

文章编号:1004-7220(2018)06-0515-08

# 基于有限元法研究足跟痛发生与康复机制

章浩伟<sup>1</sup>, 孙思<sup>1</sup>, 李磊<sup>1</sup>, 刘颖<sup>1</sup>, 郑拥军<sup>2</sup>

(1. 上海理工大学 医疗器械与食品学院, 上海 200093; 2. 复旦大学附属华东医院 疼痛科, 上海 200040)

**摘要:**目的 研究足跟痛病症的发生与康复机制,为临床上足跟痛治疗方法的有效性提供理论依据。方法 对足跟痛患者足膝部 CT、MRI 影像数据进行三维重建,建立患者足膝部的骨骼-肌肉复合有限元模型。基于所建模型采用有限元方法,仿真模拟小腿肌肉挛缩对足踝部生物力学性能的影响。结果 在小腿肌肉提升力的作用下,足底压力从足跟区向足掌区转移,且不同肌肉作用力组合方案对压力分布不产生明显差异。足底筋膜张力升高,跟骨表面产生应力集中。在 240 N 作用力下,跟腱附着位置和跟骨结节处产生应力峰值,分别高达 10.82、11.2 MPa。结论 小腿肌肉和跟腱中产生应力集中,会导致足踝部生物力学特性发生变化,引发足跟部疼痛。释放集中应力恢复踝关节中各骨骼和关节的位置,从而改善整体生物力学环境的方法是治疗足跟痛的康复机制。

**关键词:**足跟痛;有限元法;生物力学;康复机制

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2018.06.007

## The Mechanism of Occurrence and Rehabilitation of Heel Pain Based on Finite Element Method

ZHANG Haowei<sup>1</sup>, SUN Si<sup>1</sup>, LI Lei<sup>1</sup>, LIU Ying<sup>1</sup>, ZHENG Yongjun<sup>2</sup>

(1. College of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Pain Department, Huadong Hospital Affiliated to Fudan University, Shanghai 200040, China)

**Abstract:** **Objective** To investigate the mechanism of occurrence and rehabilitation of heel pain, so as to provide a theoretical basis for the effectiveness of heel pain treatment. **Methods** The CT and MRI data acquired from feet and knees of patients with heel pain were reconstructed to establish the bone-muscle composite finite element model. Based on the established model, the effect of calf muscle contracture on biomechanical properties of the foot and ankle was simulated by using the finite element method. **Results** When the calf muscles produce upward lifting power, plantar pressure was transferred from the heel area to the forefoot area, and there was no significant difference in pressure distribution by different combination schemes of muscle forces. The strain of the plantar fascia was increased, with stress concentration on the calcaneus surface. Under 240 N force, the peak stress at the Achilles tendon attachment position and the calcaneus nodules was up to 10.82 MPa and 11.2 MPa, respectively. **Conclusions** The stress concentration in calf muscles and Achilles led to the changes in biomechanics of the ankle, which resulted in heel pain. The method of improving the overall biomechanical environment by releasing concentrated stress to restore the position of the bones and joints of the ankle joint is the mechanism for rehabilitation of heel pain.

**Key words:** heel pain; finite element method; biomechanics; rehabilitation mechanism

收稿日期:2017-12-25; 修回日期:2018-02-10

基金项目:上海市科委医学引导项目(12401907700),上海市卫计委基金(201540297),微创励志创新基金(YS30809132)

通信作者:章浩伟,副教授,E-mail:howiezh@aliyun.com

足跟痛是足跟部周围疼痛性疾病的总称,可致行走障碍、站立困难及睡眠障碍,严重影响人们的工作和生活<sup>[1]</sup>;其人群发病率约为10%,好发于运动员、肥胖者和中老年人群<sup>[2]</sup>。足跟痛病因复杂且病理机制尚不明确,常与足底筋膜炎、跟骨骨刺、马蹄足痉挛等多种因素有关<sup>[3]</sup>。

足跟痛与踝关节的活动度及相关肌肉的痉挛有关<sup>[4]</sup>。Ward等<sup>[5]</sup>通过足部尸体标本实验发现,随着跟腱力的增加,负荷从足跟转向足掌。小腿三头肌挛缩分为腓肠肌挛缩和腓肠肌-比目鱼肌整体挛缩,临床上采用Silfverskiold实验区分<sup>[6]</sup>。在诊治腓肠肌挛缩时,可进一步划分为痉挛性(如小儿脑瘫、成人脑卒中后遗症)<sup>[7-8]</sup>和非痉挛性(常伴发拇趾外翻、扁平足、足底筋膜炎、跟痛症等)<sup>[9-12]</sup>。临床上采用腓肠肌松解术等术式治疗足跟痛,行之有效但具体作用机制尚不明确。

