

## · 基础研究 ·

# 基于有限元法对摇拔戳手法治疗外侧踝关节韧带联合损伤的研究

孟春玲<sup>1</sup>, 王晓<sup>1</sup>, 高春雨<sup>2</sup>, 刘广伟<sup>2</sup>, 宋云博<sup>1</sup>, 李建国<sup>2</sup>

(1. 北京工商大学人工智能学院, 北京 100048; 2. 中国中医科学院望京医院, 北京 100102)

**【摘要】** 目的: 对外侧踝关节距腓前韧带与跟腓韧带联合损伤进行初步研究, 分析摇拔戳手法治疗踝关节的作用机理和韧带联合损伤恢复过程中足踝的生物力学特性。方法: 基于 1 例患有右侧足踝扭伤的男性志愿者进行 CT 扫描, 使用 Mimics 10.0, Solidworks 2016, Hypermesh 12.0, Abaqus 6.13 软件建立足踝三维非线性有限元分析模型, 并验证了模型有效性, 结合临床研究, 通过调整韧带弹性模量来模拟韧带损伤, 对踝关节在不同治疗时期下的趾屈、背伸、内翻、外翻 4 种工况进行有限元模拟分析。结果: 随着摇拔戳手法的治疗和韧带损伤的恢复, 4 种工况下胫距与腓距关节面的最大应力和受力较大的区域逐渐增大, 最大受力韧带的应力值逐渐增大, 距腓前韧带和跟腓韧带应力发生分散和转移, 所受轴力逐渐减小。结论: 通过有限元方法模拟摇拔戳手法的力学状况, 直观看出足踝距腓前和跟腓韧带联合损伤治疗前后韧带、关节面受力的变化, 将治疗效果进行量化, 为该手法的临床推广及应用提供客观、科学依据。

**【关键词】** 有限元分析; 摇拔戳手法; 踝关节; 韧带联合损伤

中图分类号: R684.7

DOI: 10.12200/j.issn.1003-0034.2023.08.013

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



**Treatment of lateral ankle joint ligament sprain by shaking and poking manipulation based on finite element method**  
MENG Chun-ling<sup>1</sup>, WANG Xiao<sup>1</sup>, GAO Chun-yu<sup>2</sup>, LIU Guang-wei<sup>2</sup>, SONG Yun-bo<sup>1</sup>, LI Jian-guo<sup>2</sup> (1. School of Artificial Intelligence, Beijing Technology and Business University, Beijing 100048, China; 2. Wangjing Hospital of China Academy of Chinese Medical Sciences, Beijing 100102, China)

**ABSTRACT Objective** To conduct a preliminary study on joint injuries of anterior and calcaneal fibular ligaments of the lateral ankle joint, and to analyze mechanism of action of shaking and poking in treating ankle joint and biomechanical properties of ankle during the recovery of joint injuries. **Methods** CT scan was performed on a male volunteer with right ankle sprain. Mimics 10.0, Solidworks 2016, Hypermesh 12.0 and Abaqus 6.13 software were used to establish 3D nonlinear finite element analysis model of foot and ankle, and the validity of model was verified. Combined with clinical study, the finite element simulation analysis was carried out on the toe flexion, dorsiflexion, varus and valgus of ankle joint under different treatment periods by adjusting elastic modulus of ligament to simulate ligament injury. **Results** With the treatment of shake and prick and recovery of ligament injury, the maximum stress and area with large stress on tibial pitch and fibular joint surface gradually increased under the four working conditions, and the stress value of the maximum stress ligament gradually increased, and the stress of the anterior and calcaneal fibular ligament dispersed and transferred, and the axial force gradually decreased. **Conclusion** The finite element method was used to simulate the mechanical condition of the shaking and stamping technique, and the changes of the forces of the ligament and articular surface before and after treatment of anterior and calcaneal ligament combined injury of ankle talus were intuitively observed. The treatment effect was quantified, and could provide objective and scientific basis for clinical promotion and application of this technique.

