

文章编号: 1004-7220(2024)03-0469-07

外侧楔形鞋垫对足踝生物力学影响的有限元分析

杜玮瑾, 陈维毅, 郭媛

(太原理工大学 生物医学工程学院, 太原 030024)

摘要:目的 探究外侧楔形鞋垫对足踝内部组织(包括足骨、关节和韧带)的生物力学影响。方法 建立并验证足踝-鞋垫-地面三维有限元模型,探究步态3个关键瞬间赤足模型和鞋垫干预模型的足底压力分布、关节接触压力、跖骨及主要韧带的应力。结果 5°外侧楔形鞋垫模型足底峰值压力比赤足模型减小65.8%。鞋垫干预使楔舟关节处峰值接触压力减小;距下关节处峰值接触压力和第4、5跖骨处峰值应力增大。结论 本研究量化评估了外侧楔形鞋垫对足踝各部分的生物力学影响,提出了可适当减小外侧楔形鞋垫第4、5跖骨处倾斜角度的设计建议。

关键词: 外侧楔形鞋垫; 足底压力分布; 关节接触压力; 有限元分析; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.03.014

Biomechanical Effects of Lateral Wedge Insoles on Foot and Ankle: A Finite Element Analysis

DU Weijin, CHEN Weiyi, GUO Yuan

(College of Biomedical Engineering, Taiyuan University of Technology, Taiyuan 030024, China)

Abstract: **Objective** To investigate the biomechanical effects of lateral wedge insole (LWI) on internal tissues of the foot and ankle (including foot bones, joints, and ligaments). **Methods** A three-dimensional finite element model of the foot-insole-ground was developed and validated, and the plantar pressure distributions, contact pressures on joints, and peak stresses on metatarsals and major ligaments in barefoot model and insole intervention models at three key gait instants were explored. **Results** The 5° LWI model reduced the peak plantar pressure by 65.8% compared to the barefoot model. Insole interventions decreased the peak contact pressure at the cuneonavicular joint, but increased the peak contact pressure at the subtalar joint and peak stress at the 4th and 5th metatarsals. **Conclusions** This study quantitatively assesses the biomechanical effects of LWI on various parts of the foot and ankle, and suggests a design that can appropriately reduce the inclination angle of LWI at the 4th and 5th metatarsals.

Key words: lateral wedge insole; plantar pressure distribution; joint contact pressure; finite element analysis; biomechanics

膝关节骨关节炎(knee osteoarthritis, KOA)是一种慢性退行性关节疾病,严重影响患者的生活质量^[1]。KOA的患病率在60岁以上的人群中高达

50%,在75岁以上的人群中高达80%^[2]。KOA早期阶段,膝关节内侧间室的负荷增加,导致步态畸形,甚至引发下肢其他关节的功能障碍。及时有效

收稿日期:2024-04-08;修回日期:2024-04-21

基金项目:国家自然科学基金项目(11772214)

通信作者:陈维毅,教授,E-mail: chenweiyi211@163.com

的物理治疗有助于延缓 KOA 的进展,改善患者的生活质量。外侧楔形鞋垫(lateral wedge insole, LWI)干预是一种经济的非侵入性干预措施,可通过调整早中期 KOA 患者的下肢力线来缓解症状。

外侧楔角(lateral wedge angle, LWA)是 LWI 的关键设计特征,已被证明在减少膝关节内收力矩峰值和缓解 KOA 方面具有一定的功效^[3]。但这种设计特征对足踝组织的生物力学影响,目前尚不清晰。由于足踝复合体结构复杂性和在体实验条件的限制,以往研究主要集中于分析 LWI 介入足底的下肢运动^[4-5]和地面反作用力(ground reaction force, GRF)的变化规律^[6-7],而较少关注 LWI 干预条件下步态中足各组织内部及组织间相互作用。因此,有必要针对不同 LWA 鞋垫干预措施对足内部各组织影响进行定量评估,这对有踝关节外科疾病,包括骨折、韧带损伤、发育不良、踝关节痛风、类风湿关节炎等的患者尤为必要。

足部解剖结构复杂,不同运动和载荷状态下各结构的应力各不相同。这些应力和应变的改变涉及非线性计算,无法用精确的数学解析方程进行分析和描述。虽然尸体实验和体内测量方法已被用于研究足内部的生物力学^[8],但系统地评估足踝复合体的负荷分布仍然具有挑战性。有限元分析可以用来研究矫正鞋垫对足底压力的影响,还可以优化鞋垫几何形状以降低足底压力峰值^[9-11],并评估内侧矫正鞋垫对骨应力和足底筋膜张力的影响^[12]。然而,多数关于 LWI 的有限元分析只集中于其对膝关节的影响^[13]。有关 LWI 干预对足骨骼、关节、韧带等的影响,还鲜有报道。

