他的模型中在踝关节接触面两侧设置了 0.5 mm 的软骨，参考 Hoefnagel 等[19]及 Beumer 等[20]材料属性设计下胫腓韧带。Mondal 等[21]在患者踝关节 CT 扫描图像以 Dicom 格式导入医学图像处理软件，采用皮质骨和松质骨分离方法，建立骨骼三维模型；后导入 ANSYSFE 软件中进行网格划分、材料性能分布，在各关节之间设定了均匀厚度的软骨层，杨氏模量和泊松比分别为 10 MPa 和 0.4；然后通过文献数据根据不一样的刚度、杨氏模量、泊松比建立 16 条韧带；把皮质骨的杨氏模量和泊松比设定为 19 GPa 和 0.3，而松质骨的参数根据公式计算得出，最后进行模型有效性的验证。Er 等[22]在实验中设定长度为 45 mm，在 ASTM F543-02 标准的基础上使用 Ti-6Al-4V 制成的大小和螺纹形式有差异的 4 种医用螺钉进行三维模型建立，螺钉的杨氏模量和泊松比分别为 106,000 MPa 和 0.33。

4.3. 有限元分析在下胫腓损伤螺钉治疗中的应用

螺钉固定是治疗下胫腓损伤的主要手术方式，AO组织建议的是螺钉在平行踝关节面上方2~4 cm处由后外向前内成25°~30°置入。戴海飞等[23]建立了3.5 mm、4.5 mm的螺钉在距离踝关节面2、3、4 cm处置钉穿透3层、4层骨皮质共12个模型验证，认为使用4.5 mm的下胫腓螺钉在踝关节面上2 cm穿透4层皮质可以取得更好的生物力学稳定性。Verim等[24]使用了3.5 mm或4.5 mm的皮质螺钉，螺钉放置水平距踝关节20、25、30、35、40、45 mm，经腓骨向前30°穿透三层皮质进行实验，发现踝关节面上30~40 m固定所受到应力最小，与螺钉大小的相关性不大。刘清华[25][26]在研究下胫腓联合螺钉对踝关节的应力分布及活动度影响时，发现于踝上2.5 cm或5 cm处置钉两钟置钉位置均差异不明显。在Vance[27]的实验中，在踝上2~5 cm每间隔0.5 cm为一个置钉点，观察到越靠近踝穴的置钉点则踝关节外侧间隙越大，远离踝穴置入的螺钉踝关节外侧间隙越小。而有些学者会认为下胫腓螺钉刚性的固定限制了踝关节正常的生理性微动，因此有了许多弹性固定的方法来治疗下胫腓损伤。刘忠鑫等[28]使用有限元分析对比了螺钉及Tight-rope固定下胫腓损伤时发现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。梁远等[29]通过有限元分析对比螺钉及缝合锚钉固定下胫腓损伤对距骨应力分布影响时，发现缝合锚钉固定下胫腓相对于螺钉固定可以降低距骨应力的集中，更加符合生物力学特性。

5. 总结

下胫腓联合损伤的修复对于患者来说是至关重要的，因此选择恰当的固定条件更有助于下胫腓的恢复，有限元建模技术的发展，在足、踝领域得到了广泛的应用，其可靠性也得到了验证[30]，可以方便地用它来进行下胫腓损伤的治疗的模拟实验，从而得到更精确的特定条件下的固定方法。并且传统的尸体生物力学的研究由于技术上的困难，几乎不可能用实验技术模拟复杂的踝关节运动学和应力分布，而这些可以在三维有限元中通过技术的设计去进行实现。但有限元法是通过电子计算机进行的一种仿真模拟实验，所得到的模型并不能完全准确代表人体结构的复杂性，因此，实验得到的结果可能会与实际有一定的差异。

