

DOI:10.13288/j.11-2166/r.2022.21.012

基于足踝三维有限元模型的摇拔戳手法治疗外侧踝关节扭伤关节面力学分析

温海宝, 高景华, 李建国, 李路广, 冯敏山, 李辉, 高春雨[✉], 李磊, 李依蒙

中国中医科学院望京医院, 北京市朝阳区花家地街6号, 100102



[摘要] **目的** 探讨摇拔戳手法治疗外侧踝关节扭伤的力学调衡作用机理。**方法** 运用1例急性外侧踝关节扭伤患者胫骨远端1/3以下的踝部CT断层扫描图片,通过Abaqus 6.13和Mimics10.0软件构建足踝三维有限元模型,并采用摇拔戳手法治疗,隔日1次,疗程为2周。于手法治疗前、初次治疗后、疗程结束后2周进行在体试验力学数据采集及转化,将数据转化后的相关力学参数代入有限元模型中,比较摇拔戳手法治疗外侧踝关节扭伤3个时间点的4种踝关节工况(跖屈、背伸、内翻、外翻)下关节面应力峰值及应力分布面积变化。**结果** 在体试验结果显示,4种踝关节工况下在3个不同时间点踝关节的最大运动角度均逐渐增大,其中背伸工况下治疗前、初次治疗后、疗程结束后2周踝关节的最大运动角度分别为26.5°、27.5°、31.7°。有限元加载试验结果显示,4种踝关节工况下,在3个不同时间点距骨与胫骨、腓骨的两个关节接触面的应力载荷峰值逐渐升高,应力分布面积逐渐增大。其中背伸工况下,治疗前距骨与胫骨关节接触面的应力载荷峰值为49.5 MPa,应力分布面积为131.04 mm²,初次治疗后分别为50.0 MPa、146.88 mm²,疗程结束后2周分别为52.4 MPa、218.88 mm²;治疗前距骨与腓骨关节接触面的应力载荷峰值为26.5 MPa,应力分布面积为226.08 mm²,初次治疗后分别为27.5 MPa、237.60 mm²,疗程结束后2周分别为32.5 MPa、269.28 mm²。**结论** 摇拔戳手法能够有效改善外侧踝关节扭伤踝穴关节面的应力分布情况,使踝关节面的载荷承重能力逐渐增加,应力分布逐渐趋于均匀化,从而使扭伤后踝关节活动受限的症状得以改善,这可能是摇拔戳手法治疗外侧踝关节扭伤的力学调衡作用机制之一。

[关键词] 踝关节扭伤; 关节面应力; 摇拔戳手法; 三维有限元模型

外侧踝关节扭伤是指因患者在运动过程中,踝关节处跖屈位,足突然向内侧翻转,致使踝外侧韧带遭到巨大内翻应力牵拉,从而出现踝部疼痛、肿胀、活动功能受限等临床表现的一种骨科常见疾病^[1],其发生率在人体运动损伤中排第一位^[2]。摇拔戳手法作为清宫正骨手法之一,是治疗外侧踝关节扭伤的代表性手法,可以有效改善患踝的疼痛、肿胀、功能障碍^[3-4]。其治疗踝关节扭伤的机理可以概述为使踝扭伤后“骨错缝、筋出槽”的病理状态转变为“骨正筋柔”的近似生理状态^[5]。然而这种对手法作用机制的阐述是通过对筋伤疾患的传统

认知及从临床经验总结而得来,缺乏科学性、客观性的现代化验证。本研究通过构建足踝三维有限元模型,对摇拔戳手法治疗外侧踝关节扭伤前、中、后期的关节面应力峰值大小及应力分布面积进行数据分析,从理论生物力学角度切入探析本手法治疗外侧踝关节扭伤的力学调衡作用机理。本研究通过中国中医科学院望京医院医学伦理委员会批准(批件号:WJEC-KT-2015-041-P002)。

1 资料与方法

1.1 研究对象

2018年10月于中国中医科学院望京医院急诊骨科收集右侧急性外侧踝关节扭伤男性患者1例,就诊时扭伤时间在1天以内,年龄26岁,身高171 cm,体重63 kg。右足扭伤后踝关节外侧出现

