

足底外侧垫对距下关节接触特征影响的有限元分析

周恩昌, 唐萍, 朱传英, 刘士明

(聊城市第二人民医院, 山东 临清 252601)

【摘要】 目的: 建立下肢骨骼的三维有限元模型, 并用此模型分析佩戴不同角度足底外侧垫后距下关节接触特征的变化。方法: 利用逆向建模技术, 将正常成人志愿者下肢三维 CT 数据, 在 Mimics 10.0、Geomagic Studio 6.0 软件中对相关组织进行重建, 并和 ProE 5.0 中设计出足底外侧垫的计算机模型导入 Hyperwork 10.0 软件中进行网格划分, 赋予材料属性, 在 ABAQUS 6.9 中添加受力状况, 进行有限元分析。结果: 建立下肢骨骼及足部软组织三维有限元模型, 共 95 365 个节点、246 238 个单元。站立时距下关节的接触特征为后关节面的接触面积大于前中关节面, 峰值应力集中在后关节面的前外侧部分, 平均应力值(3.85±1.03) MPa。与 0°模型比较 4°、8°、12°和 16°模型的前、中、后距下关节的接触面积都相应减小, 前者 $|r|=0.964, P=0.008$; 后者 $|r|=0.978, P=0.002$, 均存在显著相关性。0°模型距下关节等效应力均值(3.07±1.14) MPa 至(3.85±1.03) MPa, 各区域之间差异无统计学意义。与 0°模型相比, 8°模型中前、中关节面等效应力均值显著减小($P<0.05$), 同时后距下关节面的峰值应力显著增大($P<0.05$)。在 12°模型中峰值应力会在此基础上急剧增大至(10.51±3.53) MPa, 与 8°模型比较差异有统计学意义($P<0.05$), 16°模型中虽然峰值应力略有增大, 但与 12°模型比较差异无统计学意义。结论: 佩戴足底外侧垫后获得的距下关节外翻是以距下后关节面应力集中为代价, 选择 8°倾斜角在提供适当外翻力矩同时不会造成载荷过度集中, 临床上不应盲目增加倾斜角度, 以免继发足踝部并发症。

【关键词】 距下关节; 足底外侧垫; 有限元分析; 足

DOI: 10.3969/j.issn.1003-0034.2017.01.009

Finite element analysis on the effect of lateral wedge insole intervention on the contact characteristics of the subtalar joint ZHOU En-chang, TANG Ping, ZHU Chuan-ying, and LIU Shi-ming. The Second Hospital of Liaocheng, Linqing 252601, Shandong, China

ABSTRACT Objective: To establish a three-dimensional finite element model of the lower limb bones, and investigate the changes of the contact characteristics of the subtalar joint after using laterally wedge insole intervention. **Methods:** Using the reverse modeling technology, the lower limb bones of normal adult volunteers was scanned by CT. Mimics 10.0 and Geomagic Studio 6.0 software were used to reconstruct the 3D morphology of bones and external soft tissue of the feet. The laterally wedge insole was designed in ProE 5.0. And then all the models were imported into Hyperwork 10.0 and meshed, and given the material properties. The finite element analysis was carried out in ABAQUS 6.9. **Results:** A three-dimensional finite element model of the lower extremity was established, which was consisted of 95 365 nodes and 246 238 elements. The contact area of the standing state of the lower joint was larger than that of the anterior middle joint surface. The peak stress was concentrated in the anterior lateral part of the posterior articular surface, and the average stress value was (3.85±1.03) MPa. Compared with the model of 0°, the contact area of the subtalar joint was reduced accordingly. There was a significant correlation between anterior middle joint $|r|=0.964, P=0.008$, and posterior articular $|r|=0.978, P=0.002$. The equivalent stress of 0° model distributed from (3.07±1.14) MPa to (3.85±1.03) MPa, which had no statistically difference. Compared with the 0° model, the equivalent stress of the anterior and middle joint surfaces of the 8° model was significantly reduced ($P<0.05$), but the peak stress of the posterior articular surface was significantly increased ($P<0.05$). In the 12° model, the peak stress was sharply increased to (10.51±3.53) MPa. Compared with 8° model, there was no statistically difference ($P<0.05$). Although the peak stress was slightly increased in 16° model, but compared with 12° model, there was no statistically differences ($P>0.05$). **Conclusion:** Although a certain valgus can be obtained in subtalar by wearing LWI, the result comes at the cost of the stress concentration on posterior surface. Through this study, we can find that LWI with 8° tilt angle could provide appropriate valgus moment without causing excessive concentration. Therefore, in order to avoid secondary ankle complications, we should not increase the tilt angle blindly.

