



鞋跟高度对青年女性下楼梯髌股关节力学特征的影响

薛仕阳¹, 闫晓芹¹, 孙威^{2*}

(1. 山东体育学院研究生教育学院, 山东 济南 250102; 2. 山东体育学院运动与健康学院, 山东 济南 250102)

摘要:为研究下楼梯过程中鞋跟高度对青年女性髌股关节力学特征的影响,采用 Vicon 红外运动捕捉系统和三维测力台同步采集 25 名青年女性分别穿着 1、3、5 和 7 cm 四种高跟鞋下楼梯的膝关节运动学和动力学数据。采用数字公式,计算青年女性髌股关节应力和反作用力等指标。使用单因素重复测量方差分析对指标进行统计分析。结果显示,与平跟相比,高跟、中跟和低跟状态下的髌股关节应力、髌股关节反作用力、股四头肌肌力、膝关节伸展力矩第二峰值显著增加。因此,女性下楼梯时,穿着 3 cm 以下的高跟鞋,降低髌股关节反作用力和应力,有助于降低髌股关节痛的发生概率。

关键词:鞋跟;跟高;髌股关节痛;髌股关节应力;高跟鞋;青年女性

中图分类号:TS943.1 文献标志码:A

The Influence of Heel Height on the Mechanical Characteristics of Patellofemoral Joint during Stair Descending in Young Female

XUE Shiyang¹, YAN Xiaoqin¹, SUN Wei^{2*}

(1. College of Graduate Education, Shandong Sport University, Jinan 250102, China; 2. College of Sports and Health, Shandong Sport University, Jinan 250102, China)

Abstract: To investigate the influence of heel height on the patellofemoral joint mechanics of young women during stair descent, the Vicon infrared three-dimensional motion capture system and a three-dimensional force platform were used to synchronously collect kinematic and kinetic data of the knee joints from 25 young women descending stairs while wearing high-heeled shoes with four different heights (1, 3, 5 and 7 cm). Digital formulas were adopted to calculate indexes such as the patellofemoral joint stress and patellofemoral joint reaction force of young women. The data were statistically analyzed by using one-way repeated measures ANOVA. The results showed that compared with the flat heel condition, significant increase was observed in the second peak of patellofemoral joint stress, patellofemoral joint reaction force, quadriceps force and knee extension moment in the high heel, medium heel, and low heel conditions. Therefore, when women descend stairs, wearing high-heeled shoes with a heel height of less than 3 cm can effectively reduce the patellofemoral joint reaction force and patellofemoral joint stress, which may help to decrease the likelihood of patellofemoral joint pain.

Key words: heel; heel-height; patellofemoral joint pain; patellofemoral joint stress; high-heeled shoes; young female

收稿日期: 2025-02-09 修回日期: 2025-05-02 接受日期: 2025-05-03

基金项目: 国家自然科学基金(12402373); 山东省自然科学基金(ZR2024MH341); 国家体育总局科技创新项目(24KJCX065); 国家科技重大专项(2024ZD0531803; 2024ZD0531805)

第一作者简介: 薛仕阳(1999-), 男, 硕士研究生, 主要研究方向: 运动生物力学。E-mail: 2252869799@qq.com。

* 通信作者: 孙威(1984-), 男, 博士, 副教授, 主要研究方向: 运动与姿势控制。E-mail: sunwei841024@163.com。

引言

髌股关节痛主要症状为膝关节前部疼痛、髌骨后侧不适以及髌骨内侧和外侧缘的疼痛,是青年人最常见的下肢损伤之一^[1-2]。一般认为,长期的髌股关节痛与不可逆的髌股关节炎症的存在有关,这会极大地限制个体参与日常生活活动的的能力^[3]。髌股关节痛在青年人中较为常见,尤其在年轻女性中的发病率更高,大约是同龄男性的2~3倍^[4]。

髌股关节痛的病因是多因素的,其发病机制一直存在争议。髌股关节应力是主要的影响因素之一,该值是指髌骨与股骨接触面上单位面积所承受的髌股关节反作用力。目前生物力学研究者普遍认为,髌股关节痛与髌股关节应力增加或负荷过载有关,特别是在上、下楼梯等活动中,显著增加的髌股关节应力,可能会导致疼痛加剧^[5]。因此,有益于减少髌股关节反作用力或增加髌股关节接触面积的运动控制策略,可以有效地减轻髌股关节应力,起到预防及缓解髌股关节疼痛作用。可见,提高对日常生活活动中髌股关节力学特征的理解,有助于预防发生髌股关节痛。

楼梯行走是日常生活中常见的运动形式。下楼梯行走相较于上楼梯,人体往往表现出更大的行走不稳定性、更高的跌倒发生率以及更大的下肢力学特征等^[6]。与平地行走相比,下楼梯行走的髌股关节应力约增加了3倍^[7],表现出显著增加的下肢伸膝肌群肌肉募集度、更大的膝关节活动角度及股四头肌肌力峰值^[8],髌股关节损伤风险增大。

高跟鞋是备受女性青睐的流行时尚元素,然而值得注意的是,穿着高跟鞋会显著增加女性髌股关节应力,增大髌股关节疼痛风险^[9-10]。研究发现,穿着高跟鞋行走会引起膝关节屈曲角度的增加,进而导致膝关节伸展力矩和髌股关节反作用力的增加^[11]。Ho等人^[12]发现与低跟高跟鞋相比,中跟髌股关节应力显著增加了38.5%,高跟显著增加了89.5%。尽管如此,目前关于鞋跟高度对髌股关节应力影响的研究多集中于平地行走,缺乏楼梯行走特别是髌股关节高载荷的下楼梯动作分析。

研究旨在量化青年女性穿着不同鞋跟高度的高跟鞋下楼梯行走过程中髌股关节力学特征,尝试探究降低髌股关节载荷的合理高度,为女性高跟鞋的设计与选择、髌股关节疼痛的预防提供数据参考。