基金项目:国家自然科学基金(81473694);中国中医科学院科技创新工程(C12021A02015)

✉ 通讯作者:gaochunyu8526@sina.com

疼痛、肿胀、皮下淤紫，且右侧踝关节活动功能受限，局部压痛，足内翻内旋时，外踝前方出现剧痛。经踝关节内翻应力位 X 线摄片示：距骨倾斜角 $<15^{\circ}$ 且未见骨折、脱位，经踝关节 MRI 检查显示：韧带未有 II 度以上撕裂损伤。向患者告知试验方案且患者签署知情同意书。

1.2 摇拔戳手法操作规范

挑选 1 位摇拔戳手法操作熟练的副主任医师依照参考文献 [6] 进行治疗：1) 患者侧卧位，患肢在上，助手握住伤侧小腿的近端，使其稳定不动；2) 操作医生两虎口相对，双手拇指紧按外踝缝，其余四指握住患足，将足踝转、摇、晃连续操作 6 次；3) 医生与助手进行相对拔伸，并将足跖屈内翻，再将足背伸外翻，双手拇指同时向下戳按；4) 再使用揉捻法，按摩舒筋。

1.3 足踝三维有限元的建立

1.3.1 CT 图像采集 采用德国西门子公司 SMATOM Definitim Edge 64 排螺旋 CT 机对患者的踝部进行扫描。扫描参数：球管电压为 120 kV，球管电流 280 mA，扫描角度零度，层厚 1.25 mm，层间距 0.75 mm，窗位 70，窗宽 320。扫描后获得患者踝部 CT 断层图片。为了便于后续在模型中计算踝关节运动角度，扫描范围为胫骨远端 1/3 以下的部分，扫描后所得 CT 图像以 dicom 格式存储。

1.3.2 三维几何模型建立 1) 图像定位：由于 CT 图片的成像是从左右前后 4 个二维方向来进行的，遂需要将所有 CT 图片进行矢量化处理才能将 dicom 格式的二维成像转变成三维成像，即规定重建图像的矢状位、冠状位方向。将图像定位以后，软件会自行生成所有断层图像的轮廓边界。2) 区域生长和阈值界定：对定位之后的图像界定骨质阈值，从而将软组织结构与骨性结构分离。对于已生成的骨性结构，进行 Draw（对阈值范围外的区域进行界定，如骨性结构中的空隙）、Erase（在保持骨骼轮廓情况下，删除骨骼相连处的图像）等编辑处理，之后使用区域生长的功能，分离出足踝关节的距骨、跟骨等骨骼结构。3) 3D 生成及光滑处理：利用 3D calculate 工具对处理好的骨性区域进行 3D 计算，检查骨骼相连处的粘连情况与骨骼接触面的质量，再针对性地编辑修改，最终将逐个生成表面质量良好的骨骼表面模型。再利用 Mimics 三维表面处理工具，对上一步生成的模型进行光滑处理。4) 进行足踝模型逆向处理及三维网格重建：使用三维建模软件 solidworks 2016 对 Mimics 中生成

的所有数据通过逆向化处理，得到骨骼结构整体外表面，使用网格划分软件 Hypermesh 12.0 对骨性结构进行分网，然后形成三维网格模型。

1.3.3 足踝韧带及各关节面软骨的添加 结合足踝部解剖知识 [7-8]，在足踝三维有限元模型中建立相应的韧带及关节软组织，本模型在有限元软件 Abaqus 6.13 中通过定义材料属性，结合经典解剖学专著及解剖学研究，确定韧带的起止点建立只受拉不受压的杆单元模拟踝关节的 9 组韧带。根据各软骨的生理作用、所处位置等信息，运用 Abaqus 接触算法，主要为单纯的主、从接触算法来模拟关节面接触关系，从而建立主要承担足踝屈伸运动的 4 个接触面的关节软骨。

1.3.4 材料参数的确定 生物力学研究中将骨骼、软骨视为各向同性材料，且将弹性模量分成不同的等级来模拟骨骼的皮质骨、松质骨和软骨。关节骨骼的材料参数以及韧带单元的材料参数根据既往文献资料 [9-10] 进行设定。其中由于个体的差异性，人体的皮质骨弹性模量经过查阅相关文献为 7000 ~ 12 000 MPa [11]。皮质骨对足踝三维有限元模型计算结果有着重要的影响，为了使有限元模型的计算更加精准，因此通过有限元模型计算的运动角度结果与在体试验运动角度结果进行对比，确定适合该模型皮质骨的弹性模量为 7300 MPa。模型各部分的材料属性见表 1、表 2。