KEYWORDS Subtalar joint; Laterally wedge insole; Finite element analysis; Foot

Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma, 2017, 30(1):38-41 www.zggszz.com

通讯作者: 周恩昌 E-mail: 878390121@qq.com

Corresponding author: ZHOU En-chang E-mail: 878390121@qq.com

足底外侧垫 (lateral-wedge insole ,LWI) 是预防膝关节内侧间室骨关节炎的常见措施之一, 研究认为 LWI 能对抗由地面反作用力引起的跟骨内翻, 使距下关节产生外翻, 胫距关节负重中心外移, 进而缓冲膝关节的内翻力矩, 对轻、中度患者常取得良好的临床效果^[1-2]。但有研究发现部分患者应用 LWI 后临床效果并不理想, 甚至出现足踝部疼痛等并发症^[3]。由此本试验对 0°、4°、8°、12° 和 16° 不同角度的 LWI 对距下关节接触面积、峰值应力、平均应力与不佩戴鞋垫模型进行对照研究, 以明确其相关性, 为选择合适的 LWI 提供依据。

1 材料与方法

1.1 数据收集及建模

健康志愿者 1 名, 46 岁, 男性, 身高 174 cm, 体重 75 kg。排除下肢有外伤史、骨关节畸形或疾病, 右下肢中立位自髌棘上缘至足底行 128 排螺旋 CT 平扫, 层厚 0.45 mm。CT 数据以 DICOM 格式输出到医用三维重建软件 Mimics 10.0, 通过阈值区分骨组织及软组织, 建立下肢及足底软组织的几何模型, 以 STL 文件导入逆向工程软件 Geomagic Studio 6.0 中, 对模型进行除噪点、平滑, 根据各组织的几何形状拟合出 Iges 曲面, 输到 ProE 5.0 中, 并与 LWI 计算机模型匹配组合。再导入有限元前处理软件 Hyperwork 10.0 中进行网格化, 依据韧带解剖位置添加 LINK 连接单元, 各骨骼间用 Tie 连接, 网格模型整体导入 ABAQUS 6.9 软件进行运算。本模型中骨性结构和软骨均模拟为各向同性的线弹性材料, 肌肉及韧带使用非线性单轴连接单元来模拟其只受拉、不受压的特性。按照文献赋予材料属性^[4](见表 1)。

表 1 模型的材料属性及单元格类型

Tab.1 Material properties and element types of the models

| 组织类型 | 单元类型 | 弹性模量 (MPa) | 泊松比 |
|-------|--------|------------|------|
| 骨骼 | C3D10M | 7 300 | 0.30 |
| 软组织 | C3D10M | 0.15 | 0.45 |
| 关节软骨 | C3D10M | 1 | 0.40 |
| 韧带 | LINK | 260 | - |
| 半月板 | C3D10M | 350 | - |
| 足底外侧垫 | C3D10M | 1 000 | 0.40 |

1.2 边界条件及工况

通常将步态分为落地相、中立相和离地相 3 个位相, Harrington^[5] 研究发现人体在行走过程中除落地相时会在膝关节额状面出现一较小的外翻力矩外, 其余时相均为内收力矩, 该力矩以中立相最为稳定。为此, 以中立相单下肢负重为研究工况, 边界条