本研究假设,随着鞋跟高度的增加,青年女性在下楼梯过程中的膝关节伸展力矩、髌股关节反作用力和髌股关节应力显著增加。

1 对象与方法

1.1 研究对象

招募25名年龄在18~25岁、有穿着高跟鞋经验的健康女性。在本研究中,样本量为25, $\alpha=0.05$,参与者四种鞋跟状态下的髌股关节应力的效应量 $\eta^2=0.297$,使用G*power软件(3.1),德国杜塞尔多夫大学;计算统计功效 $\text{Power}>0.80$,样本量满足实验需求。参与者的平均年龄、身高和体重分别为 (20.88 ± 1.48) 岁、 (166.00 ± 5.15) cm和 (53.66 ± 5.53) kg。参与者穿着4种高跟鞋的步速无显著性差异($P>0.05$),平均步速分别为 (0.51 ± 0.07) m/s(平跟)、 (0.50 ± 0.07) m/s(低跟)、 (0.49 ± 0.07) m/s(中跟)、 (0.48 ± 0.09) m/s(高跟)。纳入标准如下^[13]:(1)穿着高跟鞋鞋码为38/39码;(2)体质指数在正常范围内,即 $18.5\sim23.9\text{ kg/m}^2$;(3)每周穿着大于4cm的细跟高跟鞋至少两次,每天穿着时间超过8h,穿着时长大于1年。排除标准如下^[13]:(1)过去12个月内有下肢损伤病史;(2)患有心血管、肌肉骨骼或神经系统疾病;(3)有踝关节相关疾病或手术史。在进行测试之前,所有参与者都已了解实验流程及详细信息,自愿参与实验,并签署了书面知情同意书。该研究已获得山东体育学院体育科学伦理委员会的批准(批准号:2023011)。

1.2 仪器设备

模拟楼梯被用于下楼梯行走测试,共有六级台阶,每级台阶高17cm,深29cm,踏宽150cm(图1)。其中,模拟楼梯的第三和第四级台阶中嵌入了两块AMTI三维测力台(BP600900),美国Advanced



图1 模拟楼梯
Fig.1 Simulated staircase

Mechanical Technology 公司; 测力台以 1000 Hz 的采样频率采集地面反作用力数据。采用 12 个红外摄像头组成的三维运动捕捉系统(Nexus 12.0), 英国 Oxford Metrics 公司; 以 100 Hz 的采样频率捕捉人体穿着高跟鞋下楼梯行走过程中运动学数据。根据 Visual 3D 模型, 研究人员在每位参与者的骨性标志上粘贴了 43 个直径为 14 mm 的反光标记点,

以量化下肢的运动学数据(图 2)。鞋跟高度是指从鞋跟的最低端沿着鞋跟的中线垂直向上至鞋帮与鞋跟的连接处的距离。本研究选取了四种不同鞋跟高度(平跟: 1 cm; 低跟: 3 cm; 中跟: 5 cm, 高跟: 7 cm)的鞋子(图 3)。除了平跟鞋外, 其余均为带有细跟(14 mm×13 mm)的高跟鞋, 所有高跟鞋的材质相同, 前脚掌部位无防水台, 均为同一公司制造。

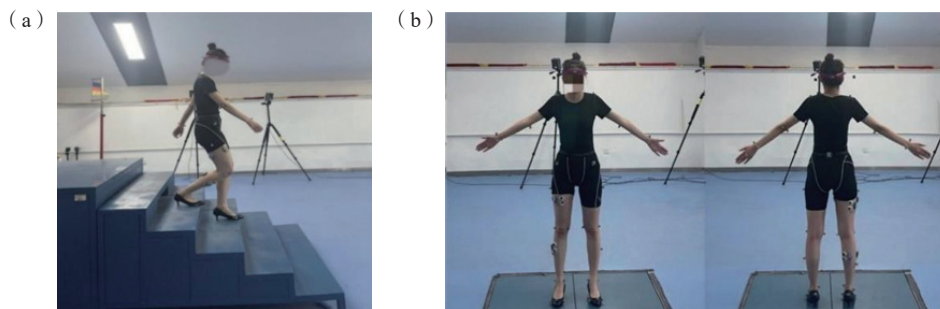


图 2 实验过程图 (a) 和反光标记点粘贴位置示意图 (b)
Fig.2 Experimental process diagram (a) and illustration of marker placement (b)



图 3 实验用鞋
Fig.3 Experimental shoes

1.3 测试流程

在测试前, 研究人员先采集了参与者的身高、体重、优势腿等基本信息。然后参与者穿着统一的黑色测试服, 并由研究人员粘贴上反光标记点。在进行每种高跟鞋测试前, 参与者均试穿高跟鞋进行 5 min 的楼梯行走, 以充分适应高跟鞋及测试要求, 试穿结束后休息 5 min。正式测试时, 受试者分别穿着 4 种高跟鞋(穿鞋顺序随机化), 站立于第六台阶前 1.5 m 处准备, 听到“开始”指令后以自选最适速度下楼梯, 使用 Vicon 运动捕捉系统和测力台同步采集受试者下楼梯阶段的运动学和动力学数据。优势腿被定义为踢足球时的首选腿。为确保实验数据的统一性, 受试者以非优势腿先迈第五台阶, 全程采用一步一个台阶并且每一台阶都用踩实的方式下楼梯行走, 禁止跨越台阶。受试者每次测试之后休息 1 min, 每双鞋子的测试均采集三次有效数据, 直至穿着四双鞋子均完成 3 次成功下楼梯测试。一次成功的下楼梯行走试验定义为参与者的优势脚踩踏在测力台边界内并且全程无停顿、无反光标记点掉落的事件。