目前,已有大量的实验研究通过医学影像数据建立了包含足部骨骼、软组织、足底筋膜和韧带等结构的足部有限元模型<sup>[13-15]</sup>。相关学者展开了小腿肌肉方面的尝试性研究。Alexander等<sup>[16]</sup>通过多尺度计算模型模拟慢性肌肉缩减,指出女性长期穿着高跟鞋会造成腓肠肌慢性损失。钱志辉等<sup>[17]</sup>采用Slipring连接单元模拟足部外在肌,但是缺少实体肌肉模型。Spyrou等<sup>[18]</sup>建立实体肌肉有限元模型,分析踝关节跖屈时跟腱及小腿三头肌应力分布。然而现阶段基于有限元法探讨足跟痛病理机制的研究鲜有报道。

本文建立人体足膝部骨骼-肌肉复合有限元模型,基于模型仿真分析小腿三头肌挛缩对足部

生物力学性能的影响,探讨足跟痛病症的病理机制。

## 1 材料和方法

### 1.1 足部有限元模型建立

足部医学影像数据采集自复旦大学附属华东医院,采集对象为1名成年女性,年龄63岁,身高156 cm,体质量64 kg,足部无畸形、外伤及手术史。患者踝关节处于中立位对其左足及小腿进行扫描,分别获取CT(设备型号为GE MEDICAL SYSTEM/Discovery CT750 HD)和MRI(设备型号为SIEMENS/Skyra 3.0)扫描数据,存储为DICOM格式。其中CT沿横断面以层厚0.5 mm、层距1 mm扫描,分辨率512 × 512,共409张;MRI沿矢状面以层厚1.76 mm、层距0 mm扫描,共192张。采集对象在扫描医学影像前签署知情同意书。

通过医学影像数据建立患者足膝部骨骼-肌肉复合有限元模型[见图1(b)],并导入ABAQUS软件进行数值模拟计算<sup>[19]</sup>。该有限元模型包括30块骨骼(距骨、跟骨、足舟骨、骰骨、3块楔骨、5块跗骨、14块趾骨、胫骨、腓骨、髌骨及股骨的下端)、足部及小腿软组织、小腿三头肌(腓肠肌和比目鱼肌)、132条足部韧带及5根足底筋膜,共计97 782个节点、463 141个实体单元和137个桁架单元。其中,骨骼几何模型通过CT图像直接三维重建获得。软组织几何模型首先通过MRI图像三维重建出比较粗糙的模型,之后逆向生成对应的二维蒙板,通过蒙板的辅助,使用CT图像三维重建出精确的模型[见图1(c)]。

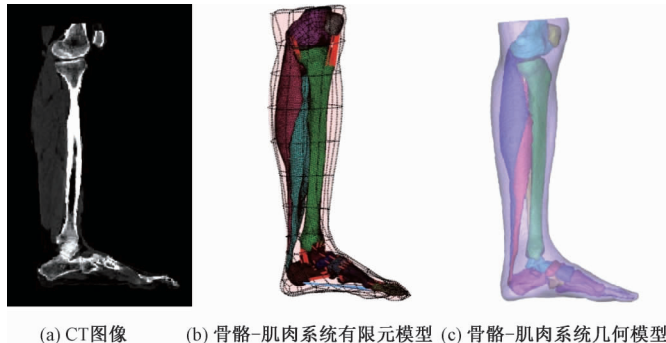


图1 足部骨骼-肌肉系统建模

Fig. 1 Model of foot bone-muscle system (a) CT images, (b) Finite element model of bone-muscle system, (c) Geometrical model of bone and muscle system

## 1.2 材料属性

不同于一般工程材料,软组织的机械性能相当复杂,表现为非线性、不可压缩、各向异性的超弹性体。本研究中除了软组织外,其他组织都简化为单一、各向同性、线弹性材料。骨骼材料参数依据皮质骨和松质骨的所占体积比,定义弹性模量为 7.3 GPa,泊松比为 0.3<sup>[14]</sup>。韧带和足底筋膜均视为不可压缩材料,截面积分别设定为 18.4、58.6 mm<sup>2</sup><sup>[20-21]</sup>。软组织与肌肉定义为超弹性材料。

采用 Mooney-Rivlin 模型描述超弹性材料,软组织和肌肉的应力、应变数据分别参考 Lemmon 等<sup>[22]</sup>和 Reeves 等<sup>[23]</sup>的实验结果。应变势能的 2 次多项式表达式为:

$$\bar{U} = \sum_{i+j=1}^2 C_{ij} (\bar{I}_1 - 3)^i (\bar{I}_2 - 3)^j + D_1 (J - 1)^2 \quad (1)$$