表 1 足踝部骨与软骨材料参数

项目	弹性模量/MPa	泊松比
皮质骨	7300	0.30
松质骨	100	0.35
软骨	150	0.42

表 2 足踝部韧带的材料参数

项目	弹性模量/MPa	泊松比	截面/mm ²
胫腓前韧带 (ATiF)	260.0	0.4	18.4
胫腓后韧带 (PTiF)	260.0	0.4	18.4
距腓前韧带 (ATaFi)	255.5	0.4	12.9
距腓后韧带 (PTaFi)	216.5	0.4	21.9
跟腓韧带 (CaFi)	512.0	0.4	9.7
胫腓前韧带 (ATiTa)	184.5	0.4	13.5
胫腓后韧带 (PTiTa)	99.5	0.4	22.6
胫跟韧带 (TiCa)	512.0	0.4	9.7
胫舟韧带 (TiNa)	320.7	0.4	7.1

1.3.5 有限元模型装配 在前述工作基础上对足踝三维有限元模型进行装配，为了将得到的足踝三

维网格模型导入有限元软件 Abaqus 6.13, 需要根据 CT 图像数据确定足踝关节的胫骨、腓骨和跟骨的实际位置, 以及对应的坐标方向进行装配, 为此需要建立多个局部坐标。最后装配得到了足踝三维有限元模型(见附图 1, 请扫描本文二维码获取)。

1.4 在体试验数据采集及转化

1.4.1 在体试验操作 试验准备: 操作者穿戴力学数据量手套, 调节好松紧度, 便于手法操作, 患者穿上运动捕捉系统紧身下衣, 并且在患肢紧身衣固定部位粘贴轻质反光球标记点, 便于测量运动参数。

在体操作方案: 操作者以双手拇指作为主要施力点, 施力作用于患者足踝部固定位置, 使患踝被动进行跖屈、背伸、外翻、内翻 4 种工况的运动, 关节活动角度范围以患者的最大承受范围为限。在试验期间, 临床医师需对患者施行摇拔戳手法治疗, 隔日 1 次, 治疗疗程为 2 周。分别在手法治疗前、初次治疗后、疗程结束后 2 周 3 个时间点进行。患者在治疗前到疗程结束后 2 周的时间内, 除手法治疗外, 未接受其他治疗及相关运动指导。

1.4.2 在体数据采集 1) 载荷提取方法: 本试验中仅有双手拇指施力, 因此仅提取双手拇指的最大载荷。每次试验结束后, 拇指的作用力大小都通过力学传感器传输至力学数据采集软件中, 传感器采集频率为 60 Hz, 作用力单位为牛顿, 从力学数据采集软件中可以将数据导出至 Excel 2018 中。根据 Excel 中的拇指作用力数据, 绘制出手法操作全程中拇指作用力的变化曲线, 并提取出手法操作各阶段的最大作用力数据值, 经过计算后取平均值。2) 角度提取方法: 试验过程中, 力学手套数据与三维动态捕捉系统同步测量, 手法操作者缓慢使踝关节被动跖屈、背伸、内翻、外翻至最大运动角度。根据数据提取后绘制的角度-时间曲线图来获得踝关节 4 种工况下的最大运动角度值。

1.4.3 有限元加载相关参数转化 通过上述试验得到踝关节扭伤后不同时间点踝关节运动相关的一系列力学、运动学指标, 为足踝有限元的力学加载提供了相关参数, 其主要为踝关节最大运动角度以及双手拇指载荷力的大小。但由于踝关节进行外翻、内翻的生理角度较小, 并且内外翻运动是复合型运动, 故结合试验中得到的力数值, 在有限元模型中计算内外翻施力时的力臂, 转换为扭矩来代表踝关节内外翻时的动力。

