

老年人下楼梯行走髌股关节动态载荷与 BMI 相关性研究

The Correlation of Dynamic Patellofemoral Joint Load and BMI during Stair Descent in Elderly

何培东
HE Pei – dong

摘 要:目的:比较不同 BMI 老年人下楼梯行走髌股关节动态载荷并分析两者相关性。方法:正常、超重、肥胖三组受试者各 14 名完成下楼梯行走,采用 Vicon 三维动作捕捉系统与 Kistler 三维测力系统同步采集受试者行走时人体运动学与动力学数据。通过髌股关节力(PFJF)、股四头肌肌力(QF)、髌股关节应力(PFJS)、膝关节净力矩(KM)量化评定髌股关节动态载荷。结果:三组受试者髌股关节载荷指标变化曲线趋势一致,在单支撑初期与末期分别双峰值。相比于正常组,肥胖组 PFJF、PFJS、QF、KM 双峰值均显著增大($P < 0.05$),超重组 PFJF、PFJS、QF、KM 第一峰值显著增大($P < 0.001$);相比于超重组,肥胖组 PFJF($P = 0.030$)、PFJS($P = 0.008$)、QF($P = 0.038$)、KM($P = 0.046$)第一峰值显著增大。BMI 与 PFJF、PFJS、QF、KM 第一峰值($r > 0.5$, $P < 0.001$)、第二峰值($r > 0.6$, $P < 0.001$)均成正相关。结论:随着 BMI 增大,老年人下楼梯行走在单腿支撑初期髌股关节动态载荷显著增加,建议老年人下楼梯时手持拐杖或楼梯行走,增大膝关节屈曲角度和躯干前倾幅度,减少髌股关节的动态载荷。

关键词:老年人;楼梯;髌股关节;生物力学;体重指数

中图分类号:G804 **文献标识码:**A **文章编号:**1008 – 2808(2021)02 – 0089 – 08

Abstract: Objective: This study aimed to investigate the influence of BMI on dynamic patellofemoral joint load and the correlation between them among the elderly. Methods: Normal, overweight and obese participants ($n = 14$, respectively) performed stair descent. The Vicon motion capture system and Kistler force platform were synchronized to collect the data of kinematics and kinetics during stair descent. The patellofemoral joint force(PFJF), patellofemoral joint stress(PFJS), quadriceps force(QF) and knee joint moment(KM) were used to assess the dynamic patellofemoral joint load. Results: The curves of dynamic patellofemoral joint load among three groups were similar, and the two peak values were observed during early and late stage of single stance. Compared with normal group, the two peaks of PFJF, PFJS, QF, KM increased significantly in obese group($P < 0.05$), and the first peaks increased in overweight group($P < 0.001$). Compared with overweight group, the

first peak of PFJF ($P = 0.03$), PFJS ($P = 0.008$), QF ($P = 0.038$), KM ($P = 0.046$) increased significantly in obese group. The significant positive correlation were found between BMI and first peak ($r > 0.5$, $P < 0.001$), second peak ($r > 0.6$, $P < 0.001$) of dynamic patellofemoral joint load. Conclusions: With the increase of BMI, the dynamic load of the patellofemoral joint in the early stage of single - leg support for the elderly walking down the stairs is significantly increased. It is recommended that the elderly walk down the stairs with crutches or stairs to increase the knee joint flexion angle and the torso anterior inclination to reduce the patellofemoral Dynamic load of the hip joint.

Key words: Elderly; Stair; Patellofemoral joint; Biomechanics; BMI

截至 2018 年底我国 60 周岁及以上老年人口约 2.49 亿, 占总人口数的 17.9%, 预计到 2050 年, 老年人口总量将超过 4 亿, 老龄化水平增至 30%^[1]。髌股关节病变是一种较多见的影响老年人日常生活质量的膝关节疾病, 如髌股关节炎、髌股关节痛及髌骨退行性病变^[2]。生物力学研究认为, 下肢髌股关节病变的发生可能与运动中关节承受的生物机械负荷过载及其导致的关节运动轨迹异常有关。膝关节内部髌骨与股骨之间因接触而产生的压力为髌股关节力 (patellofemoral joint force, PFJF), 两者接触部位单位面积的 PFJF 称髌股关节应力 (patellofemoral joint stress, PFJS), 基于伸膝力矩与股四头肌有效力臂计算获知的股四头肌肌力 (quadriceps force, QF)。运动过程中的动态 PFJS、PFJS 与 QF 能够较好地解释膝关节内部髌骨与股骨受力的关系, 是评价髌股关节动态载荷较敏感的指标^[3-4]。