式中: $\bar{U}$ 为参考体积的每单位的应变能; $C_{ij}$ 和 $D_1$ 为材料参数,与材料本身性质有关; $\bar{I}_1$ 和 $\bar{I}_2$ 分别为第 1 和第 2 应变偏不变量,定义如下:

$$\bar{I}_1 = \bar{\lambda}_1^2 + \bar{\lambda}_2^2 + \bar{\lambda}_3^2 \quad (2)$$

$$\bar{I}_2 = \frac{1}{\bar{\lambda}_1} + \frac{1}{\bar{\lambda}_2} + \frac{1}{\bar{\lambda}_3} \quad (3)$$

偏拉力定义为:

$$\bar{\lambda}_i = \lambda_i / J^{1/3} \quad (4)$$

式中: $J$ 和 $\lambda_i$ 分别为弹性体积比和主拉力。

## 1.3 加载与边界条件

人体正常静止站立时,双足共同分担自身体质量产生的垂直重力,故体质量 64 kg 的人体平均分配给每只足 320 N 垂直载荷。根据载荷与地面反作用力的等效互换性原理,在足底支撑板中心位置以集中力的形式施加大小为 320 N 的地面反作用力。人体处于平衡站立相态下,小腿三头肌作用力约占足部承受载荷的 75%,故为 240 N。本文主要从生物力学角度对足跟痛的发生和康复机制进行探讨分析,对足底压力分布及其他足踝系统的生物力学参数进行分析处理,故将肌肉力简化为以集中载荷的形式施加。作用力取值范围为 0 ~ 240 N,以间隔 40 N 递增,共计 7 组。同时,每组作用力下又有不同比例腓肠肌和比目鱼肌作用力的组合;其中,在作用力为 240 N 时,腓肠肌和比目鱼肌作用力组合最多,为 5 种。腓肠肌和比目鱼肌作用力分别耦合到参考点上施加集中载荷,以两者的组合力表征小腿三头肌作用力,实验方案共

18 组。边界条件设置为软组织上端面、胫骨和腓骨上端面被完全固定(见图 2)。足底软组织与地面支撑物之间定义为摩擦接触,摩擦因数为 0.6<sup>[24]</sup>。

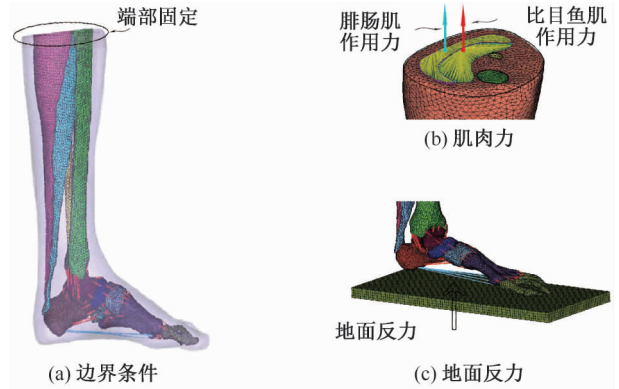


图2 模型加载及边界条件

Fig.2 Load and boundary condition of model (a) Boundary condition, (b) Muscle loads, (c) Ground reaction load

## 2 结果

为了验证所建立足部骨骼-肌肉复合模型的正确性,对所建立的足部骨骼-肌肉复合有限元模型施加人体正常站立条件下的边界及载荷条件,得到有限元仿真模拟的足部生物力学参数。同时采用韩国 BIOMECHA 公司 TPScan 足底压力板对同一名志愿者进行足底压力测量。对比仿真预测结果与压力板测量结果发现,TPScan 测量出的最大足底压力在足跟处,为 253 kPa;有限元仿真预测压力分布与测量结果基本一致,最大压力同样出现在足跟位置,均值为 268 kPa,略高于测量值 6%。由此可见,所建立的足部骨骼-肌肉有限元模型数值计算结果与实际测量结果相接近。

根据不同的实验方案进行有限元数值仿真模拟,得到足底压力峰值结果(见表 1)。图 3 所示为小腿三头肌作用力(不同腓肠肌和比目鱼肌作用力的组合)和单独腓肠肌作用力(比目鱼肌作用力为 40 N)下足底前掌区和足跟区的压力峰值变化趋势。可以直观地发现,随着作用力的增加,足跟区的压力峰值下降,足掌区的压力峰值上升。在小腿三头肌作用下,足跟区的足底峰值压力下降 17.2%,足掌区的足底压力峰值上升 19.2%;在单独腓肠肌作用下,足跟区的足底压力峰值下降 15.5%,足掌区的足底压力峰值上升 16.0%。