1.4 数据处理

使用 Vicon Nexus 软件对反光标记点进行了标记、建模和删补处理。Visual 3D 软件(Version 6.0), 美国 C-Motion 公司; 被用于量化膝关节在矢状面上的运动。运动学和动力学数据通过使用巴特沃斯四阶数字低通滤波进行滤波处理, 截止频率分别为 6 和 50 Hz^[14]。采用逆动力学方法和 Bressel 模型(图 4)计算膝关节伸展力矩。支撑相周期以时间标准化, 动力学指标以体重标准化。脚着地/离地的时刻定义为垂直方向上的地面反作用力大于等于 20 N/小于 20 N 的时刻。支撑相设定为从优势腿接触第四个台阶开始, 并在优势腿抬离该台阶结束。将优势侧的支撑相定义为第一双支撑期(First Double Support Phase, FDS)、单支撑期(Single Support Phase, SSP)和第二双支撑期(Second Double Support Phase, SDS), FDS 定义为优势腿脚跟着地开始, 到非优势腿脚尖离地结束; SSP 定义为非优势腿脚尖离地开始, 到非优势腿脚跟着地结束; SDS 定义为非优势腿脚跟着地开始, 到优势腿脚尖离地结束。

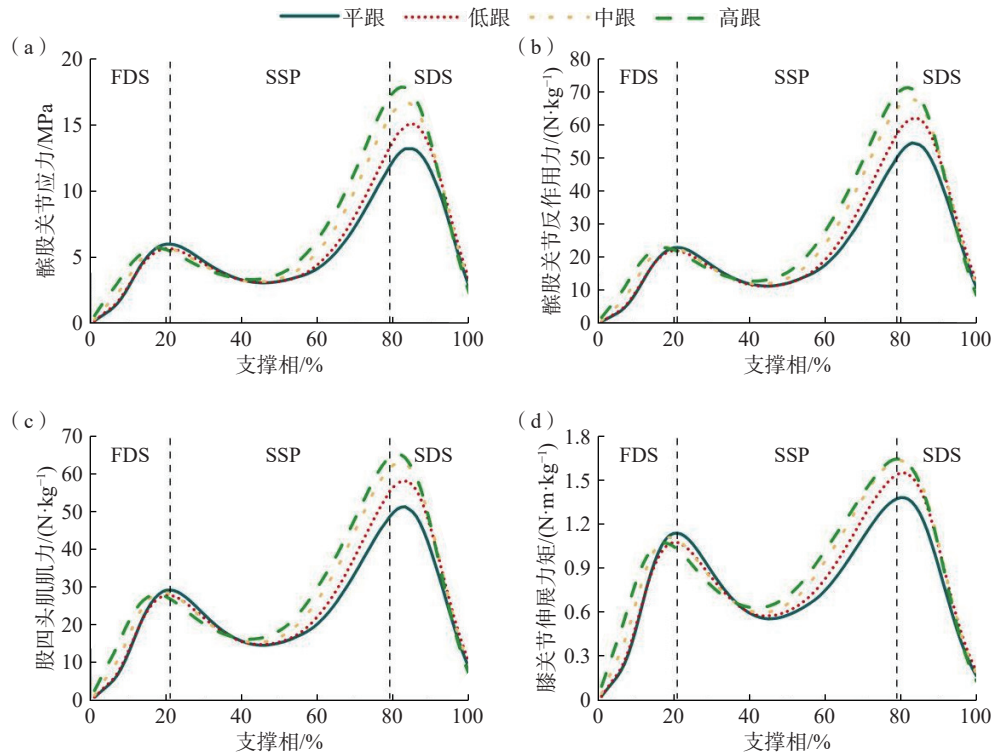


图4 四种鞋跟高度状态下力学指标随支撑相的时间变化曲线: 髌股关节应力 (a)、髌股关节反作用力 (b)、股四头肌肌力 (c)、膝关节伸展力矩 (d) 随着支撑相时间变化曲线。FDS 表示第一双支撑阶段, SSP 表示单支撑阶段, SDS 表示第二双支撑阶段

Fig.4 Time-varying curves of biomechanical parameters during the support phase under four different heel heights: the change curves of patellofemoral joint stress (a), patellofemoral joint reaction force (b), quadriceps force (c), and knee extensor moment (d) over the stance phase duration. FDS represents the first double support phase; SSP represents the single support phase; SDS represents the second double support phase

1.5 测试指标

髌股关节反作用力计算如公式(1)所示^[15]:

$$PFJRF = 2F_Q \times \sin(\beta/2) \quad (1)$$

髌骨与股骨在接触面上产生的作用力为髌股关节反作用力(Patellofemoral Joint Reaction Force, PFJRF), 单位面积的髌股关节反作用力称髌股关节应力(Patellofemoral Joint Stress, PFJS)。运动过程中的动态髌股关节反作用力和应力能够较好地反映髌股关节动态载荷的变化^[16]。公式(1)中, PFJRF 表示髌股关节反作用力, F_Q 代表股四头肌肌力, 而 β 指的是股四头肌肌力线与髌韧带拉力线之间的夹角。将膝关节伸展力矩的值除以股四头肌力臂的长度来计算股四头肌肌力的值。其中, 矢状面净膝关节力矩正值时为膝关节伸膝力矩。根据 Bressel 的研究^[17], 股四头肌有效肌力臂(Y : cm)是通过线性方程(2)估算的, 其中 x 代表膝关节屈曲角度($^\circ$)。

$$Y = \begin{cases} 0.036x + 3.0, & 0 \leq x < 30 \\ -0.043x + 5.4, & 30 \leq x < 60 \\ -0.027x + 4.3, & 60 \leq x < 90 \\ 2.0, & 90 \leq x \end{cases} \quad (2)$$

根据 Matthews 等人^[15]的研究, β 值是利用线性回归方程估算的。具体如公式(3)所示:

$$\beta = 30.46 + 0.53x \quad (3)$$

髌股关节接触面积(Patellofemoral Joint Contact Area, PFJCA)为矢状面膝关节角度 x ($^\circ$)的函数^[18], 具体计算见公式(4):

$$PFJCA(x) = 2.0e^{-5}x^4 - 0.0033x^3 + 0.1099x^2 + 3.5273x + 81.058 \quad (4)$$

最后, 将髌股关节反作用力除以髌股关节接触面积来确定髌股关节应力的值^[18], 如公式(5)所示:

$$PFJS(x) = PFJRF(x)/PFJCA(x) \quad (5)$$

1.6 统计学分析

应用 SPSS 软件 (Version 26.0), 美国 IBM 公司; 对所有实验数据进行统计分析, 数据都以平均数 $\pm$ 标准差表示。使用 Shapiro-Wilk 检验验证数据的正态分布。采用单因素重复测量方差分析比较四种不同鞋跟高度状态下的髌股关节应力峰值、髌股关节反作用力峰值、股四头肌肌力峰值、膝关节伸展力矩峰值等指标。若差异存在显著性, 使用