楼梯行走是老年人日常生活中无法避免且具有挑战性的运动行为之一。约 26% 的跌倒发生在楼梯行走过程中^[5], 下楼梯跌倒风险是上楼梯的 3 倍^[6]。研究显示, 膝关节肌骨系统为下楼梯行走提供 50% 的支撑力矩以维持姿势控制, 吸收超过 70% 的能量以缓冲振荡, 是承受下肢负荷的主要关节, 起主导作用^[7]。髌股关节在下楼梯行走中膝关节功能的维持具有至关重要的作用。有研究发现, 相比于平地行走, 下楼梯行走中较高的 PFJF 与 PFJS 是导致髌股关节软骨磨损、疼痛和退行性病变的主要因素, 而关节的退行性病变是导致老年人跌倒风险增加的重要因素^[8]。以上可知, 下楼梯行走是导致髌股关节载荷过大的外部因素之一。

身体质量指数 (body mass index, BMI) 是国际上常用的衡量人体肥胖程度的重要指标。流行病学研究发现, 普通成人 BMI 与下肢关节疾病的发

生呈现正相关, 其原因可能与肥胖度的增加带来的下肢关节运动载荷增大有关^[9]。正常体重成年人步行时髌股关节接触力峰值为体重的 0.5 - 1.5 倍, 而肥胖者承受的接触力高达体重的 2 - 3 倍^[3], 肥胖者关节软骨单位面积承受的应力也显著增加, 其损伤的几率明显增加^[10]。尽管髌股关节力学特征分析在健康人群的走^[11]、跑^[12]、骑行^[4]等运动中已经被证实, 但关于超重/肥胖老年人楼梯行走的研究尚需进一步探讨。

本研究旨在对比正常、超重以及肥胖三组老年人髌股关节动态载荷与 BMI 相关性, 为肥胖导致老年人下楼梯行走髌股关节病变提供生物力学数据参考, 并为肥胖老年人减轻疾病疼痛和临床医生制定康复处方提供数据支撑。本研究假设: (1) 相比于正常 BMI 组, 超重与肥胖组老年人下楼梯行走髌股关节动态载荷参数峰值显著较大; (2) BMI 数值与髌骨关节动态载荷参数峰值呈现显著正相关特征。

1 研究对象与方法

1.1 研究对象

选取 42 名社区老年人为研究对象 (见表 1), 根据《中国成年人超重和肥胖症预防控制指南》, 界定体重指数 $BMI \geq 28 \text{ kg/m}^2$ 为肥胖, $24 \text{ kg/m}^2 \leq BMI < 27.9 \text{ kg/m}^2$ 为超重, $18.5 \text{ kg/m}^2 \leq BMI < 23.9 \text{ kg/m}^2$ 为正常, 受试者均为右利侧。纳入标准: (1) 年龄 65 岁以上; (2) 下肢关节近半年内无明显损伤; (3) 能够独立完成楼梯行走; (4) 近 1 年内无跌倒史; (5) 双眼矫正视力 1.0 以上。排除标准: (1) 严重心血管系统、呼吸系统疾病、神经系统疾病以及肌肉骨骼系统疾病; (2) 影响姿势控制的前庭功能障碍; (3) 影响姿势控制的视觉系统疾病。所有受试者均签订了知情同意书, 并告知注意事项。

表 1 受试者基本资料

组别	n(男/女)	年龄(years)	身高(cm)	体重(kg)	BMI(kg/m ²)
正常组	7/7	68.4±3.2	159.7±4.2	57.4±5.5	22.6±1.3
超重组	7/7	69.1±4.3	159.1±3.4	66.9±4.9	26.2±1.5
肥胖组	7/7	69.6±3.9	158.7±2.5	74.6±4.2	30.2±1.1

1.2 仪器设备

1.2.1 模拟楼梯 根据现行国家标准《建筑设计防火规范》(GBJ16)的规定,确定模拟楼梯的尺寸。模拟楼梯重约 2 吨,共计 6 级台阶,长约 2m,宽约 1.5m,高约 1m,每级台阶高约 17cm,深 29cm,坡度约为 30°,符合国家住宅标准。

1.2.2 三维运动学捕捉系统 本研究运动学数据采集应用 8 个摄像头的 Vicon 红外高速动作捕捉系统(英国,T40),采集频率设置为 100Hz^[13-14]。根据 Visual3D 软件(美国,C-Motion,V3)人体模型的要求,41 个 14mm 的红外反光球黏贴在各解剖学标志点^[15],采集人体运动学数据。

1.2.3 三维测力系统 模拟楼梯的第三和第四台阶分别镶嵌两台 Kistler 测力台(型号:瑞士,9287C;尺寸:90cm×60cm×10cm),外置信号放大器,采集频率设置为1 000Hz^[13-14]。运动学、动力学数据采集采用 Vicon 系统同步盒实现两者的同步采集。