表1 有限元数值模拟实验方案及足底压力峰值

Tab. 1 Finite element numerical simulation schemes and peak plantar pressures

实验号	小腿三头肌作用力/N	腓肠肌作用力/N	比目鱼肌作用力/N	足底压力峰值/kPa	
				足掌区	足跟区
1	0	0	0	128.11	323.37
2	40	0	40	130.54	316.92
3	40	40	0	135.74	312.06
4	80	40	40	135.76	308.24
5	120	40	80	145.80	289.06
6	120	80	40	140.68	299.26
7	160	40	120	150.34	290.32
8	160	80	80	148.72	274.71
9	160	120	40	145.72	287.93
10	200	40	160	155.02	277.85
11	200	80	120	152.35	263.67
12	200	120	80	154.67	261.13
13	200	160	40	150.68	277.83
14	240	40	200	156.03	268.01
15	240	80	160	157.03	273.12
16	240	120	120	151.51	256.78
17	240	160	80	156.72	272.21
18	240	200	40	155.32	267.93

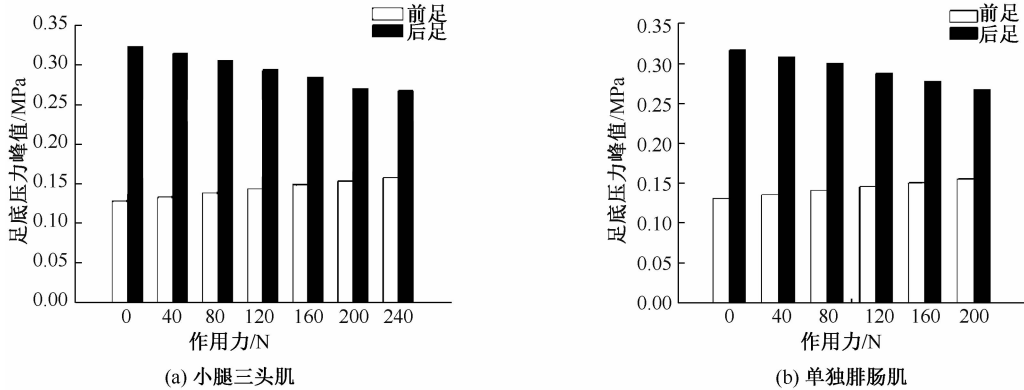


图3 不同肌肉作用下足底压力峰值变化

Fig. 3 Variation of the peak plantar pressure under different muscle loads (a) The triceps surae, (b) Isolated gastrocnemius.

图4所示为小腿三头肌作用力为240 N时, 5种腓肠肌与比目鱼肌组合作用力实验方案下足底压力分布。

**方案1** 腓肠肌和比目鱼肌作用力分别为40、200 N;

**方案2** 腓肠肌和比目鱼肌作用力分别为80、160 N;

**方案3** 腓肠肌和比目鱼肌作用力分别为120、120 N;

**方案4** 腓肠肌和比目鱼肌作用力分别为160、

80 N;

**方案5** 腓肠肌和比目鱼肌作用力分别为200、40 N。

小腿三头肌合力一定时,不同的腓肠肌与比目鱼肌作用力组合对足底压力分布影响没有明显的差异。5种组合方案中,腓肠肌与比目鱼肌作用力同时为120 N时,足底峰值压力最低,足跟区与足掌区分别为257、152 kPa。5种方案中,最大、最小足底压力峰值的变化区间为足跟区5.9%、足掌区3.2%,压力分布结果相近。

足底筋膜呈三角形,前端呈扇形附着于各趾,

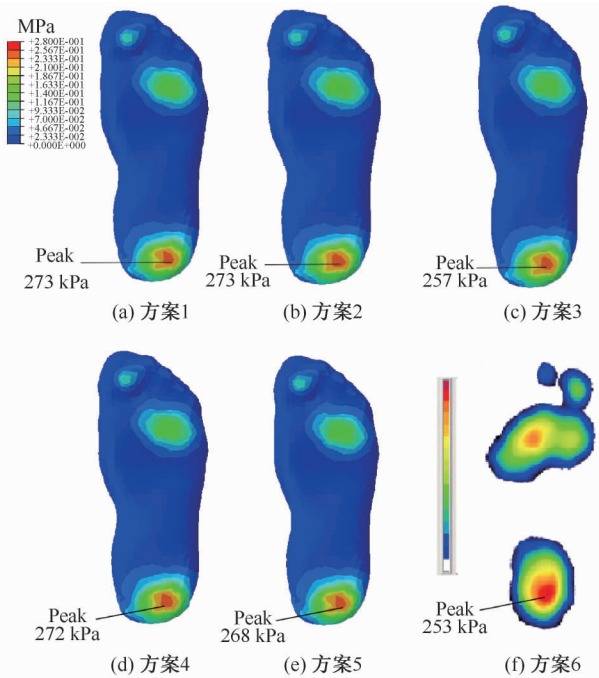


图4 三头肌作用力下腓肠肌与比目鱼肌不同组合方案的足底压力分布

Fig.4 Plantar pressure distribution under triceps loads with different schemes (a) Scheme 1, (b) Scheme 2, (c) Scheme 3, (d) Scheme 4, (e) Scheme 5, (f) Scheme 6