**KEYWORDS** Finite element analysis; Shake and poke technique; Ankle; Syndesmosis injury

人体踝关节扭伤是最常见的创伤性骨科疾病, 在所有运动损伤中占 15%~20%<sup>[1]</sup>。临床上表现为机械性不稳定的踝关节扭伤患者中, 约 85% 是外侧副

韧带受到损伤<sup>[2]</sup>。外侧副韧带结构复杂, 由距腓前韧带、跟腓韧带以及距腓后韧带组成<sup>[3]</sup>, 在外侧副韧带扭伤的病患中, 距腓前韧带单独发生扭伤的概率为 70%, 跟腓韧带与距腓前韧带出现联合损伤的概率为 20%<sup>[4-5]</sup>。中医的摇拔戳手法<sup>[6]</sup>是治疗外侧副韧带损伤的重要方法之一, 具体手法为医者两虎口相对, 双手拇指按住外踝缝或者内踝缝, 余手指按住足踝, 将足踝环转摇晃 6~7 次; 其次医者与助手对足踝拔

基金项目: 国家自然科学基金项目(编号: 81473694)

Fund program: National Natural Science Foundation of China (No. 81473694)

通讯作者: 王晓 E-mail: 657566678@qq.com

Corresponding author: WANG Xiao E-mail: 657566678@qq.com

伸,并将足踝内翻或外翻,同时双手拇指向下戳按。本文参考叶宜颖<sup>[6]</sup>摇拔戳手法的试验结果建立合理有效的三维非线性有限元分析模型,结合临床研究,参考其对距腓前韧带损伤的研究方法,对摇拔戳手法治疗距腓前韧带与跟腓韧带的联合损伤进行研究。通过有限元分析得到踝关节韧带联合损伤在摇拔戳手法治疗的不同阶段,踝穴关节面的应力、韧带的受力,更加全面地了解摇拔戳手法对踝关节距腓前韧带与跟腓韧带联合损伤的诊疗过程和效果,为临床研究提供参考。

### 1 材料与方法

#### 1.1 试验材料

(1)硬件设备。螺旋 CT 机:由中国中医科学院望京医院提供,德国西门子(SIEMENS)公司 SMATOM Definitim Edge 64 排螺旋 CT 机。高级计算站 ThinkStation D20: 双 CPU 为英特尔六核处理器 X5680,3.33 GHz; 内存为 96 G 1333 ECC; 显卡为 NVIDIA Q5000,2.5 G; 操作系统为 64 位 Windows 7 系统。

(2)软件。CT 数据处理软件: Mimics 10.0(比利时 Materialise 公司); 逆向处理软件: Solidworks 2016(美国达索 SIMULIA 公司); 分网软件: Hypermesh 12.0(美国 Altair 公司); 有限元分析软件: Abaqus 6.13(美国达索 SIMULIA 公司)。

#### 1.2 研究对象

收集 1 例右侧急性外侧踝关节扭伤的男性患者,年龄 26 岁,身高 170 cm,体重 63 kg。临床表现为右踝关节外侧疼痛、肿胀、踝关节活动障碍等症状, X 线检查未见骨折、脱位。确定该志愿者符合本次试验标准,征得同意后,采用 CT 扫描仪,对患者右侧足踝至胫骨 1/2 的部分扫描,数据保存为 DICOM 的格式。

#### 1.3 足踝有限元模型的建立和验证

运用 Mimics 读取 CT 断层图像,重建足踝三维模型,运用 Solidworks 建立足踝三维实体模型,运用

Hypermesh 对足踝模型网格划分。本研究采用流体力学高效率、高质量的分网方法<sup>[7]</sup>,采用六面体和四面体结合的方式对足踝几何模型进行网格划分。利用 Abaqus 中的杆单元模拟 9 组足踝韧带,根据不同位置韧带的面积及纤维方向,每组韧带采用 2~4 根起始位置不同的杆单元,如图 1 所示。足踝处骨骼较多,为保证足踝模型的完整性和真实性,根据临床和摇拔戳手法治疗过程中踝关节的运动轨迹<sup>[7]</sup>,对起主要运动作用的胫距关节面、腓距关节面、跟距关节面以及距舟关节面建立软骨并建立非线性接触关系,其余部位设置为 tie 连接,如图 2 所示。