为了探究 LWI 干预对足内部组织的影响,揭示 KOA 患者产生足踝疼痛等伴随症^[14]的可能原因,本文建立足三维有限元模型,深入研究 LWI 干预下志愿者步行运动过程中足底压力分布、足关节接触压力,以及跖骨和韧带应力分布。本研究结果有助于进一步了解足各部分的功能和足部疾病发生的可能机制,为 KOA 甚至伴随足踝疾病患者个性化定制 LWI 等矫形器具提供生物力学依据。

1 方法

分别建立足踝、LWA 分别为 0°、5°和 7°鞋垫以及足踝-鞋垫-地面三维有限元模型,并进行模型的

有效性验证。模拟分析步行 3 个关键瞬间的足底压力分布、关节接触压力、跖骨及主要韧带的应力。

1.1 足踝三维有限元模型建立

招募 1 名健康右利腿男性志愿者,年龄 26 岁,身高 175 cm,体质量 65 kg。经专业医生面诊,该志愿者无任何下肢肌肉损伤及病理史,无任何足踝畸形,足弓正常,足后跟无内外翻。本研究通过太原理工大学伦理委员会批准(TYUT-202105001),遵循《赫尔辛基宣言》。志愿者被告知实验程序并签署书面知情同意书,同意进行 CT 扫描、步态测量以及足底压力数据采集。

将右足 CT 数据导入 Mimics 19.0 (Materialise 公司,比利时)和 3-matic 中进行三维重建。在 HyperMesh 中划分网格,各骨骼的单元尺寸根据骨骼长度设置为 1、2 mm。设置软组织贴附骨骼内表面的单元尺寸为 1.5 mm,外表面的单元尺寸为 6 mm,生成由内向外逐渐增大的体网格,单元类型为 C3D4,足踝骨骼和软组织有限元模型共计 455 319 个单元。基于实体模型,利用可以承受轴向载荷的桁架单元构建 111 条韧带和 5 条足底筋膜。

将各实体模型导入 ABAQUS 2017 (Simulia 公司,法国)组装后,对每一部件进行材料参数设置。各组织均被简化为均匀、各向同性的线性弹性材料,关节处骨骼最上层网格,赋予软骨材料属性,构建为关节软骨层。根据文献^[15-16]设置各组织材料属性(见表 1)。定义关节之间的接触为无摩擦面面接触^[17]。韧带节点与其节点附着区域绑定。封装的软组织内表面和骨骼之间绑定。

表 1 足踝有限元模型的材料属性^[15-16]

Tab. 1 Material properties defined in the foot-ankle finite element model^[15-16]

组织	弹性模量/MPa	泊松比	横截面积/mm ²
骨	7 300	0.3	—
软骨	1	0.4	—
韧带	260	—	18.4
足底筋膜	350	—	58.6
外部软组织	1.15	0.49	—

1.2 足踝-鞋垫-地面三维有限元模型建立

建立 3 种 LWA 全长鞋垫的三维有限元模型,分别为内侧和外侧高度均为 3 mm 的 LWI-0°鞋垫;内、外侧高度分别为 3、10 mm, LWA 为 5°的 LWI-5°鞋垫;内、外侧高度分别为 3、13 mm, LWA 为 7°的

LWI-7°鞋垫。其中,5°是膝关节恢复和患者穿戴适应之间的最优选择^[18],7°是该受试者试穿后心理和生理上能接受的最大外楔角度。鞋垫采用醋酸乙烯酯泡沫材料,弹性模量为84 MPa,泊松比均为0.4^[19]。建立尺寸为300 mm×200 mm×20 mm平板,平板由混凝土上层和刚体下层组成,用于模拟地面支撑层,其网格单元类型为C3D8R,平板上层弹性模量为17 GPa,泊松比为0.1。平板与足底平行,组装成足踝-地面有限元模型。足踝-地面交界面切线方向摩擦因数设置为0.6,法线方向设置为硬接触。以此模型为基础,在足底和平板中间插入鞋垫有限元模型,平板和鞋垫底面平行,足踝-鞋垫交界面切线方向摩擦因数为0.1^[10],鞋垫-地面交界面摩擦因数为0.6^[15],法线方向均为硬接触[见图1(a)]。