1.3 数据采集

受试者身着统一的测试服与鞋子,进行身体、体重等身体形态学参数的测量。实验人员为受试者黏贴 41 个反光球并进行系统校准采集静态模型,以确定头、躯干、骨盆、双侧上臂、前臂、手、大腿、小腿、足共 15 个环节参数。受试者准备工作完成后,充分熟悉测试环境与流程,进行下楼梯行走的动态测试。受试者自第六级台阶 15cm 处进行无初速度的下楼梯行走,全程采用“一步一台阶”方式,禁止越级跨越台阶,直至行走距离第一台阶 1.5m 处停止。为减小误差确保数据的统一性,受试者下楼梯以优势腿即右腿先迈步行走,共计完成 5 次成功的测试,两次行走间隔 5 min。一次成功的下楼梯行走定义为运动学与动力学数据采集完整有效,未发生反光球脱落、中途停顿、踩踏在测力台外等影响数据有效性的事件。

1.4 数据处理

将 Vicon 采集的原始运动学与动力学数据经过建模、截取、删补点等处理后,导入 Visual 3D 数据处理软件,分别进行截止频率为 6Hz^[15] 和

10Hz^[16-17] 的 Butter-worth 四阶数字低通滤波器滤波。

本研究选取的一个下楼梯步态支撑腿在支撑相的数据进行分析,支撑相定义为右脚在第四台阶着地到离地。脚触地定义为测力台垂直方向的地面反作用力大于 20N^[5]。支撑相详细划分为第一双支撑相、单支撑相、第二双支撑相,详细划分如下^[18]:第一双支撑相:右脚着地(right foot touch down,RTD)到左脚离地(left foot take off,LTO);单支撑相:左脚离地(left foot take off,LTO)到左脚着地(left foot touch down,LTD);第二双支撑相:左脚着地(left foot touch down,LTD)到右脚离地(right foot take off,RTO)。

1.5 实验参数

本实验选取支撑期内支撑腿体重标准化的膝关节净力矩(knee joint moment,KM)、髌股关节力(PFJF)、股四头肌肌力(QF)相对值及髌股关节应力(PFJS)绝对值进行分析。

(1)膝关节净力矩^[19]。

基于逆向动力学方法,采用 Visual3D V3 版本软件编写 Script,通过选择关节与环节及对应的参考坐标系,对下楼梯行走过程中下肢膝关节矢状面的净力矩进行计算。

(2)股四头肌肌力^[20]。

$$LA \begin{cases} 0.036\theta + 3.0 & (0 \leq \theta < 30) \\ -0.043\theta + 5.4 & (30 \leq \theta < 60) \\ -0.027\theta + 4.3 & (60 \leq \theta < 90) \\ 2.0 & (90 \leq \theta) \end{cases}$$

式中 LA(cm)为股四头肌有效肌力臂,θ(°)为矢状面的膝关节角度,LA 为 θ 的分段函数^[28]。

本研究下楼梯行走中矢状面净膝关节力矩正值时为膝关节伸膝力矩^[20],即:

$$M_{EXT} = M_{NET}$$

式中(M_{EXT}(N·m))为矢状面净膝关节力矩,(M_{NET}(N·m))为膝关节伸膝力矩。

$$F_Q(\theta_i) = M_{EXT}(\theta_i) / [LA(\theta_i) \cdot 0.01]$$

式中为股四头肌肌力 QF,θ_i 为第帧膝关节屈伸角度^[20]。

(3) 髌股关节力^[20]。

$$F_{PF} = 2F_Q \sin(\beta/2)$$
$$\beta = 30.46 + 0.53(\theta)$$

式中 F_{PF} (N) 为 $PFJF$, β (°) 为股四头肌肌力线与髌韧带拉力线之间的夹角^[28]。

(4) 髌股关节应力^[20]。

髌股与股骨的接触面积^[12]为矢状面膝关节角度 θ (°) 的函数, 具体计算公式如下:

$$S_{PFCA}(\theta_i) = 0.0781 \times \theta_i^2 + 0.6763 \times \theta_i + 151.75$$