参考文献

- [1] Rammelt, S. and Obruba, P. (2015) An Update on the Evaluation and Treatment of Syndesmotic Injuries. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery*, **41**, 601-614. <https://doi.org/10.1007/s00068-014-0466-8>
- [2] Miller, T.L. and Skalak, T. (2014) Evaluation and Treatment Recommendations for Acute Injuries to the Ankle Syndesmosis without Associated Fracture. *Sports Medicine*, **44**, 179-188. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0106-1>
- [3] 孙正涛, 孙海钰, 陈斌, 张宇, 李硕. 下胫腓联合损伤的诊治进展[J]. 实用骨科杂志, 2019, 25(6): 537-541.
- [4] Sman, A.D., Hiller, C.E., Rae, K., Linklater, J., Black, D.A., Nicholson, L.L., et al. (2015) Diagnostic Accuracy of Clinical Tests for Ankle Syndesmosis Injury. *British Journal of Sports Medicine*, **49**, 323-329. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092787>
- [5] Xenos, J.S., Hopkinson, W.J., Mulligan, M.E., Olson, E.J. and Popovic, N.A. (1995) The Tibiofibular Syndesmosis. Evaluation of the Ligamentous Structures, Methods of Fixation, and Radiographic Assessment. *Journal of Bone and Joint Surgery*, **77**, 847-856. <https://doi.org/10.2106/00004623-199506000-00005>
- [6] Markolf, K.L., Jackson, S. and McAllister, D.R. (2012) Force and Displacement Measurements of the Distal Fibula during Simulated Ankle Loading Tests for High Ankle Sprains. *Foot & Ankle International*, **33**, 779-786. <https://doi.org/10.3113/FAI.2012.0779>
- [7] Reimann, R. and Anderhuber, F. (1980) Kompensationsbewegungen der Fibula, die durch die Keilform der Trochlea tali erzwungen werden [Compensatory Movements of the Fibula Necessitated by the Wedge Shape of the Trochlea tali]. *Acta Anatomica*, **108**, 60-67. <https://doi.org/10.1159/000145282>
- [8] Clanton, T.O., Williams, B.T., Backus, J.D., Dornan, G.J., Liechti, D.J., Whitlow, S.R., et al. (2017) Biomechanical

