

文章编号: 1004-7220(2023)03-0549-07

肌力对足关节接触特征影响的生物力学研究

马冬¹, 王懿凝¹, 徐楚江², 肖进³, 冯正宽¹, 许广威¹, 于宛琪¹, 钱蕾^{1*}, 欧阳钧^{1*}

(1. 南方医科大学基础医学院, 人体解剖学教研室, 广东省数字医学与生物力学重点实验室, 广州 510515;

2. 南方医科大学中西医结合医院 骨科, 广州 510315; 3. 广东省人民医院 骨科, 广州 510080)

摘要:目的 探究足踝体外生物力学实验中肌力对足关节接触力、峰值压强以及接触面积的影响, 为选择合适的加载方式提供依据。方法 踝关节中立位状态下, 对新鲜小腿和足离体标本分别进行有无肌力两种方式加载, 测量加载状态下第1跖趾关节、第2跖趾关节、第1跖楔关节、第2跖楔关节、内侧楔舟关节、中间楔舟关节、距舟关节、跟骰关节、距下关节(后关节面)以及胫距关节的接触力、峰值压强和接触面积, 并对结果进行对比分析。结果 与无肌力加载状态相比, 进行肌力加载时足第1跖趾关节、第2跖趾关节、第1跖楔关节、第2跖楔关节、内侧楔舟关节、中间楔舟关节、距舟关节和胫距关节的关节接触力均显著增大($P < 0.05$), 变化百分比分别为719.28%、311.37%、128.67%、50.82%、54.89%、57.63%、79.98%和50.34%; 足第1跖趾关节、第1跖楔关节和距舟关节的关节峰值压强显著增大($P < 0.05$), 变化百分比分别为176.14%、62.91%和40.07%; 足第1跖趾关节、第1跖楔关节、中间楔舟关节以及距下关节(后关节面)的关节接触面积均显著增大($P < 0.05$), 变化百分比分别为132.20%、55.41%、30.97%和26.87%。结论 足踝标本生物力学实验中, 进行肌力加载对足各关节的关节接触力、峰值压强或接触面积均产生显著影响, 前足表现尤甚。在进行相关体外标本研究时, 需要考虑肌力加载对足踝受力情况的影响, 为足踝生物力学实验提供参考。

关键词: 足; 接触力; 峰值压强; 接触面积

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.03.018

Biomechanical Study on the Effect of Muscle Strength on Contact Characteristics of Foot Joints

MA Dong¹, WANG Yining¹, XU Chujiang², XIAO Jin³, FENG Zhengkuan¹,
XU Guangwei¹, YU Wanqi¹, QIAN Lei^{1*}, OUYANG Jun^{1*}

(1. Guangdong Provincial Key Laboratory of Digital Medicine and Biomechanics, Department of Anatomy, School of Basic Medical Sciences, Southern Medical University, Guangzhou 510515, China; 2. Department of Orthopedics, TCM-Integrated Hospital of Southern Medical University, Guangzhou 510315, China; 3. Department of Orthopedics, Guangdong Provincial People's Hospital, Guangzhou 510080, China)

Abstract: Objective To explore the effect of muscle force on contact force, peak pressure and contact area of foot joint in *in vitro* biomechanical experiment of foot and ankle, so as to provide references for choosing appropriate loading modes. **Methods** In neutral position of the ankle joint, fresh calf and foot specimens were

收稿日期: 2022-06-14; 修回日期: 2022-07-14

基金项目: 国家自然科学基金项目(32101054), 广东省自然科学基金项目(2021A1515010877)

通信作者: 钱蕾, 讲师, E-mail: dorisql712@126.com; 欧阳钧, 教授, 博士生导师, E-mail: jouyang@126.com