式中为髌股与股骨的接触面积。

$$P_{PFJS}(\theta_i) = F_{PF}(\theta_i) / S_{PFCA}(\theta_i)$$

式中 P_{PFJS} (MPa) 即 $PFJS$ 。

1.6 统计学方法

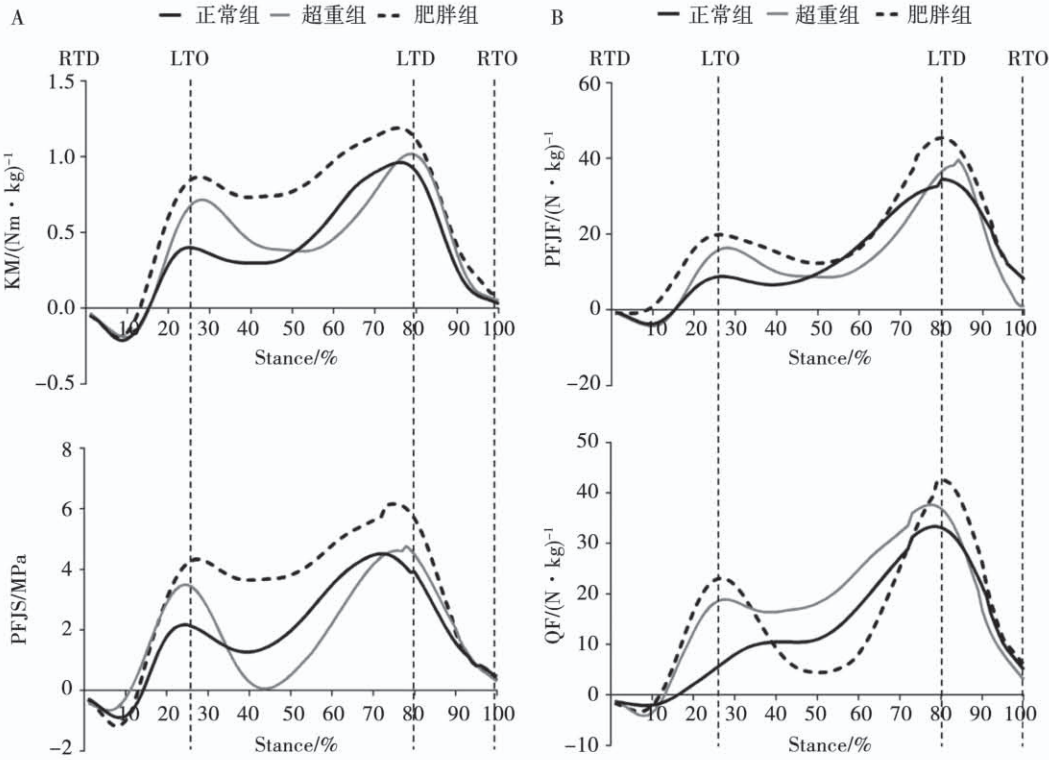
本研究自变量为 BMI 分组(正常组、超重组、肥胖组), 因变量为 5 次测试 KM_{peak} 、 QF_{peak} 、 $PFJF_{peak}$ 、 $PFJS_{peak}$ 的平均值。本研究的统计学分析采用统计软件 SPSS20.0 (IBMS, NY, USA), 所得参数值均用平均值 $\pm$ 标准差表示。采用 Shapiroe - Wilk 和 Levene's 分别对各组数据进行正态检验和方差齐性检验。采用单因素方差分析(One - way ANOVA) 观察不同 BMI 分组对 KM_{peak} 、 QF_{peak} 、 $PFJF_{peak}$ 、 $PFJS_{peak}$ 的影响, 采用 LSD 检验进行事后两两比

较。采用 Pearson 相关分析检验 BMI 与 KM_{peak} 、 QF_{peak} 、 $PFJF_{peak}$ 、 $PFJS_{peak}$ 的线性相关度, 弱相关(0 - 0.3), 中度相关(0.3 - 0.5), 强相关(0.5 - 0.8), 极强相关(0.8 - 1.0)^[21]。本研究统计分析显著性水平设置为 0.05。

2 研究结果

2.1 髌股关节动态载荷

图 1 和表 2 显示, 相比于正常体重组, 超重组 KM 、 $PFJS$ 、 $PFJF$ 、 QF 第一峰值分别显著增加了 78% ($P < 0.001$)、62% ($P < 0.001$)、92% ($P < 0.001$)、82% ($P < 0.001$); 肥胖组 KM 、 $PFJS$ 、 $PFJF$ 、 QF 第一峰值分别显著增加了 107% ($P < 0.001$)、98% ($P < 0.001$)、130% ($P < 0.001$)、114% ($P < 0.001$), 第二峰值显著增加了 30% ($P < 0.001$)、34% ($P = 0.004$)、29% ($P = 0.006$)、29% ($P = 0.003$)。相比于超重组, 肥胖组 KM 、 $PFJS$ 、 $PFJF$ 、 QF 第一峰值分别显著增加了 16% ($P = 0.046$)、22% ($P = 0.008$)、20% ($P = 0.030$)、18% ($P = 0.038$), KM 、 $PFJS$ 第二峰值分别显著增加了 20% ($P = 0.005$)、30% ($P = 0.006$)。