1.5 足踝有限元加载方法

在经过前期有效性验证的足踝三维有限元基础上^[12], 根据在体试验所获得的在 3 个时间节点、4 种工况下的载荷力学参数和运动学角度参数, 对足踝三维有限元模型在 4 种工况下分别进行加载分析, 从而模拟得到足踝主要接触面的应力峰值变化、应力分布面积变化情况。

2 结果

2.1 在体试验数据提取结果

2.1.1 四种工况下转换后双手拇指载荷的平均值 表 3 示, 经在体力学数据提取后, 计算得到的双手拇指载荷平均值及数据转换后得到的内外翻扭矩值。

表 3 四种踝关节工况下转换后双手拇指载荷的平均值比较

踝关节工况	左手力/N	右手力/N	加载扭矩/N·mm
跖屈	22.84	38.80	—
背伸	38.83	47.53	—
内翻	—	—	7000
外翻	—	—	8100

注: “—”表示不适用。

2.1.2 四种工况下不同时间踝关节最大运动角度 表 4 示, 四种工况下在 3 个不同时间点踝关节的最大运动角度均逐渐增大。

表 4 四种工况下患者治疗前后不同时间踝关节最大运动角度比较 (°)

踝关节工况	手法治疗前	初次治疗后	疗程结束后 2 周
跖屈	15.3	16.5	22.8
背伸	26.5	27.5	31.7
内翻	19.9	21.3	22.0
外翻	10.2	12.9	14.0

2.2 有限元加载试验数据提取结果

2.2.1 距骨与胫骨、腓骨的两个关节接触面不同时间应力峰值 表 5、表 6 示, 4 种踝关节工况下, 在 3 个不同时间点距骨与胫骨、腓骨的两个关节接触面的应力载荷峰值均逐渐增大。

表 5 四种工况下患者治疗前后不同时间距骨与胫骨之间关节面应力载荷峰值比较 (MPa)

距胫关节工况	手法治疗前	初次治疗后	疗程结束后 2 周
背伸	49.5	50.5	52.4
跖屈	24.5	25.0	25.9
内翻	17.7	18.5	20.9
外翻	17.5	20.0	22.1

2.2.2 距骨与胫骨、腓骨之间接触面不同时间应力分布面积 有限元每一个网格的面积经过软件测算为 1.44 mm², 通过计数关节面中有应力分布的网格数量后, 计算得到 4 种踝关节工况下距骨与胫骨、腓骨之间接触面的应力分布面积。表 7、表 8 示, 在 4 种踝关节工况下 3 个不同时间点距骨与胫骨、腓骨之间关节接触面的应力分布面积在逐渐增大。

表 6 四种工况下患者治疗前后不同时间距骨与腓骨之间关节面应力载荷峰值比较 (MPa)

距腓关节工况	手法治疗前	初次治疗后	疗程结束后 2 周
背伸	26.5	27.5	32.5
跖屈	18.0	22.7	27.8
内翻	12.5	13.2	14.0
外翻	9.3	10.3	11.3

表 7 四种工况下患者治疗前后不同时间距骨与胫骨之间接触面的应力分布面积比较 (mm²)

距胫关节工况	手法治疗前	初次治疗后	疗程结束后 2 周
背伸	131.04	146.88	218.88
跖屈	70.56	144.00	256.32
内翻	133.92	151.20	182.88
外翻	103.68	108.00	120.96

表 8 四种工况下患者治疗前后不同时间距骨与腓骨之间接触面的应力分布面积比较 (mm²)

距腓关节工况	手法治疗前	初次治疗后	疗程结束后 2 周
背伸	226.08	237.60	269.28
跖屈	90.72	100.80	180.00
内翻	214.56	250.56	286.56
外翻	250.56	275.04	292.32

3 讨论

外侧踝关节扭伤可发生在任何年龄段人群, 如果重视程度不够或治疗失宜, 极易反复扭伤, 并在后期容易出现慢性踝关节不稳^[13]。摇摆戳手法是孙树椿教授传承“清宫正骨”流派并加以改良的医治外侧踝扭伤的正骨理筋手法之一, 该手法可以摇晃松解踝部周围痉挛肌肉, 拔伸增宽关节间隙, 戳散血肿, 改善关节内循环, 使僵硬的韧带与肌肉恢复柔和, 从而达到快速减缓疼痛并恢复关节运动的目的。前期临床研究证明其疗效确切, 值得临床推广^[14], 但其力学作用机理并未得到充分阐明。使用有限元分析法对摇摆戳手法进行探究, 能够模拟不同时间点经手法治疗前后的踝关节面力学变化, 还能用图形、图像等形式直观地展现手法作用前后踝部各关节面应力峰值大小和应力分布面积的转变趋势, 为中医手法的力学作用机理研究提供了一种