*为共同通信作者

simulated with or without muscle force loading. The contact force, peak pressure and contact area of the 1st metatarsophalangeal joint, the 2nd metatarsophalangeal joint, the 1st tarsometatarsal joint, the 2nd tarsometatarsal joint, the medial cuneonavicular joint, the intermediate cuneonavicular joint, the talonavicular joint, the calcicocuboid joint, the subtalar joint (posterior articular surface) and the tibiotalar joint of normal foot under loading were measured, the results are compared and analyzed. **Results** Under muscle force loading, the contact force of the 1st metatarsophalangeal joint, the 2nd metatarsophalangeal joint, the 1st tarsometatarsal joint, the 2nd tarsometatarsal joint, the medial cuneonavicular joint, the intermediate cuneonavicular joint, the talonavicular joint and the tibiotalar joint were significantly greater than those without muscle force loading ($P < 0.05$), and the change percentages were 719.28%, 311.37%, 128.67%, 50.82%, 54.89%, 57.63%, 79.98% and 50.34%, respectively. The peak pressures of the 1st metatarsophalangeal joint, the 1st tarsometatarsal joint and the talonavicular joint under muscle force loading were significantly higher than those without muscle force loading ($P < 0.05$), and the change percentages were 176.14%, 62.91% and 40.07%, respectively. The contact area of the 1st metatarsophalangeal joint, the 1st tarsometatarsal joint, the intermediate cuneonavicular joint and the subtalar joint (posterior articular surface) under muscle force loading increased significantly ($P < 0.05$), and the change percentages were 132.20%, 55.41%, 30.97% and 26.87%, respectively. **Conclusions** In biomechanical experiment of foot and ankle specimens, muscle force loading has a significant effect on contact force, peak pressure and contact area of each foot joint, especially the forefoot. Therefore, it is necessary to consider the effect of muscle force loading on stress of foot and ankle in the study of related *in vitro* specimens.

Key words: foot; force; peak pressure; contact area

足踝生物力学研究一直被人们广泛关注。作为人体与地面接触的枢纽,足具有运动和支撑等重要功能,其结构复杂,骨、软组织以及神经之间存在极为复杂的力学偶联机制,任一结构的损伤都可能会导致其力学结构失稳而引发相关足踝疾病。体外生物力学研究是探究足踝疾病致病机制的重要方法之一,但足踝体外生物力学研究方法尚未建立统一的标准。就加载方式而言,对于测量某一状态下足踝运动学特征,诸如胫腓骨空间位置关系变化时,多数研究不进行肌力加载^[1-2];而对于关节压力和接触特性等足踝动力学参数的测量,有无肌力加载两种方式均有涉及^[3-5]。其中,有肌力工况加载时,多数仅采用小腿肌肉合力加载方式,并未区分屈肌和伸肌的不同加载工况。不同肌群的加载工况对足踝受力表现具有重要影响,但目前有关肌力加载工况对足踝关节受力影响的研究鲜有报道。因此,在进行足踝体外标本生物力学实验时,加载方式的选择尚无明确依据。

本研究通过对比小腿后群和外侧群肌力加载和无肌力加载两种工况下,踝关节中立位状态时足关节接触力、峰值压强和接触面积的差异,分析有

无肌力加载对足踝体外生物力学标本研究结果的影响,为以后建立足踝体外生物力学实验标准提供参考。

1 研究对象和方法

1.1 研究对象

选取5具正常成人[年龄(55.03±6.37)岁]新鲜小腿和足标本(南方医科大学人体解剖学教研室提供),其中左足1具,右足4具,拍摄足X线片以排除足部畸形。

1.2 标本制备

标本从-20℃冰箱中取出,4℃冰箱完全解冻后,自踝关节上方20cm处截取标本,并采用聚丙烯酸甲酯(粉剂与液体比例为1:1)包埋小腿胫腓骨断端,去除小腿皮肤、肌肉及筋膜组织,保留并暴露相关肌腱、韧带(包括跟腱、胫骨后肌腱、踇长屈肌腱、趾长屈肌腱、腓骨长肌腱和腓骨短肌腱),并采用X-512肌腱缝线进行缝合,最后显露全足10个重要关节,包括第1跖趾关节、第2跖趾关节、第1跖楔关节、第2跖楔关节、内侧楔舟关节、中间楔舟关节、距舟关节、跟骰关节、距下关节(后关节面)和