件约束为鞋垫底侧完全约束, 股骨及胫腓骨骨骼不全约束, 限制其在 X、Y 平面的位移。按照参考文献^[6]添加体重载荷 1 000 N, 及臀中肌外展肌力由大粗隆指向髌骨附着点大小为 500 N。

1.3 数据分析

数据采用 SPSS 16.0 进行统计学处理。距下关节接触面积数据用 Pearson 相关性分析, 峰值应力选取不同模型中后距下关节前外侧区 10 个节点的应力均值进行 ONE-WAY ANOVA 方差分析, 以 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 下肢三维有限元模型的建立

共 95 365 个节点、246 238 个单元, 模型形态相似性良好, 计算顺利, 可获得详细、满意的下肢骨骼三维力学信息(图 1-2)。

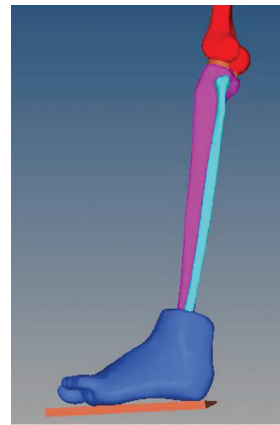


图 1 下肢三维模型图 Fig.1 Three-dimensional model of the lower limb



图 2 下肢有限元模型 Fig.2 Finite element model of the lower limb

2.2 距下关节接触特征

后关节面的接触面积大于前、中关节接触面积,

前后关节面的等效应力均值相近, 但大部分载荷仍是通过后关节面。峰值应力集中在后关节面前外侧部分, 与既往的研究结果相似^[7-8], 证明本模型可以用来进一步分析计算(图 3)。

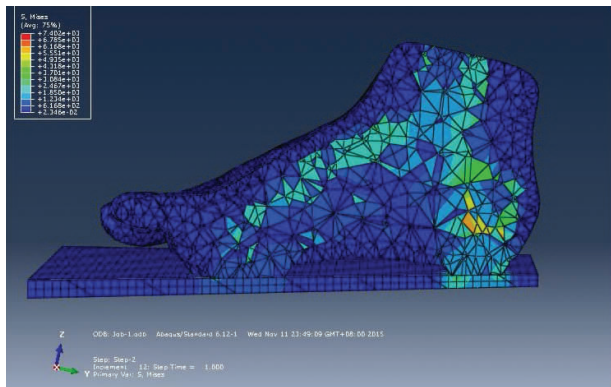


图 3 足底外侧垫对足部应力影响(矢状面)
Fig.3 Effect of LWI on stress of foot (sagittal plane)

2.3 添加 LWI 后距下关节接触特征的变化情况

与 0°模型比较, 4°、8°、12°和 16°模型的前、中距下关节面接触面积分别减少 10.35%、52.32%、94.65%和 94.73%, 而后距下关节面的接触面积分别减少 2.17%、5.35%、11.51%和 12.47%。经 Pearson 相关性分析, 前者 $|r|=0.964, P=0.008$; 后者 $|r|=0.978, P=0.002$, 均存在显著相关性。

2.4 距下关节应力分布的变化情况

在前关节面、中关节面及后关节面前外、内侧选取相同的 10 个节点为研究对象, 其中后距下关节面前外侧区为应力集中区域, 代表平均峰值应力(图 4), 其变化规律见表 2。

3 讨论

3.1 正常距下关节的接触特征

距下关节为后足主要承重关节, 担负着力量由下肢到足的转化。在无外力的作用时, 距下关节不会

表 2 不同倾斜角足底外侧垫距下关节各测试点平均应力 ($\bar{x}\pm s, \text{MPa}, n=10$)