1.3 有限元模型验证

有限元模型与真实站立状态基本一致,但建模过程进行了一定程度的简化,故利用静态足底压力实验验证模型的有效性。

志愿者赤足或穿用LWI-0°、LWI-5°和LWI-7°站立于Footwork电子板的正中央,通过自我调整使

足底尽量贴合鞋垫形状。采集时,志愿者静态站立,放松且双眼平视,整个测量过程持续10 s,每个站立状态采集3次有效数据,测量间隔给予志愿者充分的休息时间,采集静态足底压力中心(center of pressure, COP)及峰值。

将整体模型中胫骨、腓骨及关联的软组织近端横截面表面固定约束,施加325 N(志愿者体重的50%)的载荷,方向为垂直地面向上,施加位置由静态足底压力实验采集的COP决定,模拟静态站立。对比静态足底压力实验结果与有限元模型的预测结果,验证有限元模型的有效性。

1.4 边界条件和载荷工况

选取步态站立期中3个瞬间作为研究时间节点,重点探究这些步态瞬间赤足和LWI-0°、5°和7°干预的足踝生物力学。3个时间节点分别为:第1峰值垂直GRF(first peak VGRF, FP)、垂直GRF波谷(valley VGRF, VA)和第2峰值垂直GRF(second peak VGRF, SP)。步态中的足姿态依据之前步态实验^[19]中矢状面上胫骨与地面相对角度(tibia with respect to lab angles, TIBA)[见图1(b)]调整模型。调整好足姿态后,在相应模型的刚性板下方施加对

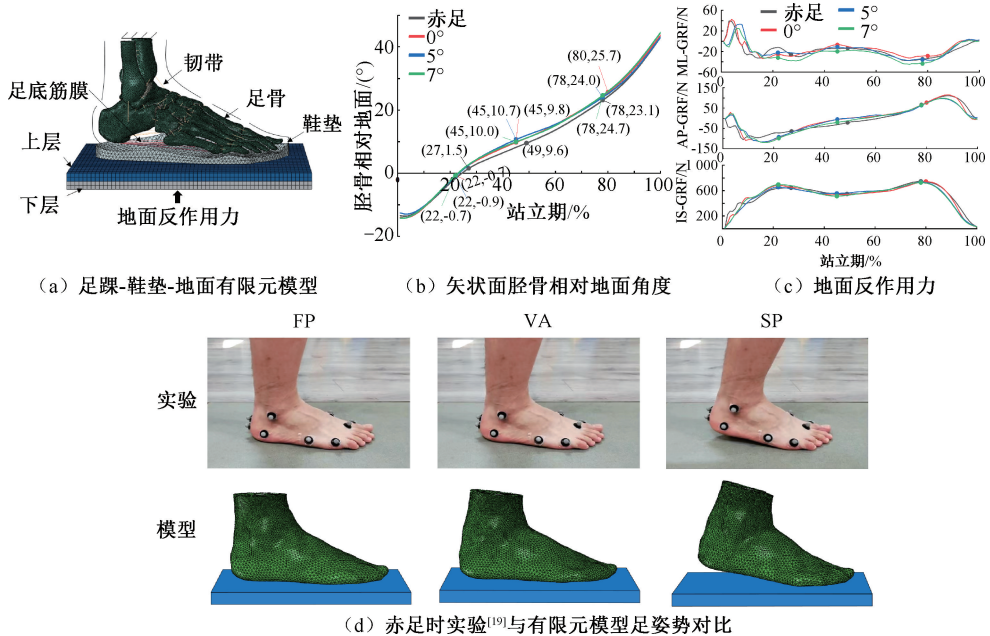


图1 模型建立、足部姿态调整和载荷工况

Fig. 1 Modelling, foot posture adjustment and loading (a) Foot-insole-ground finite element model, (b) TIBA in sagittal plane, (c) Ground reaction forces, (d) Comparison of experimental^[19] and finite element model foot morphology under barefoot condition