Bonferroni 事后检验进行两两事后比较分析。偏 Eta 方(η^2)被用来表示方差分析结果效应量,其中,0.01 到 0.06 表示小效应量;0.06 到 0.14 表示中等效应量;大于 0.14 表示大效应量^[19]。Cohen's d 被用于表示事后分析结果的效应量,阈值如下:0.2 到 0.5 表示小效应量;0.5 到 0.8 表示中等效应量;大于 0.8 表示大效应量^[20]。显著性水平设为 0.05。

2 研究结果

如图 4 所示,四种鞋跟高度状态下的髌股关节应力、髌股关节反作用力、股四头肌肌力、膝关节伸展力矩在整个支撑相周期内均出现两个峰值,第一峰值均出现在 FDS 的末期阶段,第二峰值均出现在 SDS 的初始阶段。

2.1 髌股关节应力

鞋跟高度对髌股关节应力第一峰值无显著影响(平跟:(5.99 ± 2.04)MPa;低跟:(5.66 ± 2.14)MPa;中跟:(5.75 ± 2.08)MPa;高跟:(5.69 ± 2.41)MPa)($P=0.754$; $\eta^2=0.016$;图 5(a))。鞋跟高度对髌股关节应力第二峰值有显著影响(平跟:(13.21 ± 5.84)MPa;低

跟:(15.09 ± 4.73)MPa;中跟:(16.67 ± 5.77)MPa;高跟:(17.87 ± 8.42)MPa)($P<0.001$; $\eta^2=0.648$;图 5(a))。事后分析显示,平跟状态下的髌股关节应力第二峰值显著低于低跟($P=0.047$, Cohen's $d=0.350$)、中跟($P<0.001$, Cohen's $d=0.596$)和高跟($P<0.001$, Cohen's $d=0.625$)状态。

2.2 髌股关节反作用力

鞋跟高度对髌股关节反作用力第一峰值无显著影响(平跟:(22.94 ± 8.82)N/kg;低跟:(21.97 ± 10.11)N/kg;中跟:(23.05 ± 9.78)N/kg;高跟:(22.84 ± 10.93)N/kg)($P=0.851$; $\eta^2=0.035$;图 5(b))。鞋跟高度对髌股关节反作用力第二峰值有显著影响(平跟:(54.56 ± 17.06)N/kg;低跟:(62.16 ± 13.65)N/kg;中跟:(67.81 ± 15.48)N/kg;高跟:(71.32 ± 21.96)N/kg)($P<0.001$; $\eta^2=0.621$;图 5(b))。事后分析显示,平跟状态下的髌股关节反作用力第二峰值显著低于低跟($P=0.039$, Cohen's $d=0.486$)、中跟($P<0.001$, Cohen's $d=0.811$)和高跟($P<0.001$, Cohen's $d=0.840$)状态。

2.3 股四头肌肌力

鞋跟高度对股四头肌肌力第一峰值无显著影响

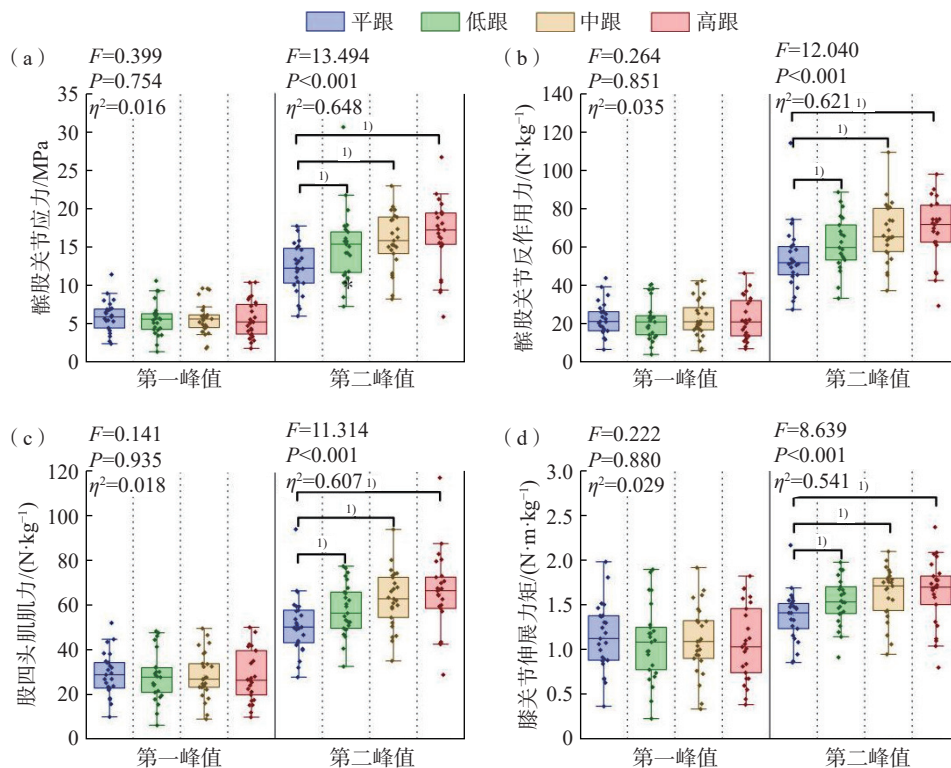


图 5 四种不同鞋跟高度下的力学指标的峰值比较: 髌股关节应力 (a)、髌股关节反作用力 (b)、股四头肌肌力 (c) 和膝关节伸展力矩 (d) 的第一峰值和第二峰值。1): $P<0.05$

Fig.5 Comparison of peak values of biomechanical parameters under four different heel heights: the first and second peaks of patellofemoral joint stress (a), patellofemoral joint reaction force (b), quadriceps force (c), and knee extension moment (d) under four different heel heights. 1): $P<0.05$