胫距关节。

1.3 加载与测试

将包埋好的足标本按解剖学姿势置于 ElectroForceR3510 材料试验机 (Bose 公司, 美国) 的加载平台上, 通过铅锤矫正标本位置, 使加载力的方向与标本的受力方向一致。进行第 1 跖趾关节、第 1 跖楔关节、内侧楔舟关节、第 2 跖趾关节、第 2 跖楔关节、中间楔舟关节、距舟关节、跟骰关节、距下关节和胫距关节的关节压力测量。除胫距关节较大需采用 4000 型号压力感测片 (规格: 27.9 mm×33.0 mm) 外, 其余关节均采用 6900 型号压力感测片 (规格: 14.0 mm×15.4 mm)。测试时将压力感测片沿着各个足关节的关节面置于关节内。

首先, 进行无肌力加载, 对足标本施加 700 N 垂

直载荷, 同时使用 Tekscan 压力测试系统 (Tekscan 公司, 美国) 采集足关节压力。ElectroForceR3510 材料试验机的加载速率为 30 N/s; Tekscan 压力测试盒采集频率为 10 Hz。然后, 将标本胫腓骨断端包埋后安装在定制夹具中, 该装置顶部无遮挡, 用于拉动肌腱。将该夹具固定在材料试验机上, 与跟腱、胫骨后肌腱、踇长屈肌腱、趾长屈肌腱和腓骨长短肌腱的肌腱游离端相延续经过夹具上方滑轮至承载架滑轮, 并将定制砝码固定在肌腱缝线远端, 以此实现各个肌腱的肌力加载。其中, 跟腱、胫骨后肌、趾长屈肌腱、踇长屈肌腱载荷分别为 200、40、22、22 N, 腓骨长肌腱和腓骨短肌腱载荷共 35 N^[6-7]。保持 700 N 垂直载荷不变, 再次采集足各关节的压力数据 (见图 1)。

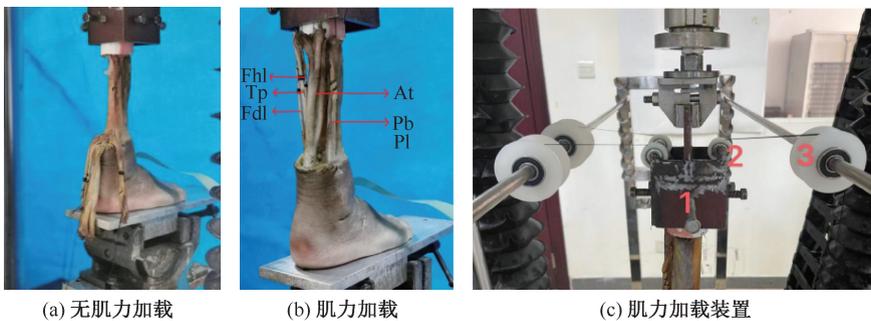


图 1 足关节压力数据采集实验示意图

Fig.1 Schematic diagram for experiment of foot pressure data acquisition (a) Loading without muscle strength, (b) Tendon loading, (c) Muscle strength loading device

注: At-跟腱, Pb-腓骨短肌, Pl-腓骨长肌, Fhl-踇长屈肌, Tp-胫骨后肌, Fdl-趾长屈肌。

2 统计学处理

应用 SPSS 23.0 统计软件包 (SPSS 公司, 美国) 进行统计学分析。采用配对样本 t 检验进行两种加载方式足关节接触力、峰值压强和接触面积的对比。描述性统计结果使用平均值 \pm 标准差表示, $P < 0.05$ 认为差异有统计学意义。相比于无肌力加载状态, 进行肌力加载时关节接触力、峰值压强和接触面积的变化百分比计算公式为:

$$(Y - N) / N \times 100\%$$

其中, N 为无肌力加载时数值, Y 为肌力加载数值。

3 结果

肌力加载后, 第 1 跖趾关节 ($P < 0.01$)、第 2 跖

趾关节 ($P < 0.01$)、第 1 跖楔关节 ($P < 0.01$)、第 2 跖楔关节 ($P = 0.02$)、内侧楔舟关节 ($P = 0.03$)、中间楔舟关节 ($P < 0.01$)、距舟关节 ($P < 0.01$) 和胫距关节 ($P < 0.01$) 的关节接触力显著高于无肌力加载工况。虽然距下关节 (后关节面) 的关节接触力在加载前后差异无统计学意义, 但肌力加载工况时距下关节 (后关节面) 的关节接触力高于无肌力加载工况 (见表 1 和图 2)。相比于无肌力加载工况, 肌力加载后足第 1 跖趾关节、第 2 跖趾关节、第 1 跖楔关节、第 2 跖楔关节、内侧楔舟关节、中间楔舟关节、距舟关节、跟骰关节、距下关节 (后关节面) 和胫距关节的关节接触力变化百分比分别为 719.28%、311.37%、128.67%、50.82%、54.89%、57.63%、79.98%、-7.83%、30.35% 和 50.34% (见表 2 和图 3)。

表1 两种加载状态下足各关节接触力、峰值压强和接触面积

Tab.1 Contact force, peak pressure and contact area of foot joints under two loading conditions

关节	接触力/N		峰值压强/(kg·cm ⁻²)		接触面积/cm ²	
	无肌力加载	肌力加载	无肌力加载	肌力加载	无肌力加载	肌力加载
第1跖趾关节	5.86±4.14	48.01±9.79*	4.15±1.78	11.46±5.1*	0.59±0.49	1.37±0.24*
第2跖趾关节	6.77±4.94	27.85±6.52*	3.93±2.38	13.08±7.43	0.29±0.16	0.57±0.18
第1跖楔关节	32.58±27.24	74.50±29.42*	12.32±9.76	20.07±6.1*	0.74±0.20	1.15±0.17*
第2跖楔关节	72.59±55.9	109.48±77.09*	22.83±15.83	29.23±18.08	0.87±0.18	0.96±0.35
内侧楔舟关节	94.79±40.16	146.82±58.4*	23.57±11.37	31.87±7.35	1.11±0.20	1.13±0.30
中间楔舟关节	100.54±55.29	158.48±45.91*	26.61±12.43	31.94±6.70	1.13±0.18	1.48±0.20*
距舟关节	146.23±33.38	263.18±23.3*	20.74±5.75	29.05±2.98*	1.73±0.14	1.70±0.19
跟骰关节	39.60±26.53	36.50±16.32*	14.35±9.74	20.67±6.29	0.67±0.09	0.85±0.20
距下关节(后关节面)	219.77±9.85	286.47±56.06	39.93±11.45	41.66±11.31	1.40±0.23	1.50±0.23*
胫距关节	484.20±97.03	727.93±69.74*	28.25±9.19	29.74±3.72	4.51±1.19	5.28±0.97

注:n=5,*P<0.05。

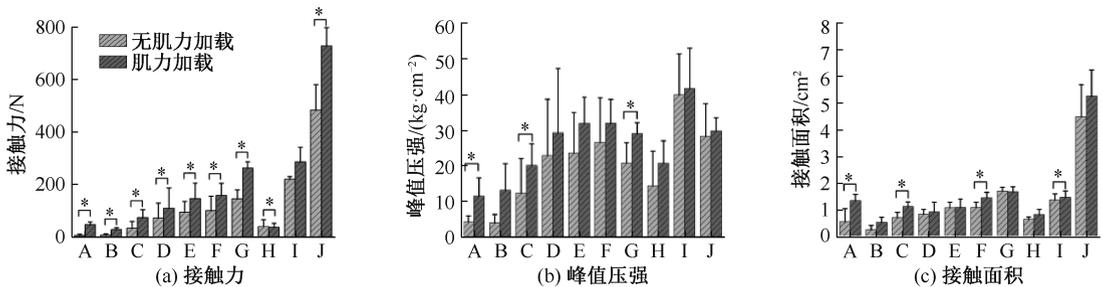


图2 两种加载状态下足各关节接触力、峰值压强和接触面积对比

Fig.2 Comparison of contact force, peak pressure and contact area of foot joints under two loading conditions