注:ML为内-外方向;AP为前-后方向;IS为上-下方向。

应的载荷,即 3 个方向的 GRF[见图 1(c)],施加位置由步态实验中 COP 决定。图 1(d)以赤足为例,展示了 3 个步态瞬间的足姿态。

1.5 模型输出和分析

分析赤足和穿着 3 种角度 LWI,3 个步态瞬间(FP、VA 和 SP)的足底压力分布、足关节接触压力、跖骨及主要韧带的应力。

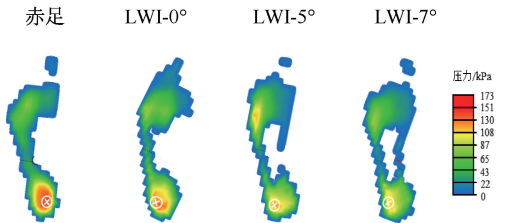
2 结果

2.1 模型有效性验证

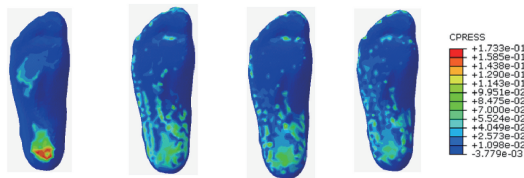
对比静态足底压力实验与有限元模型预测的足底压力分布结果发现,从接触区域上看,足底-地面或足底-鞋垫上表面的接触均发生在跟骨和跖骨区域,且峰值压强均出现在跟骨(见图 2)。赤足和穿用 LWI-0°、LWI-5°和 LWI-7°站立时,静态压力实验的峰值压强分别为 164、156、136、125 kPa;有限元模型预测的峰值接触压力分别为 173、140、128、119 kPa。各站立条件下,有限元模型预测的足底峰值压力与实验测量值的趋势相同,均为随着 LWA 的增大,足底压力峰值降低,两者相关误差为 4%~11%,最大误差不超过 16 kPa,验证了该模型的有效性。

2.2 足底压力分布

比较不同步态瞬间赤足模型和 LWI-0°、LWI-5°和 LWI-7°干预模型中足底压力分布发现,FP 瞬间,



(a) 实验结果



(b) 有限元结果

图 2 静态站立实验测量和有限元模型预测的足底压力分布对比

Fig. 2 Comparison of plantar pressure distributions between measurements and finite element model predictions during static standing (a) Experiment results, (b) Finite element results

足底压力主要分布在跟骨和跖骨。鞋垫干预下,接触区域从跟骨处逐渐扩大,峰值足底压力位置逐渐向跟骨外侧转移。与赤足模型相比,LWI 干预使足底压力峰值均大幅下降,其中 LWI-5°模型峰值足底压力下降幅度最大,达到 65.8%。VA 瞬间,全足与地面完全接触,足底接触区域扩展到全足底,除跟骨和跖骨外,趾骨也与地面接触,峰值足底压力出现在跟骨前端。LWI-0°干预模型中足底压力峰值下降最大,为 48.0%。SP 瞬间,只有跖骨和趾骨接触地面,峰值足底接触压力出现在第 4、5 跖骨区域,LWI-0°干预略微小于赤足峰值接触压力,而 LWI-5°和 LWI-7°干预则增大了峰值接触压力(见图 3)。

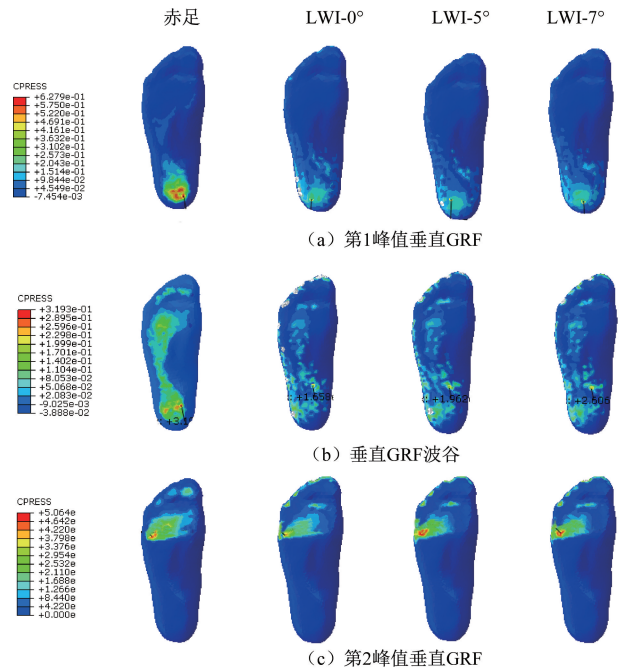


图 3 不同步态瞬间足底压力分布

Fig. 3 Plantar pressure distributions at different stance instants (a) First peak VGRF, (b) Valley VGRF, (c) Second peak VGRF