(平跟: (29.18 ± 9.70) N/kg; 低跟: (27.81 ± 11.04) N/kg; 中跟: (28.59 ± 10.49) N/kg; 高跟: (27.99 ± 11.54) N/kg ($P=0.935$; $\eta^2=0.018$; 图 5(c))。鞋跟高度对股四头肌肌力第二峰值有显著影响(平跟: (51.23 ± 13.30) N/kg; 低跟: (58.02 ± 11.65) N/kg; 中跟: (62.73 ± 13.03) N/kg; 高跟: (65.13 ± 17.79) N/kg) ($P < 0.001$; $\eta^2=0.607$; 图 5(c))。事后分析显示, 平跟状态下的股四头肌肌力第二峰值与低跟($P=0.026$, Cohen's $d=0.541$)、中跟($P < 0.001$, Cohen's $d=0.873$)和高跟($P < 0.001$, Cohen's $d=0.868$)状态相比显著较低。

2.4 膝关节伸展力矩

鞋跟高度对膝关节伸展力矩第一峰值无显著影响(平跟: (1.14 ± 0.38) N·m/kg; 低跟: (1.07 ± 0.42) N·m/kg; 中跟: (1.11 ± 0.39) N·m/kg; 高跟: (1.07 ± 0.42) N·m/kg) ($P=0.880$; $\eta^2=0.029$; 图 5(d))。鞋跟高度对膝关节伸展力矩第二峰值有显著影响(平跟: (1.38 ± 0.28) N·m/kg; 低跟: (1.55 ± 0.26) N·m/kg; 中跟: (1.63 ± 0.29) N·m/kg; 高跟: (1.64 ± 0.37) N·m/kg ($P=0.001$; $\eta^2=0.541$; 图 5(d))。事后分析显示, 平跟状态下的膝关节伸展力矩第二峰值显著低于低跟($P=0.017$, Cohen's $d=0.618$)、中跟($P < 0.001$, Cohen's $d=0.886$)和高跟($P=0.004$, Cohen's $d=0.793$)状态。

2.5 膝关节屈曲角度

鞋跟高度对髌股关节应力第一峰值时刻的膝关节屈曲角度有显著影响(平跟: $(27.78 \pm 6.21)^\circ$; 低跟: $(27.79 \pm 7.08)^\circ$; 中跟: $(30.00 \pm 6.48)^\circ$; 高跟: $(30.56 \pm 7.39)^\circ$ ($P=0.002$; $\eta^2=0.199$; 图 6(a))。事后分析显示, 在髌股关节应力第一峰值时刻, 高跟状态下的膝关节屈曲角度与低跟($P < 0.001$, Cohen's $d=0.016$)和平跟($P=0.031$, Cohen's $d=0.111$)状态相比显著增

加。鞋跟高度对髌股关节应力第二峰值时刻的膝关节屈曲角度有显著影响(平跟: $(60.31 \pm 7.18)^\circ$; 低跟: $(61.31 \pm 5.34)^\circ$; 中跟: $(63.06 \pm 5.63)^\circ$; 高跟: $(64.50 \pm 7.12)^\circ$ ($P < 0.001$; $\eta^2=0.560$; 图 6(a))。事后分析显示, 在髌股关节应力第二峰值时刻, 平跟状态下的膝关节屈曲角度与中跟($P=0.025$, Cohen's $d=0.420$)和高跟($P < 0.001$, Cohen's $d=0.587$)状态相比显著较低。

2.6 髌股关节接触面积

鞋跟高度对髌股关节应力第一峰值时刻的髌股关节接触面积有显著影响(平跟: (202.35 ± 22.30) mm²; 低跟: (201.24 ± 24.84) mm²; 中跟: (209.34 ± 20.70) mm²; 高跟: (209.98 ± 23.02) mm²) ($P < 0.001$; $\eta^2=0.572$; 图 6(b))。事后分析显示, 在髌股关节应力第一峰值时刻, 高跟状态下的髌股关节接触面积与低跟($P=0.001$, Cohen's $d=0.364$)状态相比显著增加。鞋跟高度对髌股关节应力第二峰值时刻的髌股关节接触面积有显著影响(平跟: (227.03 ± 12.38) mm²; 低跟: (223.32 ± 11.29) mm²; 中跟: (221.92 ± 11.14) mm²; 高跟: (221.37 ± 12.04) mm²) ($P=0.006$; $\eta^2=0.427$; 图 6(b))。事后分析显示, 在髌股关节应力第二峰值时刻, 平跟状态下的髌股关节接触面积与中跟($P=0.019$, Cohen's $d=0.433$)和高跟($P=0.006$, Cohen's $d=0.463$)状态相比显著增加。

3 讨论

研究旨在探究在下楼梯行走过程中, 鞋跟高度的变化对髌股关节生物力学特征的影响。研究结果与假设相符, 高跟鞋鞋跟的提高会显著增加下楼梯行走中髌股关节生物力学载荷。

研究发现, 与平跟状态相比, 高、中、低跟高度

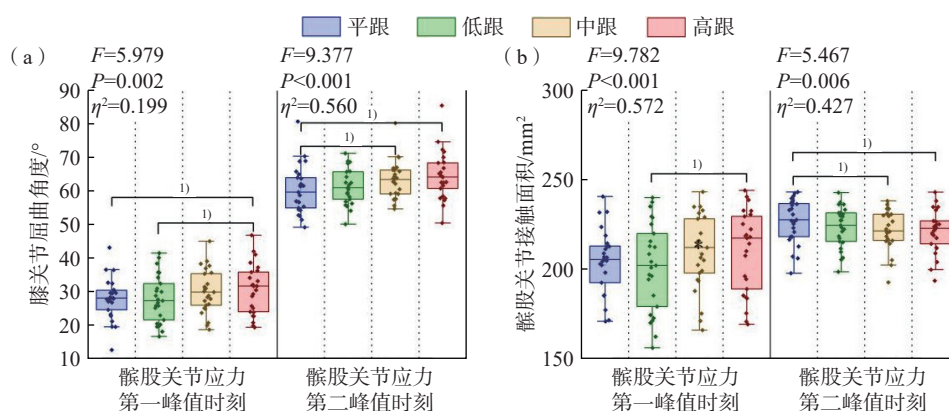


图 6 四种不同鞋跟高度下髌股关节应力峰值时刻的膝关节屈曲角度 (a) 和髌股关节接触面积 (b)。1): $P < 0.05$
Fig.6 Knee flexion angles (a) and patellofemoral joint contact areas (b) at the moments of the peak patellofemoral joint stress under four different heel heights. 1): $P < 0.05$