参照叶宜颖<sup>[6]</sup>文中得到摇拔戳手法在趾屈、背伸、内翻和外翻 4 种工况下的关键力学参数<sup>[8]</sup>,在足背位置的第 1、2 跖趾关节分别加载向下为 22.84 N 的左手力和 38.8 N 的右手力模拟趾屈工况,在第 4、5 跖趾关节分别加载向上为 38.83 N 的左手力和 47.53 N 的右手力模拟背伸工况,在跟骨的外侧施加向里为 7 000 N·mm 的扭矩模拟足踝内翻,在距骨内侧施加向外为 8 100 N·mm 的扭矩模拟足踝外翻。根据摇拔戳操作手法临床试验过程中踝关节的实际运动情况,对足踝三维有限元模型胫骨远端位置进行全约束,材料参数参照戴海飞等<sup>[9]</sup>文献描述进行设置。

通过多次有限元计算并对韧带位置和参数进行调整,最终得到与叶宜颖<sup>[7]</sup>基本吻合的各个工况的运动角度,从而得到有效的足踝有限元分析模型。

#### 1.4 检测项目与方法

建立外侧踝关节距腓前韧带与跟腓韧带联合损伤发生后,治疗前、治疗中、康复后的有限元分析模型。根据邓达人等<sup>[7]</sup>文献中足踝正常状态下距腓前韧带的弹性模量为 255.5 MPa,跟腓韧带弹性模量为 512 MPa,并参考叶宜颖<sup>[6]</sup>对各个时期韧带的弹性模量进行赋值,治疗前距腓前韧带和跟腓韧带弹性模量是正常韧带弹性模量的 2 倍,治疗中期距腓前韧带和跟腓韧带弹性模量是正常弹性模量的 1.5 倍,

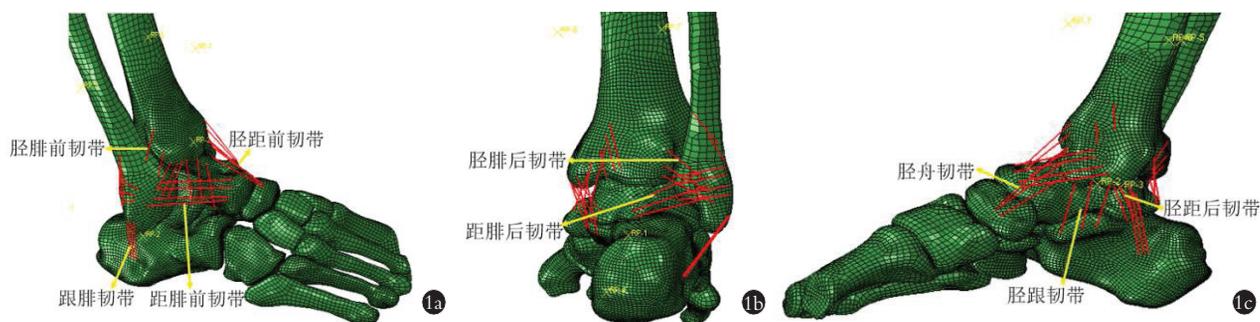


图 1 含韧带杆单元的足踝有限元模型 1a.足外侧观 1b.足后侧观 1c.足内侧观  
Fig.1 Finite element model of foot and ankle with ligament rod element 1a. Lateral view of the foot 1b. Rear view of the foot 1c. Medial plantar view



图 2 足踝有限元模型接触对的设置

Fig.2 Setting of contact pair of foot and ankle finite element model

对治疗前、治疗中、康复后的 3 个有限元模型进行有限元分析,提取各工况下胫距关节面、腓距关节面的应力及各组韧带的应力。

## 2 结果

### 2.1 距骨关节面应力结果

趾屈工况的各治疗阶段,胫距关节面的最大应力均出现在距骨前沿外侧,腓距关节面的最大应力出现在外踝后方,如图 3、图 4 所示。

随着治疗时间的延长,背伸工况下胫距关节面最大应力位置由外踝边缘向内踝转移,腓距关节面较大应力区域主要在腓距关节面的后上方,靠近距骨后突起的位置;内翻工况下胫距关节面的最大应力位置逐渐向接近内踝,腓距关节面上较大应力位置基本不变,均出现在腓距关节面上方位置;外翻工况下胫距关节面和腓距关节面的较大应力区域均集中在接近外踝的位置,外踝附近的应力值及分布范围明显比内踝附近大。