注: KM - 矢状面膝关节伸膝矩, PFJS - 髌股关节应力, PFJF - 髌股关节力, QF - 股四头肌肌力

图 1 三组受试者支撑相 KM(A)、PFJS(B)、PFJF(C)、QF(D) 曲线图

表 2 三组受试者 KM_{peak} 、 QF_{peak} 、 $PFJF_{peak}$ 、 $PFJS_{peak}$ 对比分析结果

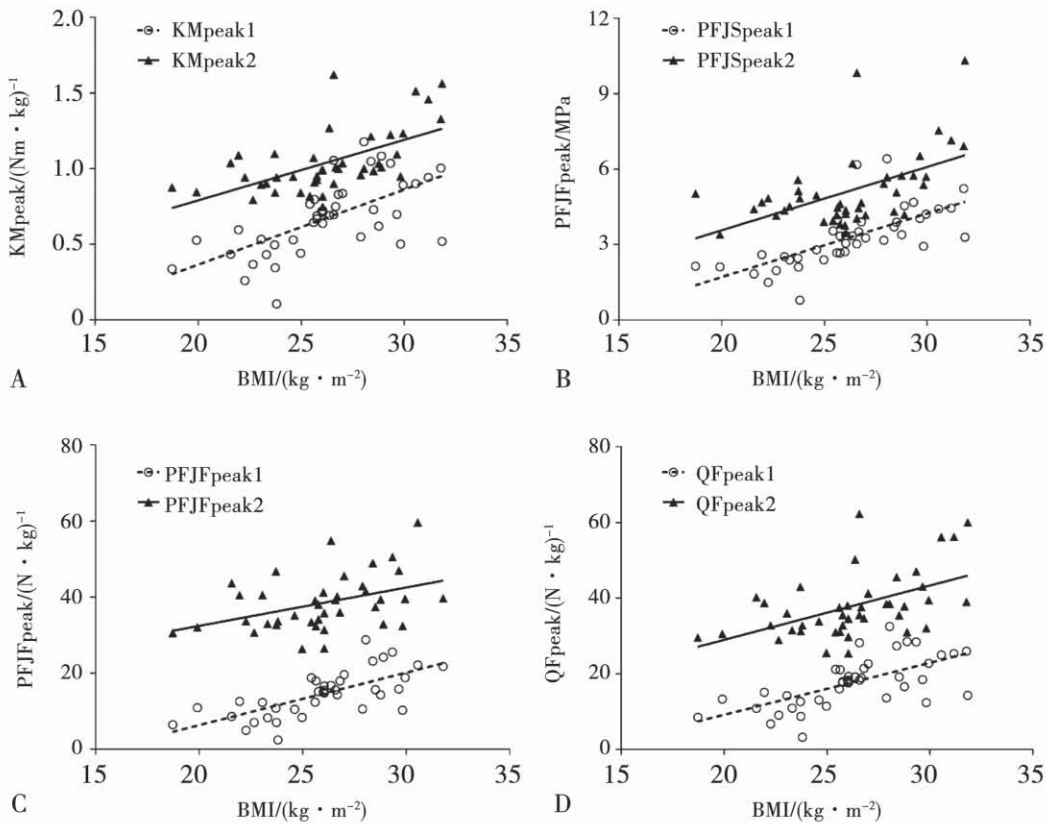
	正常组	超重组	肥胖组	F 值	P 值
KM_{peak1} (Nm/kg)	0.41 ± 0.13	0.73 ± 0.11 *	0.85 ± 0.22 *#	26.783	<0.001
KM_{peak2} (Nm/kg)	0.92 ± 0.10	1.00 ± 0.21	1.20 ± 0.21 *#	8.051	0.001
$PFJS_{peak1}$ (Mpa)	2.12 ± 0.52	3.45 ± 0.82 *	4.21 ± 0.90 *#	24.894	<0.001
$PFJS_{peak2}$ (Mpa)	4.59 ± 0.57	4.72 ± 1.51	6.17 ± 1.62 *#	5.777	0.006
$PFJF_{peak1}$ (N/kg)	8.46 ± 2.91	16.27 ± 3.12 *	19.60 ± 5.59 *#	27.211	<0.001
$PFJF_{peak2}$ (N/kg)	35.34 ± 5.82	39.82 ± 9.64	45.71 ± 10.61 *	4.347	0.020
QF_{peak1} (N/kg)	10.54 ± 3.31	19.12 ± 3.21 *	22.64 ± 6.12 *#	27.480	<0.001
QF_{peak2} (N/kg)	33.45 ± 4.89	37.23 ± 8.66	43.20 ± 9.40 *	4.966	0.012

注:KM-矢状面膝关节伸膝力矩,PFJS-髌股关节应力,PFJF-髌股关节力,QF-股四头肌肌力。*,相比于正常组,差异具有显著性,P<0.05;#,相比于超重组,差异具有显著性,P<0.05