可行的方法。

在足踝相关力学数据获取方面, 有限元分析法可以通过“离散求解”过程来进行精确数值分析的高效计算, 它可将复杂计算分解为简单计算, 可使原有物体离散成数个有限的单元模型^[15]。该方法以数字形式将人体足踝解剖结构、材料性能、载荷、边界条件等加以概括^[16], 而且足踝有限元模型可通过计算机任意改变参数性质、准确量化几何形状^[17], 并可持续重复进行验证、研究、应用, 从而反映出足踝模型内部应力改变及分布趋势的具体情况, 这些数据的获取是在体实验生物力学研究目前无法得到的^[18]。

本研究在体试验结果显示, 经手法治疗后踝关节最大运动角度逐渐增大, 说明患者因关节疼痛水肿所导致的关节活动受限得到改善。相较于既往研究^[19]通过查阅文献及逐级递增载荷边界条件的方式来得到加载有限元的相关参数, 本试验所得数据均来自同一志愿者的真实在体信息, 故所获取的相关加载参数及有限元加载后的数据结果真实性更好。有限元加载试验结果显示, 从手法治疗前、初次治疗后、疗程结束后 2 周这 3 个时间点, 在背伸、跖屈、内翻、外翻 4 种工况下的数据对比分析, 可知随着时间的推移, 经过摇摆戳手法治疗后的踝关节距腓关节面、距胫关节面的应力峰值在逐渐增加, 应力分布面积也在逐渐变大, 这表明外侧踝关节扭伤的踝穴关节面的载荷承重能力在逐渐增加, 应力分布趋势也在逐渐趋于均匀。

从在体生物力学层面来解释, 当外侧踝关节扭伤时, 会发生距骨错位, 造成踝穴对位不良, 导致踝关节负重接触面积减少, 使应力分布不均匀, 构成了踝关节面应力分布低负重区和高负重区的失衡状态^[20], 即“骨错缝”的力学表现^[11]。而踝部正常关节面软骨的主要功能是通过均匀扩散载荷、增大应力分布范围以提高关节承重能力来减少关节面的磨损^[21], 当扭伤踝关节的受力面积逐渐增大、应力分布逐渐趋于均匀化、关节承重能力逐渐提高时, 就表明了经摇摆戳手法治疗后的错缝踝关节逐渐实现“骨合缝”, 并趋于恢复到了“骨正”的状态。所以, 使用摇摆戳手法能够有效改善患足踝穴关节面的应力分布情况, 能够使患踝“骨错缝”的病理状态逐渐转变成趋于“骨正”的正常生理状态, 这可能是摇摆戳手法治疗外侧踝关节扭伤的力学调衡作用机制之一。

综上所述, 本研究利用有限元方法, 比较摇摆戳手法治疗外侧踝关节扭伤的关节面应力大小和应

力分布面积变化, 探讨了本手法治疗外侧踝关节扭伤的力学调衡作用机制, 期望为手法的推广应用提供一定的理论支持。但本研究同样存在一些不足: 1) 在有限元模型构建和静态验证对比的过程中, 因计算的复杂性, 将模型进行了一些简化, 忽略了其他内、外肌肉的肌力, 与实际比较可能存在一定的误差。2) 有限元分析法无法显示出生物自我调节、适应方面的变化, 其只能反映生物体在特定时间节点的力学特性, 故其有一定的局限性。3) 医用生物力学研究中存在大量的个体差异性等因素, 如材料属性等其他不确定的因素。但目前受限于建模复杂, 价格高昂, 无法选取大样本的有限元建模来进行数据定量分析研究。对于以上问题, 下一步将持续改进有限元模型的构建, 优化试验方案, 继续深入研究手法作用机制, 为外侧踝关节扭伤的手法治疗提供更多理论依据。