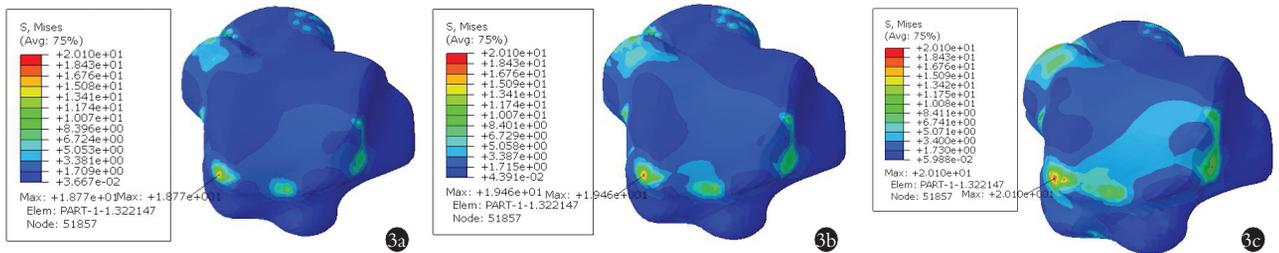


图 3 胫距关节面应力分布 3a. 治疗前 3b. 治疗中 3c. 康复后

Fig.3 Stress distribution on tibial talus articular surface 3a. Before treatment 3b. During treatment 3c. After rehabilitation

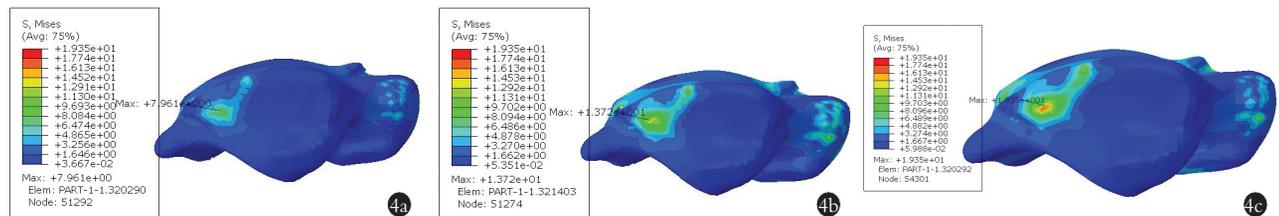


图 4 腓距关节面应力分布 4a. 治疗前 4b. 治疗中 4c. 康复后

Fig.4 Stress distribution on joint surface of talus 4a. Before treatment 4b. During treatment 4c. After rehabilitation

摇拔戳手法治疗前后各工况下胫距关节面的应力变化不大,腓距关节面应力变化较为明显,特别是趾屈和背伸工况,康复后的最大应力值是治疗前的 2.5 倍,各工况下胫距关节面上的应力都比腓距关节面应力大。见表 1。

表 1 不同治疗时期腓距和胫距关节面最大应力  
Tab.1 Maximum stress on the joint surface of the fibular talus and tibial talus at different treatment periods

		单位:MPa		
项目	工况	治疗前	治疗中	康复后
胫距关节面	趾屈	18.77	19.46	20.10
	背伸	19.79	21.79	23.62
	内翻	17.83	18.79	19.16
	外翻	18.81	20.82	21.35
腓距关节面	趾屈	7.96	13.72	19.35
	背伸	6.65	9.56	16.59
	内翻	8.46	8.94	11.23
	外翻	8.55	8.85	9.45

### 2.2 韧带应力结果

4 种工况下最大受力韧带的应力值均随着治疗的深入而逐渐增大。除背伸之外的其他 3 种工况,各个阶段的最大受力韧带不变。背伸工况下,从治疗初期到康复后韧带最大受力位置由胫距前韧带向脚跟韧带转移。见表 2。