2.3 关节接触压力

接触压力是观察关节之间接触特性的重要指标。本文发现,FP 瞬间,除第 2、3 和 4 跖跗关节外,其他关节处的接触压力均存在差异。与赤足模型相比,各 LWI 模型距下、距舟和第 5 跖跗关节的接触压力均增加,而踝关节、楔舟和第 1 跖跗关节的接触压力均降低;各 LWI 模型中,距下和距舟关节处,LWI-0°干预模型的接触压力最高,分别为 620、190 kPa,LWI-5°干预模型的接触压力最低,分别为

500、140 kPa, LWI-7°干预模型位于两者之间;外楔舟关节处, LWI-0°干预模型的最低接触压力为40 kPa, 而 LWI-5°和 LWI-7°干预模型的接触压力高于 LWI-0°模型, 数值相近[见图 4(a)]。

VA 瞬间, 赤足模型和 LWI-0°、LWI-5°和 LWI-7°干预模型, 距下、楔舟以及第 4、5 跗跖关节的接触压力存在差异。与赤足模型相比, 各 LWI 模型内楔舟、中楔舟、外楔舟以及第 4、5 跗跖关节的接触压力均降低, 只有距下关节增加; 各 LWI 模型中, 中楔舟和外楔舟关节处, LWI-7°干预模型的接触压力最低, 分别为 360、340 kPa, LWI-0°和 LWI-5°干预模型的接触压力高于 LWI-7°模型, 数值相近[见图 4(b)]。

SP 瞬间, 赤足模型和 LWI-0°、LWI-5°和 LWI-7°干预模型中, 楔舟以及第 1、2、4 和 5 跗跖关节的接触压力存在差异。与赤足模型相比, 各 LWI 模型内

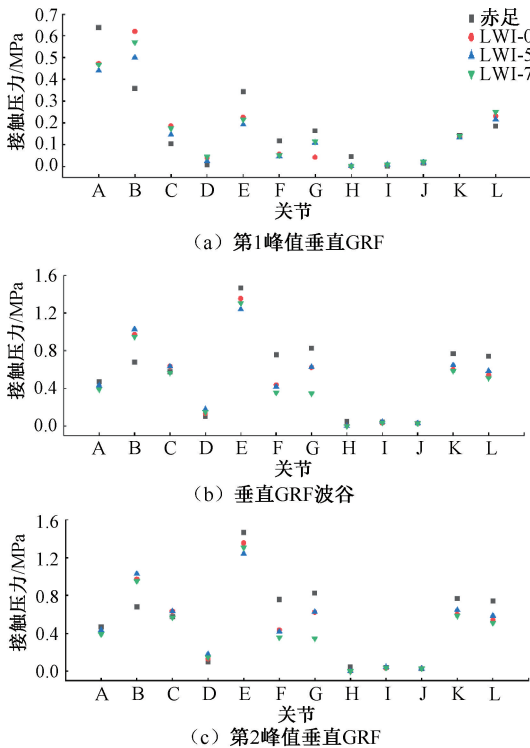


图 4 不同步态瞬间关节接触压力对比
Fig. 4 Comparison of joint contact pressure for the four models (a) First peak VGRF, (b) Valley VGRF, (c) Second peak VGRF

注: A-踝关节, B-距下关节, C-距舟关节, D-跟骰关节, E-内楔舟关节, F-中楔舟关节, G-外楔舟关节, H-第 1 跗跖关节, I-第 2 跗跖关节, J-第 3 跗跖关节, K-第 4 跗跖关节, L-第 5 跗跖关节。

楔舟以及第 1、4、5 跗跖关节的接触压力均降低, 只有跟骰、第 2 跗跖关节增加; 各 LWI 模型中, 内楔舟和第 4 跗跖关节处, LWI-0°干预模型的接触压力最高, 分别为 2.57、1.22 MPa, LWI-5°干预模型接触压力最低, 分别为 2.03、0.97 MPa, LWI-7°干预模型接触压力位于两者之间[见图 4(c)]。