Tab.2 Average stress of different test points with different LWI angles ($\bar{x}\pm s, \text{MPa}, n=10$)

| 倾斜角 | 前关节面 | 中关节面 | 后关节面内侧 | 后关节面前外侧 |
|-----|-------------------------|-------------------------|-------------------------|--------------------------|
| 0° | 3.34±0.95 | 3.28±0.62 | 3.14±0.99 | 3.63±1.37 |
| 4° | 2.97±0.96 ^{a1} | 2.89±0.72 ^{a2} | 3.18±1.85 ^{a3} | 4.41±0.81 ^{a4} |
| 8° | 1.63±0.35 ^{b1} | 1.61±0.32 ^{b2} | 5.29±1.84 ^{b3} | 5.69±2.54 ^{b4} |
| 12° | 0.48±0.27 | 0.62±0.30 | 5.35±1.28 | 10.61±3.78 |
| 16° | 0.25±0.19 ^{c1} | 0.47±0.14 ^{c2} | 5.45±1.30 ^{c3} | 11.61±3.68 ^{c4} |
| F 值 | 47.67 | 73.61 | 6.52 | 29.72 |
| P 值 | 0.000 0 | 0.000 0 | 0.000 3 | 0.000 0 |

注: 与 0°模型比较, ^{a1} $t=0.87, P=0.19$; ^{a2} $t=1.29, P=0.11$, ^{a3} $t=1.06, P=0.47$, ^{a4} $t=1.56, P=0.06$; ^{b1} $t=5.29, P=0.00$; ^{b2} $t=7.59, P=0.00$; ^{b3} $t=4.31, P=0.00$; ^{b4} $t=2.52, P=0.01$ 。与 12°模型比较, ^{c1} $t=2.17, P=0.02$; ^{c2} $t=1.38, P=0.09$; ^{c3} $t=1.24, P=0.41$; ^{c4} $t=1.34, P=0.34$
Note: Compared with 0° model, ^{a1} $t=0.87, P=0.19$; ^{a2} $t=1.29, P=0.11$, ^{a3} $t=1.06, P=0.47$, ^{a4} $t=1.56, P=0.06$; ^{b1} $t=5.29, P=0.00$; ^{b2} $t=7.59, P=0.00$; ^{b3} $t=4.31, P=0.00$; ^{b4} $t=2.52, P=0.01$. Compared with 12° model, ^{c1} $t=2.17, P=0.02$; ^{c2} $t=1.38, P=0.09$; ^{c3} $t=1.24, P=0.41$; ^{c4} $t=1.34, P=0.34$

产生相对运动, 跟骨主要相对于胫骨发生运动, 只有受到外力干扰时, 距下关节会出现保护性或抵抗性运动。站立状态下, 由于外力(地面反作用力)的影响, 使距下关节发生闭合动力链运动, 即跟骨的内翻和距骨的背伸、外展, 以维持人体稳定^[9]。本研究显示负重时距下关节的接触特征为后关节面的接触面积大于前中关节面, 峰值应力集中在后关节面的前外侧部分, 平均应力值(3.85±1.03) MPa, 与汤荣光等^[7]压敏片检测结果及刘立峰等^[8]有限元分析结果类似。这亦与足弓解剖及生物力学特点相符合, 足纵弓分为内侧纵弓和外侧纵弓两部分。内侧纵弓由跟骨、距骨、舟骨、3 块楔骨和内侧第 1~3 跖骨构成, 跟舟跖侧韧带及肌腱等结构维持, 此弓曲度大, 弹性强, 适于跳跃并能缓冲震荡。外侧纵弓由跟骨、骰骨