### 2.3 距腓前韧带和跟腓韧带应力及其轴力计算结果

由参考文献<sup>[9]</sup>可知距腓前韧带对应单根杆单元的横截面面积为 12.9 mm<sup>2</sup>,跟腓韧带对应单根杆单

**表 2 不同治疗时期最大受力韧带及应力值**  
**Tab.2 Maximum stress ligament and stress value at different treatment periods**

工况	最大受力韧带	单位:MPa		
		治疗前	治疗中	康复后
趾屈	胫距前韧带	8.842	10.24	14.96
	胫跟韧带	8.56	9.21	34.96
背伸	胫距前韧带	11.61	13.75	6.32
	跟腓韧带	14.47	14.67	14.75
内翻	跟腓韧带	14.47	14.67	14.75
外翻	胫跟韧带	16.53	20.04	32.17

元的横截面面积为 9.7 mm<sup>2</sup>。当 n 取 4、k 取 1 时,计算出距腓前韧带总的轴力,当 n 取 3、k 取 2 时,计算出跟腓韧带总的轴力,韧带所受总的轴力如表 3 所示。

根据距腓前韧带和跟腓韧带的面积及纤维方向,考虑到临床上韧带受力的不均匀性,如图 1a 所示,在有限元模型中从右到左建立 3 根杆单元模拟跟腓韧带,对应表 4 跟腓韧带 1、2、3;从上到下建立 4 根杆单元模拟距腓前韧带,对应表 5 距腓前韧带 1、2、3、4,2 种韧带在 4 种工况的各治疗阶段,所受应力如表 3 和表 4 所示。

$$F = \sum_{i=1}^n \delta_i A_k$$

式中:F 为韧带所受轴力,为杆单元应力,为杆单元截面积,i=1、2、3、4,k=1、2。

由表 3、表 4、表 5 可知,跟腓韧带在足踝外翻时不受力,在治疗的各个阶段,距腓前韧带的轴力在趾

**表 3 跟腓韧带和距腓前韧带在不同治疗时期各工况下总轴力**

**Tab.3 Total axial force of calcaneofibular ligament and talofibular ligament under different treatment periods and working conditions**

单位:N

工况	跟腓韧带			距腓前韧带		
	治疗前	治疗中	康复后	治疗前	治疗中	康复后
趾屈	121.4	121.3	118.5	363.1	342.5	335.3
背伸	448.7	438.3	418.2	265.6	254.8	242.8
内翻	413.1	409.7	405.5	346.1	335.1	327.7
外翻	0	0	0	130.0	124.1	102.8

屈时比跟腓韧带大,背伸和内翻时比跟腓韧带小。经过治疗后,两种韧带所受的轴力都减小。

### 3 讨论

#### 3.1 摇拨戳手法治疗过程中足踝生物力学特性的变化

通过距骨关节面应力计算结果发现,关节面受力逐渐均匀,表明摇拨戳手法治疗可以增大踝关节接触面积,使踝穴内骨性结构的稳定性和承受压力的能力增强。

在建立的踝关节 9 组韧带中,距腓前韧带和跟腓韧带联合损伤的踝关节在 4 种工况下,最大受力韧带主要集中在胫距前韧带、胫跟韧带和跟腓韧带上,随着治疗的继续,最大受力韧带的应力逐渐增大,结合临床,结果说明胫距前韧带在趾屈工况下对

**表 4 跟腓韧带在不同工况下各治疗时期的应力**  
**Tab.4 Stress of fibular ligament at different treatment periods under different working conditions**

单位:MPa

时间	趾屈			背伸			内翻			外翻		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
治疗前	9.50	3.01	0	8.63	13.46	24.17	14.47	13.90	14.22	0	0	0
治疗中	8.85	3.64	0.02	9.80	13.42	21.97	14.67	13.50	14.07	0	0	0
康复后	7.93	4.15	0.14	10.74	13.12	19.25	14.75	13.21	13.84	0	0	0

注:1 为图 1a 中杆单元模拟的最右侧跟腓韧带;2 为图 1a 中杆单元模拟的中间位置跟腓韧带;3 为图 1a 中杆单元模拟的最左侧跟腓韧带

**表 5 距腓前韧带在不同工况下各治疗时期的应力**  
**Tab.5 Stress of anterior talofibular ligament at different treatment periods under different working conditions**