2.4 跖骨应力

比较不同瞬间赤足模型和 LWI-0°、LWI-5°和 LWI-7°干预模型跖骨 von Mises 应力发现, FP 瞬间, 应力峰值均主要集中在第 2、3 跖骨中部, 且第 2 跖骨的中部应力值最高。鞋垫干预模型中应力集中降低, LWI-0°干预模型的降低程度优于 LWI-5°和 LWI-7°干预模型。VA 瞬间, 应力分布均主要集中在第 2、3、4 跖骨中部。此外, 鞋垫干预模型跖骨应力从足的内侧转移到外侧; 随着 LWA 的增加, 第 2 跖骨中部的峰值应力降低, 第 4 跖骨中部的峰值应力增加。SP 瞬间, 应力均主要集中在第 2、3、4、5 跖骨中部; 赤足模型的峰值应力出现在第 2 跖骨中部; 干预模型中, 跖骨应力分布和峰值应力从第 2 跖骨转移到第 5 跖骨; 其中, LWI-5°干预模型的转移效应最为明显, 超过了 LWI-7°干预模型(见图 5)。

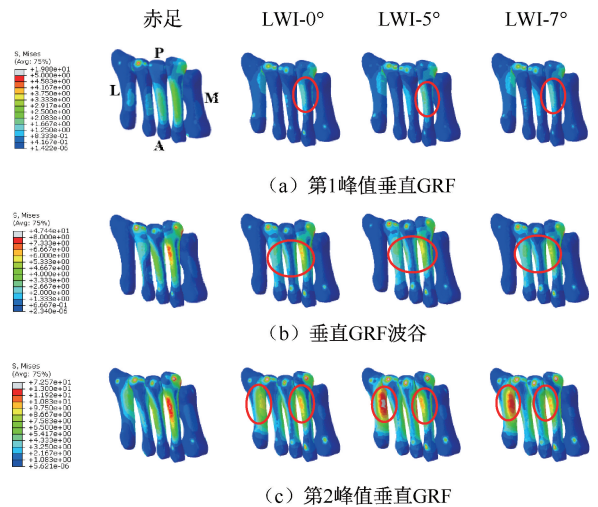


图 5 不同步态瞬间跖骨 von Mises 应力对比

Fig. 5 Comparison of metatarsal von Mises stress at different stance instants (a) First peak VGRF, (b) Valley VGRF, (c) Second peak VGRF

注: M-内; L-外; A-前; P-后。

2.5 韧带应力

分析不同瞬间赤足模型和 LWI-0°、LWI-5°和 LWI-7°干预模型中足韧带的轴向(S11)应力峰值发

现,FP 瞬间,干预模型中除骰舟韧带应力峰值减小外,其余韧带应力均大于赤足模型;跟骰、距舟韧带和足底筋膜应力随着 LWA 增大而增大;干预模型中,距舟韧带的应力峰值分别增加了 59.2%、65.6% 和 71.1%。VA 瞬间,干预模型中三角韧带、足底长韧带、足底筋膜和骰舟韧带应力增大,跟骰足底韧带、跟舟韧带和距舟韧带应力减小;跟舟韧带应力随着 LWA 的增大而减小,骰舟韧带应力随着 LWA 的增大而增大。SP 瞬间,干预模型中除跟骰足底韧带应力减小外,其余韧带应力基本为增大趋势,足底长韧带和骰舟韧带应力随着 LWA 的增大而增大;LWI-5°模型三角韧带、跟骰足底韧带、足底筋膜和距舟韧带的应力峰值会大于 LWI-0°和 LWI-7°模型(见图 6)。

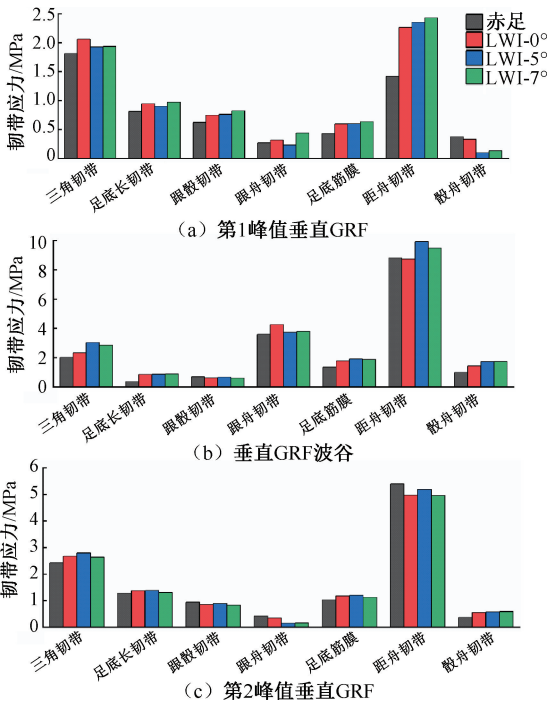


图 6 韧带峰值轴向应力对比

Fig. 6 Comparison of peak axial stress of ligaments (a) First peak VGRF, (b) Valley VGRF, (c) Second peak VGRF