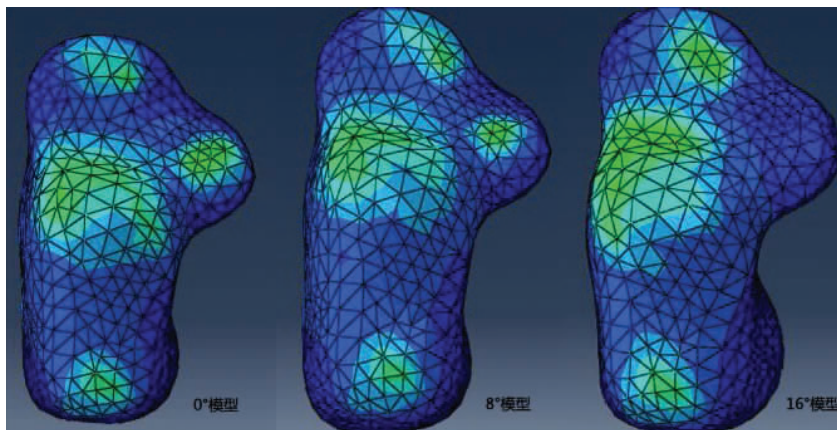


图 4 足底外侧垫倾斜角为 0°、8°和 16°模型中, 距下关节应力分布

Fig.4 Stress distribution of the subtalar joint with LWI tilt angle 0°, 8° and 16° separately

及第 4、5 跖骨构成,由跟骰跖侧韧带及腓骨长肌腱等结构维持,此弓曲度小、弹性弱,主要维持直立负重姿势的稳定。前、中距下关节面位于内侧弓,而后距下关节面虽然为内外侧弓的共用部分,但其前外侧部分仍为外侧弓的主要支撑,这也是该部位多发生骨折的力学基础。

3.2 足底外侧垫对距下关节接触特征的影响

佩戴 LWI 后,地面对足底反作用力的大小、方向发生改变,距下关节上述接触特征亦会出现相应变化。Segal 等^[10]通过影像学研究发现 LWI 能够使距下关节平均外翻角为 $(1.1 \pm 4.2)^\circ$,但由于距下关节骨性结构复杂,Segal 的方法不能明确区分出距下关节外翻发生的部位。本研究显示与 0° 模型比较 4° 、 8° 、 12° 和 16° 模型的前、中、后距下关节的接触面积都相应减小,它们之间存在明显相关性,且前、中关节面减小的比例要大于后关节面较小比例,在 12° 及 16° 模型中更显著。笔者认为这主要是因为站立时,外侧弓前、后支点在 LWI 作用下产生的外翻力矩使足底外翻,当该力矩大于内翻力矩时,位于内侧弓的前、中距下关节向内侧张开,导致其接触面积较少或上述影像学表现的关节间隙分离,间接证明 LWI 对下肢力线远端的影响。

伴随接触面积减小,距下关节单位面积受到的峰值应力、平均应力等载荷必然增加。刘立峰等^[8]通过有限元分析发现正常状态下在中立相时距下关节的前后关节面的等效应力均值相近,距下关节峰值应力出现在起步相约 3.92 MPa 。本研究显示 0° 模型距下关节等效应力均值 $(3.07 \pm 1.14) \text{ MPa}$ 至 $(3.85 \pm 1.03) \text{ MPa}$,各区域之间差异无统计学意义,峰值应力出现在后关节面的前外侧区域。与 0° 模型相比, 8° 模型中前、中关节面的等效应力均值显著减小,同时后距下关节面的峰值应力显著增大,此时峰值应力的均值为 $(5.53 \pm 2.47) \text{ MPa}$,比文献^[8]中报道的距骨承担的最大应力 6.02 MPa 要小。但在 12° 模型中峰值应力会在此基础上急剧增大至 $(10.51 \pm 3.53) \text{ MPa}$,与 8° 模型比较差异有统计学意义。 16° 模型中虽然峰值应力略有增大,但与 12° 模型比较差异无统计学意义。笔者认为此种表现是佩戴 LWI 后引起足踝部疼痛等不适的主要原因,距下关节峰值应力的过度增加,使受压区关节软骨及距下关节内侧关节囊、韧带等组织受到牵拉,如在此状态下长时间负重,后期可能导致胫后肌腱功能障碍,从而造成步态的支撑相中期和后跟离地相无法内翻锁死距下关节,造成中足压力增加,最终导致中足塌陷,出现继发性扁平足^[11]。