参考文献

- [1] MARTIN ROBROY L, DAVENPORT TODD E, FRASER JOHN J, et al. Ankle stability and movement coordination impairments: lateral ankle ligament sprains revision 2021 [J]. J Ortho Sports Physic Ther, 2021, 51(4): 71-80.
- [2] GRIBBLE PA, TERADA M, BEARD MQ, et al. Prediction of lateral ankle sprains in football players based on clinical tests and body mass index [J]. Am J Sports Med, 2016, 44(2): 460-467.
- [3] 高春雨, 程灏, 林志义, 等. 摇拔戳手法改善急性外侧踝关节扭伤疼痛及肿胀程度的临床研究 [J]. 北京中医药, 2015, 34(1): 3-6.
- [4] 高景华, 林志义, 程灏. 摇拔戳手法改善急性外踝扭伤患者功能障碍的疗效观察 [J]. 中国中医骨伤科杂志, 2013, 21(12): 14-16.
- [5] 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): 214-221.
- [6] 孙树椿. 清宫正骨手法图谱 [M]. 北京: 中国中医药出版社, 2012: 209-232.
- [7] 龚晓峰, 武勇, 王满宜. 足踝的功能解剖与生物力学研究 [J]. 中华外科杂志, 2010, 48(9): 670-674.
- [8] THOMPSON JC. 奈特简明骨科学彩色图谱 [M]. 赵建宁, 王瑞, 译. 北京: 北京大学医学出版社, 2014: 253-255.
- [9] 徐翔燕, 王冬梅, 尹建文, 等. 个性化踝关节假体的设计及三维有限元分析 [J]. 医用生物力学, 2015, 30(5): 404-409.
- [10] 吴恺, 杨茂伟, 都承斐. 人体足踝部有限元模型的建立及有效性分析 [J]. 中国骨与关节外科, 2012, 5(4): 352-356.
- [11] BANDAK FA, TANNOUS RE, TORIDIS T. On the development of an osseo-ligamentous finite element model of the human ankle joint [J]. Int J Solids Struct, 2001, 38: 1681-1697. DOI: 10.16/S0020-7683(00)00129-3.
- [12] 李建国, 高春雨, 高景华, 等. 基于有限元模型的外侧踝关节扭伤“骨错缝, 筋出槽”研究 [J]. 中国中医骨伤科杂志, 2021, 29(10): 17-21.
- [13] MIKLOVIC TM, DONOVAN L, PROTZUK OA, et al. Acute lateral ankle sprain to chronic ankle instability: a pathway of dysfunction [J]. Phys Sportsmed, 2017, 46(1): 116-122.
- [14] 高春雨, 高景华, 王庆甫, 等. 摇拔戳手法治疗急性外踝关节扭伤的临床研究 [J]. 中国中医骨伤科杂志, 2015, 23(1): 10-13.
- [15] 秦大平, 张晓刚, 宋敏, 等. 有限元分析在骨质疏松性椎体压缩骨折脊柱力学动态变化中的应用 [J]. 中华中医药杂志, 2019, 36(1): 358-362.
- [16] 沈知彼, 王辉昊, 王宽, 等. 颈椎定位旋转扳法对不同曲度颈椎内部结构应力的影响 [J]. 中医正骨 2018, 30(3): 8-12.
- [17] 莫海燕, 刘静, 曹慧. 有限元方法在中医手法治疗脊柱损伤中的应用 [J]. 山东中医杂志, 2015, 34(9): 651-653.
- [18] 张晓刚, 秦大平, 宋敏, 等. 拔伸按压手法对退变腰椎节段应力分布影响的有限元分析 [J]. 中华中医药杂志, 2013, 28(10): 3108-3114.
- [19] 任东, 朱晔, 雷蕾, 等. 矫形力加载肋骨施力区对胸椎段位移及旋转角度影响的有限元分析 [J]. 中国组织工程研究, 2022, 26(18): 2812-2816.
- [20] 郑辉, 李璐兵, 李飞, 等. 距骨骨软骨损伤的有限元研究 [J]. 中国矫形外科杂志, 2020, 28(14): 1307-1310.
- [21] 韩磊, 刘海英, 张浩. 步态周期下各级骨关节炎软骨力学行为的数值分析 [J]. 中国组织工程研究, 2021, 25(18): 2810-2815.