后端狭细收拢于跟骨结节,具有支持足弓、保护肌肉和软组织等结构的作用。在足部处于平衡站立相态下,足部与地面接触,随着小腿三头肌作用力的增加,足部产生背屈角度,足弓高度下降使足底筋膜产生拉伸作用。观察发现,足底筋膜应力(筋膜在拉伸方向上所受力的大小)集中分布在第2、3、4根筋膜上,第3根筋膜所受应力最大。图5为第3根筋膜在不同作用力下的应力分布情况,随着小腿三头肌作用力或单独腓肠肌作用力的增加,足底筋膜应力增加,且在相同大小的作用力下,小腿三头肌作用力作用下足底筋膜产生的应力更大。

跟骨是最大的跗骨,位于距骨下方,对人体承重有着重要的作用。图6所示为跟骨在不同载荷作用下的应力分布图。通过观察发现,应力主要分布在载距突、跟骨结节前侧以及有跟腱附着的跟骨后面中部。小腿三头肌作用力为0 N时,跟腱附着部位和足底筋膜附着的跟骨结节部位应力峰值分别为0.15、9.55 MPa。随着小腿三头肌作用力的增加,跟腱附着部位所受应力逐渐增大。小腿三头肌

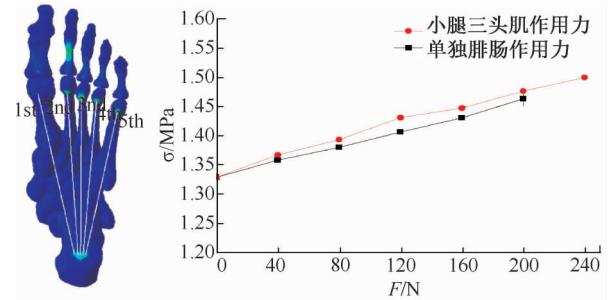


图5 不同肌肉作用力下足底第3根筋膜所受应力变化

Fig.5 Stress changes of the third fascia under different muscle loads

作用力到达240 N时,跟腱附着部位和跟骨结节部位应力峰值分别为10.82、11.2 MPa。

### 3 讨论

腓肠肌的作用是屈膝关节、使足跖屈并稍内翻,在行走过程中提供向前推进力。比目鱼肌是一种姿势肌肉,作为外周血管泵,作用是维持站立和使足跖屈并稍内翻。小腿三头肌发生挛缩会对跟腱产生一个上提的作用力。本研究发现,无论是增加小腿三头肌作用力还是单独增加腓肠肌作用力,足跟区的足底峰值压力均减小,而足掌区的足底峰值压力均增大。这与Aronow等<sup>[25]</sup>的尸体标本实验的结果相同,他们在尸体实验中选取载荷范围为0~351.55 N,结果发现,在小腿三头肌作用力下,足跟区的足底峰值压力下降18%,足掌区的足底压力峰值上升59%;在单独腓肠肌作用力下,足跟区的足底压力峰值下降16%,足掌区的足底压力峰值上升50%。Abdulmassih等<sup>[26]</sup>通过对尸体标本施加不同范围载荷的实验,得到相一致的结论。小腿三头肌作用力为240 N时,腓肠肌与比目鱼肌的5种组合实验方案中,足跟区足底压力峰值最高为273 kPa,最低为257 kPa,相差5.9%;足掌区足底压力峰值最高为157 kPa,最低为152 kPa,相差3.2%,压力分布结果相近。因此,不同的腓肠肌和比目鱼肌组合对足底压力分布影响不产生明显差异。

足底筋膜具有维持足弓、保护足底肌肉和软组织的作用,发生挛缩会导致足部纵向足弓高度下降,使得足部向横向平面外展,足底筋膜产生拉伸作用<sup>[27]</sup>。足底筋膜张力主要集中分布在第2、3、4根筋膜,且第3根筋膜最大;随着小腿三头肌作用