单位:MPa

时间	趾屈				背伸				内翻				外翻			
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
治疗前	11.67	10.02	5.63	0.83	12.85	7.29	0.33	0.12	6.77	7.22	8.01	4.83	2.50	2.04	2.45	3.09
治疗中	10.00	8.91	5.64	2.00	11.26	7.00	0.82	0.67	6.27	7.03	7.66	5.02	2.40	2.09	2.35	2.78
康复后	9.19	8.50	5.70	2.60	9.72	6.23	1.44	1.43	5.64	6.66	6.95	6.15	2.20	1.90	1.88	1.99

注:1 为图 1a 中杆单元模拟的最上侧距腓前韧带;2、3 为图 1a 中杆单元模拟的中间位置距腓前韧带;4 为图 1a 中杆单元模拟的最下侧距腓前韧带

防止距骨过度前移有着重要的作用。背伸工况下,踝关节三角韧带前方软组织受力较大,对距骨过度内翻具有约束的作用,与汪学松等<sup>[10]</sup>研究一致。跟腓韧带对防止足踝过度内翻起主要作用,外翻工况下,以胫跟韧带为主的踝关节内侧韧带承力明显,具有限制足踝过度外翻的作用,踝关节通过各条韧带的关联配合,共同约束踝关节各方向的运动,保证了踝关节的稳定性。

韧带的损伤程度可以通过韧带弹性模量来模拟<sup>[11]</sup>,弹性模量的大小能够反映韧带的僵硬程度。踝关节韧带联合损伤后,距腓前韧带和跟腓韧带由于过于僵硬而承受较大张力,经过摇拔戳手法治疗后,由距腓前韧带和跟腓韧带损伤引起的踝关节韧带僵硬的病理状态得到改善,应力发生分散和转移,韧带所受轴力变小。

通过有限元分析得到距骨关节面应力、韧带应力以及轴力的量化结果,体现了临床摇拔戳手法可以使足踝韧带联合损伤“骨错缝,筋出槽”的病理状态,改善为“骨正筋柔”的正常生理状态。

### 3.2 有限元法在足踝生物力学研究的可行性

踝关节结构复杂,在摇拔戳手法治疗过程中常采用 Baird-Jackson 踝关节评分系统<sup>[12]</sup>评定足踝损伤的恢复效果,无法对踝关节内部组织恢复效果进行直观的判断。有限元方法具有力学性能分析全面、试验周期短以及模型可多次利用等优点,通过有限元软件建模及赋值功能,建立数字生物模型并赋予其特定的生物力学材料特性,可以模拟人体足踝处骨骼、韧带等器官组织<sup>[13-14]</sup>。足踝处骨骼数量多且形状复杂、不规则,利用 Mimics 软件<sup>[15]</sup>把右侧踝关节的 CT 扫描断层图像处理为光滑的结构,再利用 Solidworks 软件对足踝模型的每块骨性结构分别曲面重构,以增加曲面重构的精度,减少每块踝关节骨性结构中点云的曲率变化量,最终建立了跖骨、趾骨、楔骨、骰骨、足舟骨、距骨、跟骨、腓骨、胫骨完整的足踝骨骼模型,并在骨与骨之间建立合理连接关系。对于足踝这种复杂的骨骼模型,网格质量是影响计算收敛和精度的关键。四面体网格的划分具有在形状不规则的骨性结构中适应强的优势,但计算精度较低且对于建立了多个非线性接触关系的足踝模型不容易收敛。六面体网格对生物体骨性结构的曲面模拟精度高,可对生物体的力学性能较为准确地模拟,但对于足踝这种复杂模型,全部采用六面体网格,划分难度较大。笔者采用邓达人等<sup>[7]</sup>针对生物力学研究的骨性结构分网方式,用六面体网格模拟踝关节所有骨性结构的皮质骨,四面体网格模拟骨性结构的松质骨,有效地提高了分网效率、计算收敛性

和精度。

LIU 等<sup>[16]</sup>从多角度对踝关节韧带生物力学机制进行量化研究,研究了韧带材料属性的总体变化以及影响关节力学的因素。本研究结合解剖学研究,韧带是只承受拉力、具有坚韧性的纤维带,在临床医师的指导下,在合理的位置,利用杆单元建立跟腓韧带、胫腓后韧带、胫腓前韧带、胫跟韧带、胫距后韧带、胫距前韧带、胫舟韧带、距腓后韧带、距腓前韧带 9 组韧带,优点是杆单可以根据试验、解剖数据进行不同韧带截面面积和材料参数特性进行赋值,并可以在有限元计算完输出韧带应力分布云图,便于对计算结果进行量化分析。