状态下的髌股关节应力第二峰值都显著增加,可能与髌股关节反作用力随鞋跟高度增加而增大和髌股关节接触面积随着鞋跟高度的增加而减少有关。研究表明,穿着高跟鞋时,膝关节屈曲角度的增加和膝关节伸展力矩的增加会引起髌股关节反作用力的增加,进而导致髌股关节应力的增加^[21]。本研究中髌股关节应力第二峰值时刻的髌股关节接触面积随着鞋跟高度的增加而显著减少。本文数据显示,高跟、中跟和低跟状态的髌股关节反作用力第二峰值比平跟状态分别显著增加了30.7%、24.3%和13.9%。与平跟状态的髌股关节应力第二峰值时刻的髌股关节接触面积相比,高跟状态的髌股关节接触面积减少了2.49%,中跟状态减少了2.25%,低跟状态减少了1.63%,因此表现出高跟、中跟和低跟状态的髌股关节应力第二峰值比平跟状态显著增加。这表明,鞋跟高度的增加会减少髌股关节接触面积,增加髌股关节反作用力,最终表现出两者比值即髌股关节应力的显著增大。因此,穿着3 cm及以上的高跟鞋,不仅会减少髌股关节接触面积,还显著增加了髌股关节反作用力,最终导致髌股关节应力的显著增大,髌股关节痛的发生。

膝关节屈曲角度随着鞋跟高度的增加而增加,与先前研究结果一致^[22]。高跟状态的髌股关节应力第一峰值时刻的膝关节屈曲角度比低跟状态显著增加了9.9%,比平跟状态显著增加了10.0%。高跟、中跟、低跟状态的髌股关节应力第二峰值时刻的膝关节屈曲角度比平跟状态分别显著增加了6.9%、4.6%、1.7%。这可能是由于鞋跟高度的增加,使得踝关节跖屈角度增加和背屈受限,人体通过增加膝关节屈曲角度来代偿踝关节的活动受限^[22]。Kerrigan等人^[23]提出,与赤脚行走相比,年轻女性穿着高跟鞋行走并不会增加膝关节屈曲角度。两项研究结果的不一致,可能源于高跟鞋鞋跟高度和运动方式的差异。本研究使用了更高的鞋跟高度(平跟:1 cm,高跟:7 cm),对于习惯穿着4 cm以上的人群可能具有一定的挑战性。而Kerrigan等人^[24]研究比较了赤脚行走与3.8 cm高度的高跟鞋并且选取了习惯于穿着3.8 cm高跟鞋走路的青年女性。其次,Kerrigan等人^[24]研究的是青年女性平地行走方式,而本文选取了下楼梯行走,需要更大的膝关节活动范围和更多的膝关节伸展肌群的募集度。

下楼梯行走时穿着3 cm及以上高跟鞋会引起

膝关节伸展力矩增加。Simonsen等人^[25]发现了在平地行走时穿着高跟鞋(9 cm)行走比赤足行走的膝关节伸展力矩显著增加,与本研究发现一致。研究表明在下楼梯时,膝关节伸展力矩峰值大约出现在膝关节屈曲60°左右^[7]。本研究结果与该文献中的发现相一致,即穿着平跟鞋下楼梯行走时的膝关节伸展力矩的第二峰值时刻对应的膝关节屈曲角度为60°。在其他高度状态下,膝关节伸展力矩的第二峰值时刻的屈曲角度稍高,即61°至65°之间。这种变化可能是由于鞋跟高度增加伴随的膝关节屈曲角度的显著增加,特别是在支撑相的后半阶段更加明显。穿着高跟鞋会伴随着膝关节屈曲角度的增加,这将导致膝关节屈曲力矩臂变长,膝关节屈曲力矩增加,从而需要股四头肌增强收缩来增加膝关节伸展力矩以维持下肢肌肉和关节功能^[26]。膝关节伸展力矩的增加会导致髌股关节反作用力的增加^[27],因此穿着3 cm及以上的高跟鞋,可能会增加髌股关节负荷,加剧关节疼痛。

综上所述,下楼梯行走时穿着3 cm及以上高跟鞋会引起膝关节伸展力矩的增加,膝关节伸展力矩的增加与股四头肌肌力的增加有关,而股四头肌的肌力与髌股关节反作用力呈正相关^[28],与本研究数据相符,穿着3 cm及以上高跟鞋引起了股四头肌肌力和髌股关节反作用力的显著增加。本文又发现3 cm以上高跟鞋会引起髌股关节接触面积的减少,因此导致两者的比值即髌股关节应力在3 cm及以上高跟鞋中表现出显著增加。

研究揭示了高跟鞋鞋跟高度的增加引起下楼梯行走髌股关节应力增大的生物力学因素研究,可能为预防髌股关节痛的鞋具设计与研发提供数据支持。研究表明,髌股关节应力的增加可能作为一种机械刺激,导致关节软骨的退化,破坏关节的稳态,加速关节的退行性变化,进而诱发疼痛^[29]。Cronin^[30]发现了降低1 MPa的髌股关节应力可以显著降低56%关节痛感评分。因此,本文研究结果(髌股关节应力:平跟,(13.21±5.84)MPa;低跟,(15.09±4.73)MPa;中跟,(16.67±5.77)MPa;高跟,(17.87±8.42)MPa)表明,青年女性日常穿着的高跟鞋鞋跟高度设计建议降低至3 cm以下,有助于降低髌股关节痛的风险,或减轻疼痛者的症状。未来的研究可以继续细化探究鞋跟高度对楼梯行走和平地行走时髌股关节生物力学的影响,以寻找降低髌股关节痛风险的最佳