通过上述研究提示在选择 LWI 倾斜角问题上存在矛盾,距下关节外翻力矩获得是以距下后关节

面的应力集中为代价,临床上不应以前者为目标,盲目增加倾斜角度。笔者推荐选择 8° 倾斜角能在提供适当外翻力矩的同时不造成载荷过度集中,如临床效果不佳,可选择其他治疗方案,而不是增加角度。

目前存在不足是佩戴 LWI 对足部的影响,不仅局限在距下关节,其对中足各跖骨及胫距关节的应力应变也产生一定影响,从而产生以距下关节为中心的后足外翻、中足及前足外旋,本研究仅初步探讨了 LWI 对距下关节的影响,有待进一步深入研究。

参考文献

- [1] Mølgaard CM, Graven-Nielsen T, Simonsen O, et al. Potential interaction of experimental knee pain and laterally wedged insoles for knee off-loading during walking[J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2014, 29(8): 848-854.
- [2] Baker K, Goggins J, Xie H, et al. A randomized crossover trial of a wedged insole for treatment of knee osteoarthritis[J]. Arthritis Rheum, 2007, 56(4): 1198-1203.
- [3] Toda Y, Tsukimura N. A six-month followup of a randomized trial comparing the efficacy of a lateral-wedge insole with subtalar strapping and an in-shoe lateral-wedge insole in patients with varus deformity osteoarthritis of the knee[J]. Arthritis Rheum, 2004, 50(10): 3129-3136.
- [4] Cheung JT, Zhang M. A 3-dimensional finite element model of the human foot and ankle for insole design[J]. Arch Phys Med Rehabil, 2005, 86(2): 353-358.
- [5] Harrington IJ. Static and dynamic loading patterns in knee joints with deformities[J]. J Bone Joint Surg Am, 1983, 65(2): 247-259.
- [6] Ozkan A, Atmaca H, Mutlu I, et al. Stress distribution comparisons of foot bones in patient with tibia vara: a finite element study[J]. Acta Bioeng Biomech, 2013, 15(4): 67-72.
- [7] 汤荣光, 盛为, 戴克戎. 距下关节接触特征及其临床意义[J]. 中华骨科杂志, 1999, 19(8): 484-478.
TANG RG, SHENG W, DAI KR. The contact characteristics in the subtalar joint and its clinical significance[J]. Zhonghua Gu Ke Za Zhi, 1999, 19(8): 484-478. Chinese.
- [8] 刘立峰, 蔡锦方. 不同步态位相跟、距骨应力分布的三维有限元分析[J]. 第二军医大学学报, 2003, 24(9): 1006-1008.
LIU LF, CAI JF. Three-dimensional finite element model of calcaneus and talus during different gait phases[J]. Di Er Jun Yi Da Xue Xue Bao, 2003, 24(9): 1006-1008. Chinese.
- [9] Picciano AM, Rowlands MS, Worrell T. Reliability of open and closed kinetic chain subtalar joint neutral positions and navicular drop test[J]. J Orthop Sports Phys Ther, 1993, 18(4): 553-558.
- [10] Segal NA, Foster NA, Dhamani S, et al. Effects of concurrent use of an ankle support with a laterally wedged insole for medial knee osteoarthritis[J]. PM R, 2009, 1(3): 214-222.
- [11] 邓银栓, 高秋明, 甄平. 副舟骨源性平足症的手术治疗策略[J]. 中国骨伤, 2015, 28(2): 188-194.
DENG YS, GAO QM, ZHEN P, et al. Surgical treatment strategy for flatfoot related with accessory navicular[J]. Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma, 2015, 28(2): 188-194. Chinese with abstract in English.

(收稿日期: 2016-03-22 本文编辑: 连智华)