(a) Contact force, (b) Peak pressure, (c) Contact area

注:A-第1跖趾关节,B-第2跖趾关节,C-第1跖楔关节,D-第2跖楔关节,E-内侧楔舟关节;F-中间楔舟关节,G-距舟关节;H-跟骰关节,I-距下关节(后关节面),J-胫距关节;*P<0.05。下同。

表2 肌力加载较无肌力加载时足各关节接触力、峰值压强和接触面积变化百分比

Tab.2 Percentage changes for contact force, peak pressure and contact area of foot joints under muscle force loading in comparison with that without muscle force loading

单位:%

关节	接触力	峰值压强	接触面积
第1跖趾关节	719.28	176.14	132.20
第2跖趾关节	311.37	232.82	96.55
第1跖楔关节	128.67	62.91	55.41
第2跖楔关节	50.82	28.03	10.34
内侧楔舟关节	54.89	35.21	1.80
中间楔舟关节	57.63	20.03	30.97
距舟关节	79.98	40.07	-1.73
跟骰关节	-7.83	44.04	26.87
距下关节(后关节面)	30.35	4.33	7.14
胫距关节	50.34	5.27	17.07

足关节峰值压强对比结果显示,肌力加载工况

下所有关节峰值压强均高于无肌力加载工况,并且第1跖趾关节($P=0.04$)、第1跖楔关节($P=0.03$)和距舟关节($P=0.03$)的峰值压强显著高于无肌力加载工况(见表1和图2)。相比于无肌力加载工况,肌力加载后足第1跖趾关节、第2跖趾关节、第1跖楔关节、第2跖楔关节、内侧楔舟关节、中间楔舟关节、距舟关节、跟骰关节、距下关节(后关节面)和胫距关节的关节峰值压强变化百分比分别为176.14%、232.82%、62.91%、28.03%、35.21%、20.03%、40.07%、44.04%、4.33%、5.27%(见表2和图3)。

足关节接触面积对比结果显示,除距舟关节外,肌力加载后足第1跖趾关节、第2跖趾关节、第1跖楔关节、第2跖楔关节、内侧楔舟关节、中间楔舟关节、跟骰关节、距下关节(后关节面)和胫距关节的接触面积均高于无肌力加载工况,并且第1跖

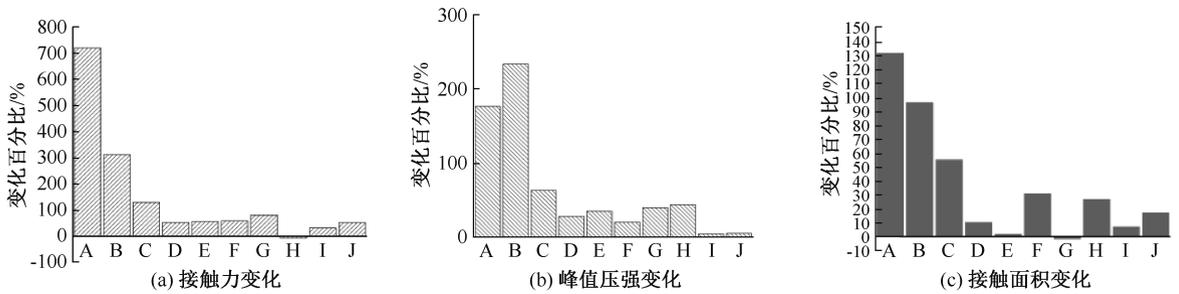


图3 肌力加载较无肌力加载时足各关节接触力、峰值压强和接触面积变化百分比对比

Fig. 3 Comparison of percentage changes for contact force, peak pressure and contact area of foot joints under muscle force loading in comparison with that without muscle force loading (a) Contact force change, (b) Peak pressure change, (c) Contact area change