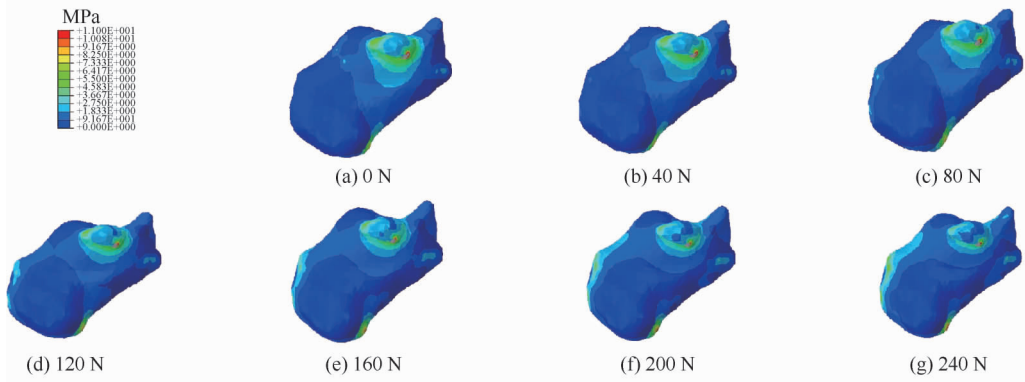


图6 不同肌肉作用下跟骨应力变化

Fig. 6 Variation of calcaneus stress under different muscle loads (a) 0 N, (b) 40 N, (c) 80 N, (d) 120 N, (e) 160 N, (f) 200 N, (g) 240 N

力的增加,足底每根筋膜拉力均增大。足底筋膜前端附着在各个趾骨上,后端集结于跟骨,足弓高度下降使足底筋膜拉紧(绞盘机制)<sup>[28]</sup>。筋膜承受更高的应力而易于发生起点部的撕裂,从而引起疼痛并伴发足底筋膜炎及相关病症。由此可见,小腿三头肌挛缩会改变足踝系统的生物力学特性,从而诱发各种足部疾病的产生。另外,临床上显示,小腿三头肌挛缩同样会引起跖痛症、糖尿病足溃疡以及拇趾外翻等足部疾病<sup>[29-30]</sup>。

足底筋膜张力的作用使得跖骨头侧和跟骨结节部位产生应力集中。相同的,跟腱末端与跟骨后上结节相连,中间有跟腱囊起到润滑和缓冲的作用。随着小腿三头肌作用力的增大,跟骨后上结节应力急剧增大,同样会改变足跟部的生物力学性能<sup>[31]</sup>,进而引起足跟疼痛。足跟痛病人在行走或站立的过程中足跟部伴有疼痛,病人会无自觉地将后跟抬起,通过足前掌着地的方式来缓解一定程度的疼痛。足跟痛常常伴发有小腿三头肌挛缩的症状,在这种情况下,抬升足跟会加重肌肉的挛缩。这时跟骨会通过外翻的方式来补偿肌肉挛缩力,长期处于此种状态会引发足弓塌陷<sup>[32]</sup>;进而使得足底筋膜张紧牵扯跟骨结节部位,造成跟骨表面应力集中,改变踝关节生物力学性能,再次引发足跟痛症状,形成一个闭合的正反馈回路。因此,伴发有小腿肌肉挛缩的足跟痛病人应尽量避免以抬高足跟的方式来减轻疼痛。

目前,足跟痛的治疗方法以保守的物理治疗为主,如中药熏泡、矫形鞋垫以及体外冲击波等。病情

严重且反复发作时采用临床手术等方法,常用的术式主要有针刀松解、腓肠肌延伸术、跟腱部分切断术等方法,但缺乏有效治疗的循证医学证据<sup>[26]</sup>。本文通过建立足部骨骼-肌肉有限元模型并进行力学仿真发现,手术治疗通过对腓肠肌、比目鱼肌或跟腱进行延伸或切断的方式来达到释放肌肉和跟腱中的内部集中应力。进一步降低跟骨表面应力集中,改善踝关节整体的生物力学环境,从而能够对足跟痛进行有效的治疗。而且不同术式手术作用的位置不同,但都能起到一定治疗效果,这是因为在等效的作用力下,无论是小腿三头肌的整体作用力还是腓肠肌、比目鱼肌或跟腱的单独作用力,对踝关节生物力学特性的影响并无显著的差异。以肌肉延伸或切断的方式进行手术治疗需要开展多次,因为经过一段时间后肌肉或跟腱的切口长合,小腿部的肌肉会再次产生应力集中甚至引发挛缩。通过释放小腿肌肉和跟腱中的应力集中,恢复踝关节中各骨骼和关节的位置,从而改善踝关节整体生物力学环境的方法是根本治疗足跟痛的康复机制。单独构建更加具体且精细的肌肉模型,施加与实际情况接近的载荷和边界条件将是下一步研究的方向。