3 讨论

LWI 干预是物理治疗早中期 KOA 的一种有效方法,前人针对 LWI 对膝关节的影响开展深入研究^[13],但其对足踝生物力学的影响尚不清楚。LWI 干预可能会改变足踝复合体的行为,引发足内部和足底负荷的变化,并可能对伴有踝关节疾病的患者

带来负面影响。本文建立足踝-鞋垫-地面三维有限元模型,评估步行过程中不同 LWA(0°、5°和 7°)鞋垫干预对足部主要组织(足骨骼、韧带和关节)的生物力学影响。

足底压力已被证明是临床检查中的重要指标,鞋垫干预步行过程中,足底压力峰值的位置会发生外侧偏移,这与之前的研究结果一致^[19]。对比赤足模型,FP、VA 瞬间,干预模型足底压力峰值均明显下降,表明穿着鞋垫有利于降低足底的压力峰值。SP 瞬间,准备推离身体,为下一个步态助力,只有跖骨和趾骨接触地面,此时足底接触压力峰值出现在第 4、5 跖骨区域,与实际步行过程相符。但 LWI-5°和 LWI-7°干预模型足底压力峰值大于赤足模型和 LWI-0°干预模型时,可能会在负重活动中引发不适,加速足踝症状的出现和进展。因此,设计 LWI 时,在不影响鞋垫功效的同时,可考虑适当减缓鞋垫第 4、5 跖骨区域的倾斜角度。

人在走路过程中,力通过关节进行传递,进而完成身体运动。关节表面的过度接触被认为是骨关节炎的主要因素^[20]。研究发现,步态中各关节之间的接触压力发生明显改变,推测原因是不同运动状态下受载的主要关节不同,故发生改变的主要关节也略有不同。FP 和 VA 瞬间,LWI 主要改变了距下关节、楔舟关节以及第 5 附跖关节处的接触压力。SP 瞬间,LWI 主要改变了楔舟关节和第 2、4、5 附跖关节处的接触压力。从数值上看,LWI 使楔舟关节处的接触压力有明显下降,但在距下关节处有明显上升。楔舟关节是足弓形成的重要关节,猜测 LWI 对足弓在一定程度上是有利的,但过高的距下关节接触压力可能会诱发足关节炎。

当 LWI 干预时,骨性结构和韧带的应力也发生了明显变化。由于跖骨的几何形状比其他足部骨骼更薄更长,并且具有负重和缓冲的作用,因此很容易发生骨折^[15]。跖骨处应力分布发生了侧向转移,从第 2 跖骨处向第 4、5 跖骨处转移,尤其是 SP 瞬间,应力峰值甚至已经完全转移到第 5 跖骨处,这大大增加了第 4、5 跖骨骨折的风险。对于踝关节和维持足弓韧带,LWI 的干预会使三角韧带的应力增大。尽管足弓处关节接触压力明显下降,但维持足弓功效的很多韧带都出现了不同程度的应力增加,这无疑会增加韧带断裂的风险,影响足弓发挥功效。

本研究也有一定的局限性,仅模拟分析了步行过程中3个关键瞬间LWI对足踝各组织的生物力学影响。今后可进行整个步行过程的动态分析,全面了解LWI对足踝各组织的影响。

4 结论

本文根据足部解剖结构,建立了足踝-鞋垫-地面三维有限元模型,并通过静态足底压力实验验证了模型的有效性。加载步行过程中3个关键瞬间的3个方向GRF,探究赤足和LWI-0°、5°和7°干预下,足与支撑面的接触特性、足关节接触特性、足骨和主要韧带应力。本研究结果有助于进一步了解足各部分的功能和足部疾病发生的可能机制,为KOA,尤其是伴有足踝疾病患者使用和个性化定制LWI等矫形器具提供了生物力学依据。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:杜玮瑾负责研究设计、数值计算、数据分析及论文撰写;陈维毅负责论文指导及修改;郭媛负责提供资源、论文指导及修改。

参考文献:

- [1] LOESER RF, GOLDRING SR, SCANZELLO CR, et al. Osteoarthritis: A disease of the joint as an organ [J]. *Arthritis Rheum*, 2012, 64(6): 1697-1707.
- [2] CULVENOR AG, OIESTAD BE, HART HF, et al. Prevalence of knee osteoarthritis features on magnetic resonance imaging in asymptomatic uninjured adults: A systematic review and meta-analysis [J]. *Br J Sports Med*, 2019, 53(20): 1268-1278.
- [3] DESSERTY Y, BELZILE E, TURMEL S, et al. Effects of foot orthoses with medial arch support and lateral wedge on knee adduction moment in patients with medial knee osteoarthritis [J]. *Prosthet Orthot Int*, 2017, 41(4): 356-363.
- [4] SHIMADA S, KOBAYASHI S, WADA M, et al. Effects of disease severity on response to lateral wedged shoe insole for medial compartment knee osteoarthritis [J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2006, 87(11): 1436-1441.
- [5] 李鸣, 刘安民, 汪方, 等. 不同硬度楔形鞋垫对膝关节内翻力矩的影响[J]. *医用生物力学*, 2017, 32(6): 524-528.
LI M, LIU AM, WANG F, et al. The effect of lateral wedge insoles with different stiffness on knee adduction moment [J]. *J Med Biomech*, 2019, 32(6): 524-528.
- [6] LEITCH KM, BIRMINGHAM TB, JONES IC, et al. In-shoe plantar pressure measurements for patients with knee osteoarthritis: Reliability and effects of lateral heel wedges [J]. *Gait Posture*, 2011, 34(3): 391-396.
- [7] 邱荣美, 王德强. 外侧楔形鞋垫对内侧膝骨关节炎下肢关节力学影响的研究进展[J]. *中国医学工程*, 2019, 27(3): 38-43.
- [8] ERDEMIR A, HAMEL AJ, FAUTH AR, et al. Dynamic loading of the plantar aponeurosis in walking [J]. *JBJS*, 2004, 86(3): 546.
- [9] AB RASHID M, RAMLEE MH, GAN HS, et al. Effects of badminton insole design on stress distribution, displacement and bone rotation of ankle joint during single-leg landing: A finite element analysis [J/OL]. *Sports Biomech*, 2022, doi: 10.1080/14763141.2022.2086168.
- [10] KIM J, CHOI J, KANG YJ, et al. Development of customized insole design framework based on digital twin [J]. *Int J Precis Eng, Manuf*, 2024(25): 785-798.
- [11] 胡军, 刘国庆, 王芳, 等. 可变刚度缓冲鞋垫结构设计及优化[J]. *医用生物力学*, 2023, 38(3): 574-579.
HU J, LIU GQ, WANG F, et al. Structural design and optimization of cushioning insole with variable stiffness [J]. *J Med Biomech*, 2023, 38(3): 574-579.
- [12] GUO JC, WANG LZ, CHEN W, et al. Parametric study of orthopedic insole of valgus foot on partial foot amputation [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2016, 19(8): 894-900.
- [13] LIU X, ZHANG M. Redistribution of knee stress using laterally wedged insole intervention: Finite element analysis of knee-ankle-foot complex [J]. *Clin Biomech*, 2013, 28(1): 61-67.
- [14] PATERSON KL, HINMAN RS, HUNTER DJ, et al. Impact of concurrent foot pain on health and functional status in people with knee osteoarthritis: Data from the osteoarthritis initiative [J]. *Arthritis Care Res*, 2015, 67(7): 989-995.
- [15] WANG Y, LI Z, WONG DWC, et al. Effects of ankle arthrodesis on biomechanical performance of the entire foot [J]. *PLoS One*, 2015, 10(7): e0134340.
- [16] BEHFOROOTAN S, CHATZISTERGOS P, NAEMI R, et al. Finite element modelling of the foot for clinical application: A systematic review [J]. *Med Eng Phys*, 2017(39): 1-11.
- [17] WANG Y, WONG DWC, TAN Q, et al. Total ankle arthroplasty and ankle arthrodesis affect the biomechanics of the inner foot differently [J]. *Sci Rep*, 2019, 9(1): 13334.
- [18] 马秉贤, 包呼日查, 王一帆, 等. 国产3D打印矫形鞋垫治疗膝关节骨性关节炎的临床应用及疗效评价[J]. *科技导报*, 2023, 41(16): 136-144.
- [19] DU W, GUO Y, WANG C, et al. Biomechanical response of lower limb joints to lateral wedge insoles [J]. *Sci Rep*, 2024, 14(1): 107.
- [20] BUCKWALTER JA, MARTIN JA. Osteoarthritis [J]. *Adv Drug Deliv Rev*, 2006, 58(2): 150-167.