趾关节($P=0.03$)、第1跖楔关节($P<0.01$)、中间楔舟关节($P<0.01$)以及距下关节(后关节面)($P=0.04$)的接触面积加载前后差异具有统计学意义(见表1和图2)。相比于无肌力加载工况,肌力加载后足第1跖趾关节、第2跖趾关节、第1跖楔关节、第2跖楔关节、内侧楔舟关节、中间楔舟关节、距舟关节、跟骰关节、距下关节(后关节面)和胫距关节的关节接触面积变化百分比分别为132.20%、96.55%、55.41%、10.34%、1.80%、30.97%、-1.73%、26.87%、7.14%和17.07%(见表2和图3)。

4 讨论

肌力是深入探究足生物力学机制的重要环节。肌力加载能够更准确地在体外模拟足部各种不同的运动状态和载荷环境。Chu等^[8]对7具新鲜足标本有无模拟肌肉活动两种加载状态下足弓参数的测量结果表明,肌肉活动是引起足弓变化的主要影响因素。然而,近年来,大部分足踝体外生物力学实验进行加载时普遍忽略肌肉运动的模拟,推测这与肌力计算方式的多样性有关^[9-11]。

目前,肌力的计算方法主要分为3种:①通过直接测量肌肉的形态学数据来进行肌力的计算^[12]。但该方法忽略了肌力的激活程度,不符合人体真实情况;②形态学测量结合表面肌电测试^[13]。即通过表面肌电测试方法分析相关肌力的激活程度,与形态学测量结果相结合,一定程度上弥补了单纯形态学测量的缺陷。但目前神经系统对肌肉收缩的支配作用及其对肌力的影响单以皮肤表面的电信号输出为代表是否科学仍存在争议;③Opensim建

模技术^[14-18]。即基于人体骨骼肌肉模型,进行肌力的计算,对肌肉形态参数控制精细、计算误差小、计算速度快,目前主要应用于运动损伤及疾病的治疗与预防等方面,但在体外生物力学实验研究领域的应用尚不广泛,其结果可信度仍待进一步考究。

肌力计算方式的多样性和不确定性在一定程度上阻碍了足踝体外生物力学实验的发展进程。然而,无论是何种计算方式,肌力在人体复杂结构中的重要作用毋庸置疑。本研究针对有无肌力加载两种工况对足关节接触力、峰值压强和接触面积3个参数的影响进行探讨,以期为研究人员进行足踝体外生物力学实验的加载方式选择提供理论依据。

关节接触力是指在一定载荷下关节接触区域内的力的代数和,这一概念主要出现于标本的体外生物力学研究中,用来反映关节内部力的分布与传导情况。虽然有学者提出可应用有限元模型进行相关力学参数的预测,但预测误差在20%左右^[19],预测精度较低,最终应用于实验中仍有待进一步探究。本文主要探讨有无肌力加载对足标本各关节接触力的影响,使数据更具有客观真实性。结果表明,相比于无肌力加载,模拟肌力加载时足第1跖趾关节、第2跖趾关节、第1跖楔关节、第2跖楔关节、内侧楔舟关节、中间楔舟关节、距下关节(后关节面)和胫距关节的关节接触力均呈现增大趋势,但跟骰关节的变化趋势与之相反。由此可见,肌力加载会造成足关节内力的传导与分布发生改变,并且其对各关节的影响不一,在相关研究中应该对每一关节进行独立分析。

与关节接触力相同,关节峰值压强的概念也常出现于标本的体外生物力学实验中,与有限元研究中的应力概念相似^[20-21]。关节峰值压强代表关节内局部受压情况,常用来作为关节退变和关节炎发生概率的衡量指标。本实验结果表明,模拟肌力加载时足第1跖趾关节、第2跖趾关节、第1跖楔关节、第2跖楔关节、内侧楔舟关节、中间楔舟关节、距舟关节、跟骰关节、距下关节(后关节面)和胫距关节的关节峰值压强较无肌力加载工况均出现不同程度的增大,这与 Matsui 等^[22]所持跟腱负荷会导致后足部分关节峰值压强增加的观点一致,说明进行以足关节峰值压强为参数的相关标本生物力学实验时,需要考虑肌力加载对测量数据的影响。但在相同加载条件下,本实验所测跟骰关节峰值压强却显著大于 Nadaud 等^[13]所测结果,推测与加载方式和标本个体差异性等因素有关。