通过有限元分析的方法真实、准确地模拟了足踝部的解剖形态,再结合运动捕捉技术<sup>[17]</sup>获取摇拔戳手法治疗踝关节的运动学参数,较为真实地模拟力学状况并进行有限元加载计算。通过计算有限元康复后模型在 4 种工况下的角度来和文献<sup>[6]</sup>中角度对比验证了模型有效性,最终得到了摇拔戳手法在治疗足踝距腓前韧带和跟腓韧带联合损伤时足踝距骨关节面应力变化、韧带应力变化。本研究将中医推拿操作技术与有限元技术进行结合,有助于理解和解释传统中医手法在诊疗过程中的潜在机制,进而在踝关节损伤预防、诊断、治疗方面为临床医护人员提供科学合理的相关理论依据。

### 3.3 本研究不足与展望

(1)在利用 Mimics 对足踝 CT 扫描断层图像进行阈值界定、区域生长的时候容易导致模型表面与真实表面出现偏差,没有建立足踝处的肌肉和肌腱等软组织,不能保证模型的与实际真实模型的完全相同。(2)根据影像学建模过程中采集数据的来源个体性较强,不同年龄、性别、身高、体重等因素对分析结果的影响还有待验证,今后可增加研究对象,丰富研究结果。(3)因尸体标本试验制备成本大等困难,目前关于生物力学各材料的生物特性研究范围较少,无法统计标准的各组织材料参数,只能通过查阅相关文献了解前人使用的材料参数,今后随着试验条件的成熟,生物体的材料参数会越来越精确。

今后的研究将对上述不足进行探索和完善,使足踝生物力学的有限元模拟更加接近人体真实情况,使有限元分析成为摇拔戳手法治疗 AS 机制探索的重要方法。

#### 参考文献

- [1] 徐向阳,孙军平,吕刚.急性踝关节扭伤的中西医结合治疗进展[J].新疆中医药,2017,35(6):135-138.  
XU X Y, SUN J P, LY U G. Advances in the treatment of acute ankle sprain by traditional Chinese and western medicine[J]. Xinjiang J Trad Chinese Med, 2017, 35(6): 135-138. Chinese.