Mechanical Analysis of Lateral Ankle Sprain Treated by Rotating-pulling-poking Manipulation based on Three-dimensional Finite Element Model

WEN Haibao, GAO Jinghua, LI Jianguo, LI Luguang, FENG Minshan, LI Hui, GAO Chunyu, LI Lei, LI Yimeng

Wangjing Hospital, China Academy of Chinese Medical Sciences, Beijing, 100102

ABSTRACT Objective To explore the mechanism of mechanical adjustment in the treatment of lateral ankle

sprain by rotating, pulling and poking. **Methods** The CT tomographic image of the ankle below the distal 1/3 of the tibia in one case of acute lateral ankle sprain was collected, and the three-dimensional finite element model of the ankle was constructed by Abaqus 6.13 and Mimics 10.0 software. Rotating, pulling and poking manipulation were performed, once every other day for two weeks. The mechanical data of in vivo tests were collected and transformed before the manipulation, after initial treatment, and after 2-week treatment, and the transformed mechanical parameters were substituted into the finite element model to analyze the stress peak value and stress distribution area of the articular surface under the four ankle joint working conditions (plantar flexion, dorsiflexion, eversion, inversion) at three time points in the treatment of lateral ankle sprain by rotating-pulling-poking manipulation. **Results** The results of in vivo tests showed that with the passage of time, the maximum motion angle of the ankle joint increased gradually at three time points under the four working conditions, and that was 26.5° , 27.5° , and 31.7° before treatment, after initial treatment, and after 2-week treatment under the condition of dorsiflexion, respectively. The finite element loading test showed that the stress peak value and stress distribution area of talus fibular surface and talus tibial surface gradually increased with the passage of time at three time points under the four working conditions of ankle joints. Under dorsiflexion condition, the stress peak value and stress distribution area of talus tibial surface were 49.5 MPa and 131.04 mm² respectively, while those were 50.0 MPa and 146.88 mm² after initial treatment, and 52.4 MPa and 218.88 mm² after 2-week treatment; for talus fibular surface, the stress peak value and stress distribution area were 26.5 MPa and 226.08 mm² before treatment, 27.5 MPa and 237.60 mm² after initial treatment, and 32.5 MPa and 269.28 mm² after 2-week treatment, respectively. **Conclusion** Rotating-pulling-poking manipulation can effectively improve the stress distribution on the articular surface of the ankle point for sprained lateral ankle joint, so that the load-bearing capacity of the ankle joint surface is gradually raised, and the stress distribution is gradually distributed evenly, thereby improving the symptoms of limited ankle motion after sprain. This may be one of the mechanism of mechanical adjustment in the treatment of lateral ankle sprain by rotating-pulling-poking manipulation.

Keywords ankle sprain; joint surface stress; rotating-pulling-poking manipulation; three-dimensional finite element

(收稿日期: 2022-02-20; 修回日期: 2022-05-31)

[编辑: 王利芬]

广告

欢迎邮购《中医杂志》过刊

2000、2001 年合订本每本 100 元, 2002、2003 年合订本每本 105 元, 2004 年合订本 115 元, 2005 年合订本 125 元, 2007—2010 年合订本每本 140 元。2011(缺 5、6 期)—2013 年每册 9.80 元, 2014(缺 21 期)—2017 年(缺 3、5、15、18 期)每册 15 元, 2018 年(缺 5、7、9 期)每册 20 元, 2020 年(缺 7、8、9 期)每册 20 元, 2021 年每册 20 元。2011—2013 年合订本每年 4 本, 全年 280 元, 2014—2017 年合订本每年 4 本(缺 2017 年上半年合订本), 全年 400 元, 2018—2021 年合订本, 每年 4 本, 全年 600 元。2022 年上半年合订本(2 本), 400 元。《中医杂志》2006—2008 年增刊每册 40 元。

以上免费邮寄, 如需挂号每件另加 3 元。

欲购者请汇款至北京市东直门内南小街 16 号, 收款人: 中医杂志社

或关注《中医杂志》官方微信(zyzgzzh)购买。邮编: 100700, 电话: (010)64089195。