关节接触面积是评价关节是否符合关节生理接触状态的重要参数。本实验通过对比两种加载状态下足各关节的接触面积,发现相比于无肌力加载工况,模拟肌力加载时足第1跖趾关节、第2跖趾关节、第1跖楔关节、第2跖楔关节、内侧楔舟关节、中间楔舟关节、跟骰关节、距下关节(后关节面)和胫距关节的关节接触面积明显增大,而距舟关节的接触面积却呈现减小的变化趋势,说明在通过大体标本实验进行足关节疾病或术后足关节接触特性的评价时,有无肌力加载对其有重要影响。Kia 等^[9]测量了6具足标本在中立位状态时的第1跖趾关节接触面积为69 mm²,与本实验结果相仿,证明本实验结果具有可参考性。

本文结果显示,进行小腿后群和外侧群肌加载对足关节接触力的影响最大,其次是关节峰值压强,对关节接触面积的影响较小。其中,肌力加载对前足关节力学参数的影响最大,前足关节接触力、峰值压强和接触面积的变化范围分别为50.82%~719.28%、28.03%~232.82%和10.34%~132.20%;肌力加载对中足关节力学参数也有一定影响,其接触力、峰值压强和接触面积的变化区间分别为-7.83%~79.98%、20.03%~44.04%和-1.73%~30.97%;肌力加载对后足关节影响最小,其接触力、峰值压强和接触面积的变化区间分别为30.35%~50.34%、4.33%~5.27%和7.14%~17.07%。

综上所述,本实验从足关节内力的分布与传导情况、关节内局部受压情况以及关节接触特性3个方面探讨两种加载方式对足关节动力学特征影响,研究结果可为足踝体外生物力学实验选择合适的加载方式提供部分生物力学参考依据。本研究的局限性如下:①尸体标本的肌力加载属于被动加载,而实际活体的肌肉主动收缩,在步态周期过程中,小腿肌群各个肌肉的发力次序、发力节奏以及肌肉收缩之间的协调关系不同,使得本实验与实际活体存在具有一定差异;②由于目前对踝关节跖屈和背屈状态下小腿各个肌肉激活程度的研究有限,故本文只进行踝关节中立位状态时的加载,未针对步态周期进行肌力加载。

5 结论

足踝标本生物力学实验中,进行肌力加载将对足各关节的关节接触力、峰值压强或接触面积均产生显著影响,以前足最显著。本研究结果为足踝体外标本生物力学研究中加载方法选择提供重要参考。

参考文献:

- [1] JAMIESON MD, STAKE IK, BRADY AW, *et al.* Anterior inferior tibiofibular ligament suture tape augmentation for isolated syndesmotic injuries [J]. *Foot Ankle Int*, 2022, 43(7): 994-1003.
- [2] TESTA EJ, WALSH D, PATEL D, *et al.* Supination adduction vertical medial malleolar fracture fixation with buttress plating vs a novel screw-only construct: A cadaveric biomechanical study [J]. *Foot Ankle Int*, 2022, 43(6): 810-817.
- [3] AYDOGAN U, ROUSH EP, MOORE BE, *et al.* Biomechanical consequences of adding plantar fascia release to metatarsal osteotomies: Changes in forefoot plantar pressures [J]. *J Orthop Res*, 2017, 35(4): 800-804.
- [4] LAMOTHE J, BAXTER JR, GILBERT S, *et al.* Effect of complete syndesmotic disruption and deltoid injuries and different reduction methods on ankle joint contact mechanics [J]. *Foot Ankle Int*, 2017, 38(6): 694-700.
- [5] KIA C, YOSHIDA R, COTE M, *et al.* First metatarsophalangeal contact properties following proximal opening wedge and scarf osteotomies for hallux valgus correction: A biomechanical study [J]. *Foot Ankle Int*, 2017, 38(4):