#### 参考文献:

- [1] ROMPE JD, FURIA J, WEIL L, *et al.* Shock wave therapy for chronic plantar fasciopathy [J]. *Br Med Bull*, 2007, 81-82(1): 183-208.
- [2] BINA E, ARASHBG, VAHIDEH Z. Dry needling in patients with chronic heel pain due to plantar fasciitis: A single-blinded randomized clinical trial [J]. *Med J Islam Repub Iran*,

- 2016, 30(1): 401-401.
- [ 3 ] THOMAS JL, CHRISTENSEN JC, KRAVITZ SR, *et al.* The diagnosis and treatment of heel pain: A clinical practice guideline-revision 2010 [J]. *J Foot Ankle Surg*, 2010, 49(3): S1-S19.
- [ 4 ] YE L, MEI Q, LI M, *et al.* A comparative efficacy evaluation of ultrasound-guided pulsed radiofrequency treatment in the gastrocnemius in managing plantar heel pain: A randomized and controlled trial [J]. *Pain Med*, 2015, 16(4): 782-790.
- [ 5 ] WARD ED, PHILLIPS RD, PATTERSON PE, *et al.* The effects of extrinsic muscle forces on the forefoot-to-rearfoot loading relationship *in vitro*. Tibia and Achilles tendon [J]. *J Am Podiatr Med Assoc*, 1998, 88(10): 471-82.
- [ 6 ] DEORIO JK, LEWIS JS. Silfvorskiold's test in total ankle replacement with gastrocnemius recession [J]. *Foot Ankle Int*, 2014, 35(2): 116-122.
- [ 7 ] KAY RM, RETHLEFSEN SA, RYAN JA, *et al.* Outcome of gastrocnemius recession and tendo-achilles lengthening in ambulatory children with cerebral palsy [J]. *J Pediatr Orthop B*, 2004, 13(2): 92-98.
- [ 8 ] FIRTH GB, PASSMORE E, SANGEUX M, *et al.* Multilevel surgery for equinus gait in children with spastic diplegic cerebral palsy: Medium-term follow-up with gait analysis [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2013, 95(10): 931-938.
- [ 9 ] CHAN JY, WILLIAMS BR, NAIR P, *et al.* The contribution of medializing calcaneal osteotomy on hindfoot alignment in the reconstruction of the stage II adult acquired flatfoot deformity [J]. *Foot Ankle Int*, 2013, 34(2): 159-166.
- [10] MESZAROS A, CAUDELL G. The surgical management of equinus in the adult acquired flatfoot [J]. *Clin Podiatr Med Surg*, 2007, 24(4): 667-685.
- [11] DIGIOVANNI BF, MOORE AM, ZLOTNICKI JP, *et al.* Preferred management of recalcitrant plantar fasciitis among orthopaedic foot and ankle surgeons [J]. *Foot Ankle Int*, 2012, 33(6): 507-512.
- [12] KIEWIET NJ, HOLTHUSEN SM, BOHAY DR, *et al.* Gastrocnemius recession for chronic noninsertional Achilles tendinopathy [J]. *Foot Ankle Int*, 2013, 34(4): 481-485.
- [13] BAYOD J, BECERRO-DE-BENGOA-VALLEJO R, LOSA-IGLESIAS ME, *et al.* Mechanical stress redistribution in the calcaneus after autologous bone harvesting [J]. *J Biomech*, 2012, 45(7): 1219-1226.
- [14] 张明, 张德文, 余嘉, 等. 足部三维有限元建模方法及其生物力学应用[J]. *医用生物力学*, 2007, 22(4): 339-344.
- ZHANG M, ZHANG DW, YU J, *et al.* Human foot three-dimensional finite element modeling and its biomechanical applications [J]. *J Med Biomech*, 2007, 22(4): 339-344.
- [15] YU J, CHEUNG JT, WONG DW, *et al.* Biomechanical simulation of high-heeled shoe donning and walking [J]. *J Biomech*, 2013, 46(12): 2067-2074.
- [16] ZÖLLNER AM, POK JM, MCWALTER EJ, *et al.* On high heels and short muscles: A multiscale model for sarcomere loss in the gastrocnemius muscle [J]. *J Theor Biol*, 2015, 365: 301-310.
- [17] QIAN ZH, REN L, REN LQ, *et al.* A three-dimensional finite element musculoskeletal model of the human foot complex [J]. *IFMBE Proceedings*, 2010, 31: 297-300.
- [18] SPYROU LA, ARAVAS N. Muscle-driven finite element simulation of human foot movements [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2012, 15(9): 925-934.
- [19] 章浩伟, 孙洋洋, 刘颖, 等. 基于三维膝-踝-足有限元模型的足跟痛足底压力生物力学分析[J]. *医用生物力学*, 2017, 32(5): 436-441.
- ZHANG HW, SUN YY, LIU Y, *et al.* Biomechanical analysis of plantar pressure of heel pain based on 3D knee-ankle-foot finite element model [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(5): 436-441.
- [20] CHEN WP, TANG FT, JU CW. Stress distribution of the foot during mid-stance to push-off in barefoot gait: A 3-D finite element analysis [J]. *Clin Biomech*, 2001, 16(7): 614-620.
- [21] MORALES-ORCAJO E, BAYOD J, CASAS EBDL. Computational foot modeling: Scope and applications [J]. *Archives Comput Methods Eng*, 2016, 23(3): 389-416.
- [22] LEMMON D, SHIANG TY, HASHMI A, *et al.* The effect of insoles in therapeutic footwear: A finite element approach [J]. *J Biomech*, 1997, 30(6): 615-620.
- [23] REEVES ND, MAGANARIS CN, FERRETTI G, *et al.* Influence of 90-day simulated microgravity on human tendon mechanical properties and the effect of resistive countermeasures [J]. *J Appl Physiol*, 2005, 98(6): 2278-2286.
- [24] DAI XQ, LI Y, ZHANG M, *et al.* Effect of sock on biomechanical responses of foot during walking [J]. *Clin Biomech*, 2006, 21(3): 314-321.
- [25] ARONOW MS, DIAZ-DORAN V, SULLIVAN RJ, *et al.* The effect of triceps surae contracture force on plantar foot pressure distribution [J]. *Foot Ankle Int*, 2006, 27(1): 43-52.
- [26] ABDULMASSIH S, PHISITKUL P, FEMINO JE, *et al.* Triceps surae contracture: Implications for foot and ankle surgery [J]. *J Am Acad Orthop Surg*, 2013, 21(7): 398-407.
- [27] LALEVÉE M, LATROBE C, LAQUIEVRE A, *et al.* Isolated gastrocnemius tightness and foot disorders. An undefined pathophysiology [J]. *Médecine Et Chirurgie Du Pied*, 2017, 33(3): 49-52.