高跟鞋鞋跟高度,为相关鞋具的研发提供精准设计参数。

本研究存在以下局限性:研究对象仅限于18~25岁的青年女性。其次,研究的髌股力学指标是基于生物力学模型计算得到的,这些计算结果与真实运动中的人体数据存在误差。未来的研究应该扩大参与者的年龄范围,使用更加先进的方法进行研究,以便于更好地理解年龄如何影响穿着高跟鞋时髌股关节的生物力学特征。

4 结论

(1)青年女性在下楼梯行走时穿着3、5和7 cm鞋跟高度的高跟鞋会引起髌股关节应力峰值、髌股关节反作用力峰值、股四头肌肌力峰值和膝关节伸展力矩峰值显著增加。髌股关节应力峰值的显著增加,可能会导致髌股关节疼痛加剧;(2)穿着3、5和7 cm鞋跟高度的高跟鞋引起的髌股关节应力峰值的显著增加,主要是由髌股关节反作用力、膝关节伸展力矩和膝关节屈曲角度的增加所引起的;(3)建议青年女性在下楼梯行走中选择穿着3 cm以下的高跟鞋,减轻髌股关节的受力载荷,降低髌股关节患病风险。

参考文献:

- [1] LIU Y, QI Y J, SONG Y L Q, et al. Influences of altering footstrike pattern and cadence on lower extremity joint coordination and variability among runners with patellofemoral pain[J]. *PLoS One*, 2023, 18(1): e0280477.
- [2] CONSTANTINOU A, MAMAI S I, PAPATHANASIOU G, et al. Comparing hip and knee focused exercises versus hip and knee focused exercises with the use of blood flow restriction training in adults with patellofemoral pain[J]. *Eur J Phys Rehabil Med*, 2022, 58(2): 225–235.
- [3] WEI Z, HOU X H, QI Y J, et al. Influence of foot strike patterns and cadences on patellofemoral joint stress in male runners with patellofemoral pain[J]. *Phys Ther Sport*, 2024, 65: 1–6.
- [4] JACOBSON L, VANNATTA C N, SCHUMAN C, et al. An updated model does not reveal sex differences in patellofemoral joint stress during running[J]. *Int J Sports Phys Ther*, 2022, 17(7): 1290–1297.
- [5] XIE P P, ISTVÁN B, LIANG M J. The relationship between patellofemoral pain syndrome and hip biomechanics: A systematic review with meta-analysis[J]. *Healthcare*, 2023, 11(1): 99.
- [6] MIYASIKE-DASILVA V, SINGER J C, MCILROY W E. A role for the lower visual field information in stair climbing[J]. *Gait Posture*, 2019, 70: 162–167.
- [7] WANG X M, LIU H X, DONG Z Y, et al. Contact area and pressure changes of patellofemoral joint during stair ascent and stair descent[J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2023, 24(1): 767.
- [8] HSUE B J, SU F C. Kinematics and kinetics of the lower extremities of young and elder women during stairs ascent while wearing low and high-heeled shoes[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2009, 19(6): 1071–1078.
- [9] 杨璐铭, 李曦, 冉美玲, 等. 高跟鞋全掌中底硬度对青年女性行走过程中步态特征与稳定性的影响[J]. *皮革科学与工程*, 2024, 34(3): 86–93.
- [10] YANG L M, LI X, RAN M L, et al. Effects of full palm midsole hardness of high heels on gait and stability of young women during walking[J]. *Leather Sci Eng*, 2024, 34(3): 86–93. (in Chinese)
- [10] 井兰香. 长期穿高跟鞋对女性足底构筑及压力的影响[J]. *皮革科学与工程*, 2022, 32(6): 73–78, 95.
- [11] JING L X. Effects of long-term standing and walking with high-heeled shoes on women's plantar architecture and biomechanical characteristics[J]. *Leather Sci Eng*, 2022, 32(6): 73–78, 95. (in Chinese)
- [11] DI SIPIO E, PICCININI G, PECCHIOLI C, et al. Walking variations in healthy women wearing high-heeled shoes: Shoe size and heel height effects[J]. *Gait Posture*, 2018, 63: 195–201.
- [12] HO K Y, BLANCHETTE M G, POWERS C M. The influence of heel height on patellofemoral joint kinetics during walking[J]. *Gait Posture*, 2012, 36(2): 271–275.
- [13] 闫晓芹, 赵春燕, 孙威, 等. 鞋跟高度与穿着经验对青年女性下楼梯动态稳定性的影响[J]. *皮革科学与工程*, 2024, 34(6): 80–87.
- [14] YAN X Q, ZHAO C Y, SUN W, et al. Effects of heel height and high-heeled shoes wearing experience on dynamic stability of young female during stair descent[J]. *Leather Sci Eng*, 2024, 34(6): 80–87. (in Chinese)
- [14] MA G, CAO C B, ZHANG T, et al. The lower limb stiffness, moments, and work mode during stair descent among the older adults[J]. *Am J Phys Med Rehabil*, 2023, 102(3): 222–228.
- [15] MATTHEWS L S, SONSTEGARD D A, HENKE J A. Load bearing characteristics of the patello-femoral joint[J]. *Acta Orthop Scand*, 1977, 48(5): 511–516.
- [16] 何培东. 老年人下楼梯行走髌股关节动态载荷与BMI相关性研究[J]. *哈尔滨体育学院学报*, 2021, 39(2): 89–96.
- [17] HE P D. The correlation of dynamic patellofemoral joint load and BMI during stair descent in elderly[J]. *J Harbin Sport Univ*, 2021, 39(2): 89–96. (in Chinese)
- [17] BRESSEL E. The influence of ergometer pedaling direction on peak patellofemoral joint forces[J]. *Clinical Biomechanics*, 2001, 16(5): 431–437. [下转第90页]