- 430-435.
- [6] VORA AM, TIEN TR, PARKS BG, *et al.* Correction of moderate and severe acquired flexible flatfoot with medializing calcaneal osteotomy and flexor digitorum longus transfer [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2006, 88(8): 1726-1734.
- [7] 张鹏, 夏江, 俞光荣, 等. Evans 手术对跟骰关节压力影响的生物力学研究[J]. *中国临床解剖学杂志*, 2012, 30(3): 337-341.
- [8] CHU IT, MYERSON MS, NYSKA M, *et al.* Experimental flatfoot model: The contribution of dynamic loading [J]. *Foot Ankle Int*, 2001, 22(3): 220-225.
- [9] KIA C, YOSHIDA R, COTE M, *et al.* First metatarsophalangeal contact properties following proximal opening wedge and scarf osteotomies for hallux valgus correction: A biomechanical study [J]. *Foot Ankle Int*, 2017, 38(4): 430-435.
- [10] CLANTON TO, WHITLOW SR, WILLIAMS BT, *et al.* Biomechanical comparison of 3 current ankle syndesmosis repair techniques [J]. *Foot Ankle Int*, 2017, 38(2): 200-207.
- [11] WENG Q, LIN C, LIU Y, *et al.* Biomechanical analysis of a novel syndesmotic plate compared with traditional screw and suture button fixation[J]. *J Foot Ankle Surg*, 2020, 59(3): 522-528.
- [12] TITLE CI, JUNG HG, PARKS BG, *et al.* The peroneal groove deepening procedure: A biomechanical study of pressure reduction [J]. *Foot Ankle Int*, 2005, 26(6): 442-448.
- [13] NADAUD JP, PARKS BG, SCHON LC. Plantar and calcaneocuboid joint pressure after isolated medial column fusion versus medial and lateral column fusion: A biomechanical study [J]. *Foot Ankle Int*, 2011, 32(11): 1069-1074.
- [14] SCARTON A, JONKERS I, GUIOTTO A, *et al.* Comparison of lower limb muscle strength between diabetic neuropathic and healthy subjects using OpenSim [J]. *Gait Posture*, 2017, 58: 194-200.
- [15] ROELKER SA, CARUTHERS EJ, HALL RK, *et al.* Effects of optimization technique on simulated muscle activations and force [J]. *J Appl Biomech*, 2020, 14: 1-20.
- [16] BANKS JJ, UMBERGER BR, CALDWELL GE. EMG optimization in OpenSim: A model for estimating lower back kinetics in gait [J]. *Med Eng Phys*, 2022, 103: 103790.
- [17] WILLSON AM, ANDERSON AJ, RICHBURG CA, *et al.* Full body musculoskeletal model for simulations of gait in persons with transtibial amputation [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2022, 2: 1-12.
- [18] MONTEFIORI E, FIIFI HC, MAZZÀ C. Variations of lower-limb joint kinematics associated with the use of different ankle joint models [J]. *J Biomech*, 2022, 136: 111072.
- [19] MORGAN OJ, HILLSTROM HJ, BITAR R, *et al.* Finite element modeling of planus and rectus foot types for the study of first metatarsophalangeal and first metatarsocuneiform joint contact mechanics [J]. *J Biomech Eng*, 2022, 144(8): 081005.
- [20] 杜玮瑾, 陈维毅. 足部三维有限元模型的建立及验证[J]. *医用生物力学*, 2021, 36(S1): 142.
- [21] 李亚琦, 黄尚军, 张蓓华, 等. 唐氏综合征患儿站立时足踝应力传导模式研究[J]. *医用生物力学*, 2022, 37(1): 59-65.
- LI YQ, HUANG SJ, ZHANG BH, *et al.* Force transmission mode of foot ankle in children with Down's syndrome during standing [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(1): 59-65.
- [22] MATSUI T, KUMAI T, KAMIJO S, *et al.* Effect of ankle motion and tensile stress at the achilles tendon on the contact pressure between the achilles tendon and the calcaneus [J]. *J Foot Ankle Surg*, 2021, 60(4): 753-756.