2.2 髌股关节动态载荷与 BMI 的相关性

图 2 可知,KM、PFJS、PFJF、QF 与 BMI 峰值存在正相关的线性关系,其随着 BMI 的增大而增大。表 3 可知,进一步相关分析结果显示,BMI 与 KM

(P<0.001)、QF(P<0.001)、PFJF(P<0.001)、PFJS(P<0.001)第一峰值均具有显著相关关系,与 KM(P<0.001)、QF(P<0.001)、PFJF(P=0.001)、PFJS(P=0.001)第二峰值均具有显著相关关系。



注: BMI-体质指数, KM-矢状面膝关节伸膝力矩, PFJS-髌股关节应力, PFJF-髌股关节力, QF-股四头肌肌力

图 2 BMI 与 KM_{peak} (A)、 $PFJS_{peak}$ (B)、 $PFJF_{peak}$ (C)、 QF_{peak} (D) 的散点分布图

表 3 BMI 与 KM_{peak}、QF_{peak}、PFJF_{peak}、PFJS_{peak} 相关分析

		KM _{peak1}	KM _{peak2}	PFJS _{peak1}	PFJS _{peak2}	PFJF _{peak1}	PFJF _{peak2}	QF _{peak1}	QF _{peak2}
BMI	r 值	0.700	0.592	0.684	0.528	0.645	0.551	0.700	0.554
	P 值	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	0.001	<0.001	0.001

注: BMI - 体质指数, KM - 矢状面膝关节伸膝力矩, PFJS - 髌股关节应力, PFJF - 髌股关节力, QF - 股四头肌肌

3 讨 论

3.1 老年人下楼梯行走髌股关节动态载荷

本研究结果显示,三组老年人的下楼梯行走 KM、PFJF、PFJS 以及 QF 曲线形状相似,均呈现“双峰一谷”的趋势。其中第一峰值出现在 25% 支撑相时刻,处在单支撑初期,此时下楼梯步态双支撑时相转为单支撑时相,身体重量由单腿支撑,进而表现出髌股关节动态载荷指标的显著增大;第二峰值出现在 80% 支撑相时刻,处在单支撑末期,此时身体质心受重力作用加速向下,且膝关节具有较大的屈曲角度,右支撑腿此时需要产生更大的 KM 和 QF 以控制身体稳定性,表现出较大膝关节动态载荷。

Jacklyn 等人的研究显示,受试者下楼梯髌股关节动态载荷指标 KM、PFJF 以及 PFJS 双峰值均小于本研究结果,研究结果并未一致,其原因可能与不同测试人群有关^[11]。本研究选取的受试者为老年人群,而前者受试者年龄为 32 ± 7.1 岁属于中青年人群。值得注意的是,本研究老年人表现出的较低髌股关节载荷并不意味着老年人发生髌股关节病变的几率减小,相反可能与自我保护的神经肌肉控制机制有关。随着年龄的增大,老年人髌骨软骨退变^[22]、髌骨软骨体积减小^[23],髌股关节无法承受更大的接触压力与应力。因此楼梯行走过程中,老年人采用“小心谨慎”的步态策略,表现出步速降低、地面反作用力以及关节力矩减小等生物力学特征^[24-25],进而造成髌股关节动态载荷降低,可能是对髌股关节结构与功能退化的适应性调整。

由此可知,下楼梯行走单支撑相,特别初期和末期是老年人髌股关节动态载荷增大的关键时刻,应做好行走过程中的减负防护,更好的保护髌股关节,减少病变发生的可能。

3.2 髌股关节动态载荷与 BMI 相关性

本研究结果显示,相比于正常体重组,超重组髌股关节动态载荷指标的第一峰值和肥胖组髌股关节载荷指标双峰值均显著增高;相比于超重组,肥胖组动态载荷指标的第一峰值与 KM、PFJS 第二峰值显著增高。相关分析显示,动态载荷指标与