- Analysis of the Individual Ligament Contributions to Syndesmotic Stability. *Foot & Ankle International*, **38**, 66-75. <https://doi.org/10.1177/1071100716666277>
- [9] Ogilvie-Harris, D.J., Reed, S.C. and Hedman, T.P. (1994) Disruption of the Ankle Syndesmosis: Biomechanical Study of the Ligamentous Restraints. *Arthroscopy*, **10**, 558-560. [https://doi.org/10.1016/S0749-8063\(05\)80014-3](https://doi.org/10.1016/S0749-8063(05)80014-3)
- [10] Xu, D., Wang, Y., Jiang, C., Fu, M., Li, S., Qian, L., et al. (2018) Strain Distribution in the Anterior Inferior Tibiofibular Ligament, Posterior Inferior Tibiofibular Ligament, and Interosseous Membrane Using Digital Image Correlation. *Foot & Ankle International*, **39**, 618-628. <https://doi.org/10.1177/1071100717753160>
- [11] 王志杰, 丁自海, 钟世镇. 有限元法在骨应力分析及骨科内外固定系统研究中的应用[J]. 中国临床解剖学杂志, 2006, 24(1): 107-110.
- [12] Taddei, F., Pancanti, A. and Viceconti, M. (2004) An Improved Method for the Automatic Mapping of Computed Tomography Numbers onto Finite Element Models. *Medical Engineering & Physics*, **26**, 61-69. [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(03\)00138-3](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(03)00138-3)
- [13] 陈国栋, 罗羽婕, 王锐英. 有限元分析在股骨生物力学研究中的应用[J]. 实用医学杂志, 2011, 27(2): 334-336.
- [14] 倪鹏辉, 张鹰, 杨晶, 徐子昂, 努尔波力, 程奎, 刘大鹏. 临床骨科中应用的有限元分析法: 新理论与新进展[J]. 中国组织工程研究, 2016, 20(31): 4693-4699.
- [15] Sabalic, S., Kodvanj, J. and Pavic, A. (2013) Comparative Study of Three Models of Extra-Articular Distal Humerus Fracture Osteosynthesis Using the Finite Element Method on an Osteoporotic Computational Model. *Injury*, **44**, S56-S61. [https://doi.org/10.1016/S0020-1383\(13\)70200-6](https://doi.org/10.1016/S0020-1383(13)70200-6)
- [16] Kosmopoulos, V., Luedke, C. and Nana, A.D. (2015) Dual Small Fragment Plating Improves Screw-to-Screw Load Sharing for Mid-Diaphyseal Humeral Fracture Fixation: A Finite Element Study. *Technology and Health Care*, **23**, 83-92. <https://doi.org/10.3233/THC-140875>
- [17] Chen, G.X., Yang, L., Li, K., He, R., Yang, B., Zhan, Y., et al. (2013) A Three-Dimensional Finite Element Model for Biomechanical Analysis of the Hip. *Cell Biochemistry and Biophysics*, **67**, 803-808. <https://doi.org/10.1007/s12013-013-9565-0>
- [18] 刘清华, 余斌, 金丹, 张美超, 胡岩君, 王丹, 罗吉伟. 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.
- [19] Hoefnagels, E.M., Waites, M.D., Wing, I.D., Belkoff, S.M. and Swierstra, B.A. (2007) Biomechanical Comparison of the Interosseous Tibiofibular Ligament and the Anterior Tibiofibular Ligament. *Foot & Ankle International*, **28**, 602-604. <https://doi.org/10.3113/FAI.2007.0602>
- [20] Beumer, A., van Hemert, W.L., Swierstra, B.A., Jasper, L.E. and Belkoff, S.M. (2003) A Biomechanical Evaluation of the Tibiofibular and Tibiotalar Ligaments of the Ankle. *Foot & Ankle International*, **24**, 426-429. <https://doi.org/10.1177/107110070302400509>
- [21] Mondal, S. and Ghosh, R. (2017) A Numerical Study on Stress Distribution across the Ankle Joint: Effects of Material Distribution of Bone, Muscle Force and Ligaments. *Journal of Orthopaedics*, **14**, 329-335. <https://doi.org/10.1016/j.jor.2017.05.003>
- [22] Er, M.S., Verim, O., Eroglu, M., Altinel, L., Gokce, B. and Tasgetiren, S. (2015) Biomechanical Evaluation of Syndesmotic Screw Design via Finite Element Analysis and Taguchi's Method. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, **105**, 14-21. <https://doi.org/10.7547/8750-7315-105.1.14>
- [23] 戴海飞, 余斌, 张凯瑞, 熊小龙, 崔壮, 陈志刚. 下胫腓联合分离单螺钉固定的有限元分析[J]. 中国矫形外科杂志, 2012, 20(4): 350-354.
- [24] Verim, O., Serhan Er, M., Altinel, L. and Tasgetiren, S. (2014) Biomechanical Evaluation of Syndesmotic Screw Position: A Finite-Element Analysis. *Journal of Orthopaedic Trauma*, **28**, 210-215. <https://doi.org/10.1097/BOT.0b013e3182a6df0a>
- [25] 刘清华, 余斌, 张堃, 李忠, 庄岩, 姚建锋, 马建兵. 下胫腓联合螺钉位置对踝关节活动度影响的有限元研究[J]. 中华创伤骨科杂志, 2014, 16(9): 784-787.
- [26] 刘清华, 余斌, 李忠, 庄岩, 张堃. 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.
- [27] Vance, N.G., Vance, R.C., Chandler, W.T. and Panchbhavi, V.K. (2021) Can Syndesmosis Screws Displace the Distal Fibula? *Foot and Ankle Specialist*, **14**, 201-205. <https://doi.org/10.1177/1938640020912092>
- [28] 刘忠鑫, 王维, 张欣, 杨军. 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[J]. 中国骨伤, 2018, 31(10): 937-943.

- [29] 梁远, 王静成, 何金山, 张佩, 卢志华, 王骅, 吴志朋, 张文东, 白建中, 陈鹏涛. 缝合锚钉固定下胫腓联合损伤对距骨应力分布影响的有限元分析[J]. 海南医学, 2018, 29(15): 2097-2099.
- [30] 郭鹏超, 王成伟. 踝关节三维有限元生物力学研究的临床转化[J]. 中国组织工程研究, 2014, 18(31): 5056-5061.