- [28] GUO JC, WANG LZ, MO ZJ, *et al.* Biomechanical analysis of suture locations of the distal plantar fascia in partial foot [J]. *Int Orthop*, 2015, 39(12): 2373-2380.
- [29] MASKILL JD, BOHAY DRANDERSON JG. Gastrocnemius recession to treat isolated foot pain [J]. *Foot Ankle Int*, 2010, 31(1): 19-23.
- [30] BAROUK LS. The effect of gastrocnemius tightness on the pathogenesis of juvenile hallux valgus: A preliminary study [J]. *Foot Ankle Clin*, 2014, 19(4): 807-822.
- [31] CHEUNG JT, ZHANG M, AN KN. Effect of Achilles tendon loading on plantar fascia tension in the standing foot [J]. *Clin Biomech*, 2006, 21(2): 194-203.
- [32] SAADAH H, FURQONITA D, TULAAR A. The effect of medial arch support over the plantar pressure and triceps surae muscle strength after prolonged standing [J]. *Med J Indonesia*, 2015, 24(3): 146-149.

· 致读者 ·

## 关于文稿中法定计量单位的书写要求

本刊法定计量单位具体使用参照中华医学会编辑出版部编写的《法定计量单位在医学上的应用》。注意单位名称与单位符号不可混用。如  $\text{ng} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{天}^{-1}$  应改为  $\text{ng} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{d}^{-1}$ ；组合单位符号中表示相除的斜线多于1条时,应采用负数幂的形式表示,如  $\text{ng}/\text{kg}/\text{min}$  应采用  $\text{ng} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$  的形式;组合单位中斜线和负数幂亦不可混用,如前例不宜采用  $\text{ng}/\text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$  的形式。在首次出现不常用的法定计量单位时加注与旧制单位的换算系数,下文再出现时只列法定计量单位。人体及动物体内的压力单位使用  $\text{mmHg}$  或  $\text{cmH}_2\text{O}$ ,但文中首次出现使用括号加注( $1 \text{ mmHg} = 0.133 \text{ kPa}$ )。正文中时间的计量单位表达,凡表示时间的具体数据时,数据后的计量单位应采用  $\text{d}$ 、 $\text{h}$ 、 $\text{min}$ 、 $\text{s}$ ,而不用天、小时、分钟、秒。量的符号一律用斜体字,如密度的符号  $\rho$ ,“ $\rho$ ”为斜体。

本刊编辑部