BMI 呈显著正相关, r 均在 0.5 以上,属于强相关。研究结果较好的验证了研究假设。

肥胖组老年人表现出较高的 KM、PFJF、PFJS、QF 双峰值,楼梯行走时髌股关节载荷显著增大,可能导致关节面、软骨的加速磨损,进而诱发关节炎、关节疼痛可能性增大。PFJF 与 PFJS 是评估髌股关节负荷的核心指标,与髌股关节病变发生率呈现正相关^[3,11,26]。本研究结果显示,肥胖老年人下楼梯行走髌股关节 PFJF、PFJS 峰值是正常体重老年人的 1.3 ~ 2.3 倍, Matthews 的研究结果显示其倍数数值在 2 ~ 4 倍^[3],两者均说明肥胖人群步态动作中髌股关节载荷显著增大,究其原因可能与肥胖人群行走过程中采用的身体姿态有关。Peggy 等研究显示,肥胖人群下楼梯行走时在支撑相膝关节与躯干表现出较小的屈曲角度,身体姿态较直立^[27]。研究发现,下楼梯行走时膝关节屈曲角度减小 3°, 膝关节 KM、PFJF 分别显著增大 0.4 N/kg、10 N/kg, 躯干屈曲角度减小时 PFJS 峰值显著增大^[28]。此外,肥胖人群股四头肌相对肌力的减小可能是导致本研究中 PFJF、PFJS 峰值增大的另一原因。研究发现,相比于体重正常者,超重与肥胖成人尽管脂肪和瘦体重绝对值较大,但是体重标准化下肢肌力显著降低 6% ~ 10%^[29]。下楼梯行走股四头肌做离心收缩,膝关节做负功吸收能量,缓冲振荡,对股四头肌肌力要求较高,肥胖带来的相对肌力减弱不足以完全缓冲下楼梯行走动作冲击,可能导致髌股关节载荷增加。

值得注意的是,本研究结果发现,与肥胖组表现出的髌股关节载荷特征不同的是,超重组 KM、PFJF、PFJS、QF 第一峰值表现出超载特征,第二峰值未显著增高,这与本研究预期相悖,其原因可能与肥胖降低膝关节本体感觉有关。来自本体感觉系统的信息输入对人体运动姿态和肌肉发力模式的调控贡献度占比高达 56.3%,具有极其重要的意义^[30]。上文所述,动态载荷第二峰值出现在单支撑末期,此时刻左摆动腿即将着地,老年人需将更多的注意力与视觉资源用以控制摆动腿足部触地动作,支撑腿肌肉活动更多的依赖本体感觉信息输入。研究证实,肥胖老年人膝、踝关节本体感觉

灵敏性显著降低^[31],可能由此而改变支撑腿在第二峰值出现时的肌肉发力模式,造成髌股关节动态载荷的差异,但其深层的神经肌肉控制机制仍需进一步深入探究。

3.3 本研究存在的局限性与后期展望

本研究存在以下局限性:首先,本研究运动学数据的获取是基于人体表面标记点运动,超重与肥胖人群脂肪相对较多,本研究无法排除脂肪层对数据准确性的影响,后续研究可以采用更合理、更先进的方法进行探讨。其次,本研究关于髌股关节动态载荷是基于力学方程计算而得,无法计算运动过程中髌股关节应力及压力的分布,无法获知关节局部载荷随肥胖度增大的变化趋势,后续研究可以利用有限元研究法进行深入分析。

4 结 论

本研究首次对不同 BMI 老年人群下楼梯行走髌股关节动态载荷进行生物力学研究。老年人随着 BMI 的增大不同阶段的髌股关节动态载荷呈现出不同生物力学特征。其中,超重老年人髌股关节载荷超载主要发生在单支撑初期阶段,而肥胖老年人髌股关节载荷超载发生在单支撑初期和末期阶段。因此,超重老年人下楼梯损伤预防阶段重要在单支撑相的初期,而肥胖者在整个单支撑期均应该注意损伤的发生。

参考文献:

[1] 王文星. 社区居家养老模式的人力资源现状调查与对策分析[J]. 中国民商, 2020(3): 149.

[2] Field AE, Coakley EH, Must A, et al. Impact of Overweight on the Risk of Developing Common Chronic Diseases During a 10-Year Period[J]. Archives of Internal Medicine, 2001, 161(13): 1581-1586.

[3] Trepczynski A, Kutzner I, Kornaropoulos E, et al. Patellofemoral joint contact forces during activities with high knee flexion[J]. Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society, 2012, 30(3): 408-415.

[4] 王勇, 梁雷超. 鞍座高度对骑行时髌股关节力学特征影响的研究[J]. 体育科学, 2018, 38(6): 60-66.

[5] Buckley JG, Heasley K, Scally A, et al. The

effects of blurring vision on medio-lateral balance during stepping up or down to a new level in the elderly[J]. Gait & Posture, 2005, 22(2): 146-153.

[6] Masud T, Morris R. Epidemiology of falls[J]. Age & Ageing, 2001, 30(S4): 3-7.

[7] Mcfadyen B, Winter D. An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent[J]. Journal of Biomechanics, 1988, 21(9): 733-736.

[8] Chang C, Seong S, Kim T. Evaluations of radiographic joint space—do they adequately predict cartilage conditions in the patellofemoral joint of the patients undergoing total knee arthroplasty for advanced knee osteoarthritis? [J]. Osteoarthritis and cartilage, 2008, 16(10): 1160-1166.