- [Tools Appl](#), 2023, 82(8): 11663–11696.
- [22] 廉露, 田启川, 谭润, 等. 基于神经网络的图像风格迁移研究进展[J]. [计算机工程与应用](#), 2024, 60(9): 30–47.
LIAN L, TIAN Q C, TAN R, et al. Research progress of image style transfer based on neural network[J]. [Comput Eng Appl](#), 2024, 60(9): 30–47. (in Chinese)
- [23] 黄雯珂, 滕飞, 王子丹, 等. 基于深度学习的图像分割综述[J]. [计算机科学](#), 2024, 51(2): 107–116.
HUANG W K, TENG F, WANG Z D, et al. Image segmentation based on deep learning: A survey[J]. [Comput Sci](#), 2024, 51(2): 107–116. (in Chinese)
- [24] SHELHAMER E, LONG J, DARRELL T. Fully convolutional networks for semantic segmentation[J]. [IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell](#), 2017, 39(4): 640–651.
- [25] CHEN L C, PAPANDREOU G, KOKKINOS I, et al. DeepLab: Semantic image segmentation with deep convolutional nets, atrous convolution, and fully connected CRFs[J]. [IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell](#), 2018, 40(4): 834–848.
- [26] 蔡兴泉, 李治均, 奚梦瑶, 等. 基于神经网络的手绘服饰图纹上色及风格迁移[J]. [系统仿真学报](#), 2023, 35(3): 604–615.
CAI X Q, LI Z J, XI M Y, et al. Costume pattern sketch colorization and style transfer based on neural network[J]. [J Syst Simul](#), 2023, 35(3): 604–615. (in Chinese)
- [27] 么天舜. 基于神经网络的超分辨率重建算法研究[D]. 北京: 北京建筑大学, 2021.
YAO T S. Research on super-resolution reconstruction algorithm based on neural network[D]. Beijing: Beijing University of Civil Engineering and Architecture, 2021. (in Chinese)
- [28] ZHANG R, ISOLA P, EFROS A A, et al. The unreasonable effectiveness of deep features as a perceptual metric [C]//Proceedings of the 2018 IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. Salt Lake City: IEEE, 2018: 586–595.
- [29] ZHANG Y L, FANG C, WANG Y L, et al. Multimodal style transfer via graph cuts[C]//Proceedings of the 2019 IEEE/CVF International Conference on Computer Vision (ICCV). Seoul: IEEE, 2019: 5943–5951.
-
- [上接第 82 页]
- [18] 杨晓巍, 姚英策, 吴菁, 等. 肌肉电刺激结合肌力训练对髌股疼痛综合征人群单腿下蹲动作生物力学特征的影响[J]. [体育科学](#), 2023, 43(8): 52–60, 66.
YANG X W, YAO Y C, WU J, et al. The effect of electrical muscle stimulation and strength training on mechanics during single-leg squat in patients with patellofemoral pain syndrome[J]. [China Sport Sci](#), 2023, 43(8): 52–60, 66. (in Chinese)
- [19] XU G C, ZHOU M, CHEN Y, et al. Brain activation during standing balance control in dual-task paradigm and its correlation among older adults with mild cognitive impairment: A fNIRS study[J]. [BMC Geriatrics](#), 2024, 24(1): 144.
- [20] PANJEH S, NORDAHL-HANSEN A, COGO-MOREIRA H. Establishing new cutoffs for Cohen's *d*: An application using known effect sizes from trials for improving sleep quality on composite mental health[J]. [Int J Methods Psychiatr Res](#), 2023, 32(3): e1969.
- [21] TOMOYA T, MUTSUAKI E, TAKUMA I, et al. Effect of change in patellofemoral joint contact area by the decrease in vastus medialis muscle activation on joint stress[J]. [Acta Bioeng Biomech](#), 2023, 25(2): 41–47.
- [22] BLANCHETTE M G, BRAULT J R, POWERS C M. The influence of heel height on utilized coefficient of friction during walking[J]. [Gait Posture](#), 2011, 34(1): 107–110.
- [23] BUDDHADEV H H, SUPRAK D N, JORDAN K H, et al. Walking in high-heel shoes induces redistribution of joint power and work[J]. [International Biomechanics](#), 2023, 10(1): 10–17.
- [24] KERRIGAN D C, JOHANSSON J L, BRYANT M G, et al. Moderate-heeled shoes and knee joint torques relevant to the development and progression of knee osteoarthritis[J]. [Arch Phys Med Rehabil](#), 2005, 86(5): 871–875.
- [25] SIMONSEN E B, SVENDSEN M B, NØRRESLET A, et al. Walking on high heels changes muscle activity and the dynamics of human walking significantly[J]. [J Appl Biomech](#), 2012, 28(1): 20–28.
- [26] NGUYEN L Y, HARRIS K D, MORELLI K M, et al. Increased knee flexion and varus moments during gait with high-heeled shoes: A systematic review and meta-analysis[J]. [Gait Posture](#), 2021, 85: 117–125.
- [27] BAZETT-JONES D M, NEAL B S, LEGG C, et al. Kinematic and kinetic gait characteristics in people with patellofemoral pain: A systematic review and meta-analysis[J]. [Sports Medicine](#), 2023, 53(2): 519–547.
- [28] 顾瑜, 郑志艺, 曾全寿, 等. 跑鞋跟掌落差对髌股关节痛跑者髌股关节和跟腱负荷特征的急性影响[J]. [医用生物力学](#), 2024, 39(6): 1160–1167.
GU Y, ZHENG Z Y, ZENG Q S, et al. Acute effects of heel-to-toe drop of running shoes on patellofemoral joint and achilles tendon loading in runners with patellofemoral pain [J]. [J Med Biomech](#), 2024, 39(6): 1160–1167. (in Chinese)
- [29] LABELLA C. Patellofemoral pain syndrome: Evaluation and treatment[J]. [Prim Care: Clin Off Pract](#), 2004, 31(4): 977–1003.
- [30] CRONIN N J. The effects of high heeled shoes on female gait: A review[J]. [J Electromyogr Kinesiol](#), 2014, 24(2): 258–263.