- [2] KUMAI T, TAKAKURA Y, RUFAL A, et al. The functional anatomy of the human anterior talofibular ligament in relation to ankle sprains[J]. *J Anat*, 2002, 200(5): 457-465.
- [3] 王敏, 石仕元, 赖震. 踝关节外侧副韧带损伤的手术治疗[J]. *中国骨伤*, 2010, 23(7): 522-523.  
WANG M, SHI S Y, LAI Z. Surgical treatment of ankle joint lateral collateral ligament injury[J]. *China J Orthop Traumatol*, 2010, 23(7): 522-523. Chinese.
- [4] 吴关, 王雪松, 张晋. 陈旧性距腓前韧带损伤诊断: MRI 与应力像 X 线片的对比研究[J]. *中国运动医学杂志*, 2018, 37(2): 110-114.  
WU G, WANG X S, ZHANG J. Diagnosis of anterior talofibular ligament injury: a comparative study of MRI and stress image X-ray[J]. *Chin J Sports Med*, 2018, 37(2): 110-114. Chinese.
- [5] 郑阳, 段向东, 辛龙成, 等. 踝关节外侧副韧带三束断裂 1 例[J]. *中国骨伤*, 2019, 32(12): 1148-1150.  
ZHENG Y, DUAN X D, XIN L C, et al. Fracture of lateral collateral ligament of ankle joint: a case report[J]. *China J Orthop Traumatol*, 2019, 32(12): 1148-1150. Chinese.
- [6] 叶宜颖. 基于“骨正筋柔”理论探讨摇拔戳手法治疗外侧踝关节扭伤机制的研究[D]. *中国中医科学院*, 2019.  
YE Y Y. Study on the mechanism of shaking and poking manipulation in the treatment of lateral ankle sprain based on the theory of "Gu Zheng Jin Rou" [D]. *China Acade Chin Med Sci*, 2019. Chinese.
- [7] 邓达人, 孟春玲, 冯敏山, 等. 流体动力学网格划分技术在骨骼有限元建模中的应用[J]. *医用生物力学*, 2017, 32(5): 442-447.  
DENG D R, MENG C L, FENG M S, et al. Application of CFD mesh generation technology in finite element modeling of skeleton[J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(5): 442-447. Chinese.
- [8] 赵勇, 王钢. 踝关节扭伤的生物力学与运动学研究进展[J]. *中国骨伤*, 2015, 28(4): 374-377.  
ZHAO Y, WANG G. Research progress in biomechanics and kinematics of ankle sprain[J]. *China J Orthop Traumatol*, 2015, 28(4): 374-377. Chinese.
- [9] 戴海飞, 余斌, 张凯瑞, 等. 踝关节周围韧带损伤对距骨稳定性影响的有限元分析[J]. *中国骨与关节损伤杂志*, 2012, 27(2): 121-124.  
DAI H F, YU B, ZHANG K R, et al. Finite element analysis of the influence of ankle ligament injury on the stability of talus[J]. *Chin J Bone Joint Injury*, 2012, 27(2): 121-124. Chinese.
- [10] 汪学松, 邱贵兴, 翁习生, 等. 踝关节内外侧韧带损伤的诊断和治疗[J]. *中国矫形外科杂志*, 2008, 4(4): 269-272  
WANG X S, QIU G X, WENG X S, et al. Diagnosis and treatment of medial and lateral ligament injury of ankle joint[J]. *Orthop J Chin*, 2008, 4(4): 269-272. Chinese.
- [11] 孟春玲, 王静, 高春雨, 等. 摇拔戳手法治疗踝关节扭伤的有限元仿真分析[J]. *计算机仿真*, 2021, 38(11): 221-224, 294.  
MENG C L, WANG JING, GAO C Y, et al. Finite element simulation study on the treatment of ankle sprain by shaking and pulling[J]. *Comput Simul*, 2021, 38(11): 221-224, 294. Chinese.
- [12] 高景华, 高春雨, 孙树椿, 等. 摇拔戳手法治疗陈旧性踝关节扭伤 34 例[J]. *世界中医药*, 2011, 6(3): 214-215.  
GAO J H, GAO C Y, SUN S C, et al. Shaking and poking manipulation for old ankle joint injury[J]. *World Chinese Med*, 2011, 6(3): 214-215. Chinese.
- [13] 陈彦飞, 鲁超, 赵勇, 等. 基于 CT 影像动态膝关节有限元模型的构建及仿真力学分析[J]. *中国骨伤*, 2020, 33(5): 479-484.  
CHEN Y F, LU C, ZHAO Y, et al. Construction and mechanical analysis of dynamic knee joint finite element model based on CT image[J]. *China J Orthop Traumatol*, 2020, 33(5): 479-484. Chinese.
- [14] MONDAL S, GHOSH R. Bone remodelling around the tibia due to total ankle replacement: effects of implant material and implant-bone interfacial conditions[J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2019, 22(16): 1247-1257.
- [15] GUAN M, ZHAO J, KUANG Y, et al. Finite element analysis of the effect of sagittal angle on ankle joint stability in posterior malleolus fracture: a cohort study[J]. *Int J Surg*, 2019, 70: 53-59.
- [16] LIU Y J, ZHOU Q, GAN S, et al. Influence of population variability in ligament material properties on the mechanical behavior of ankle: a computational investigation[J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2020, 23(2): 43-53.
- [17] 李建国, 高春雨, 高景华, 等. 基于运动捕捉系统构建摇拔戳手法治疗踝关节扭伤动画仿真模型的研究[J]. *中国数字医学*, 2021, 16(8): 93-97. Chinese.  
LI J G, GAO C Y, GAO J H, et al. Research on animation Simulation model of ankle sprain treated by shaking and stamping based on motion capture system[J]. *China Digital Med*, 2021, 16(8): 93-97. Chinese.

(收稿日期: 2022-05-06 本文编辑: 李宜)