[9] Capodaglio P, Castelnovo G, Brunani A, et al. Functional limitations and occupational issues in obesity: a review [J]. International journal of occupational safety and ergonomics : JOSE, 2010, 16(4): 507-523.

[10] Jacobsen S, Sonne-Holm S, Søballe K, et al. Hip dysplasia and osteoarthritis: a survey of 4151 subjects from the Osteoarthritis Substudy of the Copenhagen City Heart Study [J]. Acta orthopaedica, 2005, 76(2): 149-158.

[11] Brechter JH, Powers CM. Patellofemoral stress during walking in persons with and without patellofemoral pain[J]. Medicine & Science in Sports & Exercise, 2002, 34(10): 1582-1593.

[12] Dos A, Nakagawa T, Serrão F, et al. Patellofemoral joint stress measured across three different running techniques[J]. Gait & posture, 2019(68): 37-43.

[13] Song Q, Zhou J, Sun W, et al. Long-term Tai Chi exercise increases body stability of the elderly during stair ascent under high and low illumination[J]. Sports Biomechanics, 2018(17): 402-413.

[14] Song Q, Tian X, Wong D, et al. Effects of Tai Chi Exercise on body stability among the elderly during stair descent under different

- levels of illumination[J]. *Research in Sports Medicine*, 2017, 25(2): 197 – 204.
- [15] Zhang C, Sun W, Song Q, et al. Performance of older adults under dual task during stair descent[J]. *Journal of Exercise Science & Fitness*, 2018, 16(3): 99 – 105.
- [16] Singhal K, Kim J, Casebolt J, et al. Kinetic comparison of older men and women during walk – to – stair descent transition[J]. *Gait & Posture*, 2014, 40(4): 600 – 604.
- [17] Song Q, Li L, Zhang C, et al. Long – term Tai Chi practitioners have superior body stability under dual task condition during stair ascent[J]. *Gait & Posture*, 2018(66): 124 – 129.
- [18] Bosse I, Oberländer KD, Savelberg H, et al. Dynamic stability control in younger and older adults during stair descent[J]. *Human Movement Science*, 2012, 31(6): 1560 – 1570.
- [19] 梁雷超,黄灵燕,伍颢,等. 膝关节关节炎对女性老年人步行动态稳定性的影响[J]. *体育科学*, 2016, 36(3): 63 – 68.
- [20] Bressel E. The influence of ergometer pedaling direction on peak patellofemoral joint forces[J]. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 2001, 16(5): 431 – 437.
- [21] Clemons J, Harrison M. Validity and reliability of a new stair sprinting test of explosive power[J]. *J Strength Cond Res*, 2008, 22(5): 1578 – 1583.
- [22] Sharma L, Chmiel J, Almagor O, et al. Significance of pre – radiographic MRI lesions in persons at higher risk for knee osteoarthritis[J]. *Arthritis & rheumatology*, 2014, 66(7): 1811 – 1819.
- [23] Wang J, Antony B, Zhu Z, et al. Association of patellar bone marrow lesions with knee pain, patellar cartilage defect and patellar cartilage volume loss in older adults: a cohort study[J]. *Osteoarthritis and cartilage*, 2015, 23(8): 1330 – 1336.
- [24] Hsue B, Su F. Effects of age and gender on dynamic stability during stair descent [J]. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 2014, 95(10): 1860 – 1869.
- [25] Lee H, Chou L. Balance control during stair negotiation in older adults[J]. *Journal of Biomechanics*, 2007, 40(11): 2530 – 2535.
- [26] Toivanen A, Heliövaara M, Impivaara O, et al. Obesity, physically demanding work and traumatic knee injury are major risk factors for knee osteoarthritis – a population – based study with a follow – up of 22 years [J]. *Rheumatology (Oxford, England)*, 2010, 49(2): 308 – 314.
- [27] Lai P, Leung A, Li A, et al. Three – dimensional gait analysis of obese adults[J]. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 2008(23): S2 – S6.
- [28] Atkins L, Smithson C, Grimes D, et al. The influence of sagittal trunk posture on the magnitude and rate of patellofemoral joint stress during stair ascent in asymptomatic females [J]. *Gait & posture*, 2019(74): 121 – 127.
- [29] Xu X, Mirka G, Hsiang S. The effects of obesity on lifting performance[J]. *Applied ergonomics*, 2008, 39(1): 93 – 98.
- [30] Lord SR, Clark RD, Webster IW. Postural Stability and Associated Physiological Factors in a Population of Aged Persons[J]. *Journal of Gerontology*, 1991, 5(3): 3 – 5.
- [31] 刘猛,徐冬青,莫仕围,等. 肥胖成年男性膝、踝关节本体感觉功能研究[J]. *中国康复医学杂志*, 2012, 31(3): 70 – 74.