

女性不对称负重行走下肢关节适应机制研究*

赵功赫¹ 曲峰^{1,2}

摘要

目的:研究女性不对称负重行走时下肢关节力矩特征,探讨负重侧和无负重侧下肢关节适应机制,为分析女性不对称负重行走可能出现的下肢关节损伤提供依据。

方法:16例健康女性采用单肩背包的不对称负重方式以自身体重的0%、5%、10%、15% 4种负重重量行走,使用Motion红外高速运动捕捉系统和Kistler三维测力台同步采集运动学和动力学数据。

结果:不对称负重会显著减小负重侧下肢膝关节外翻力矩($P<0.05$),显著增加无负重侧下肢膝关节外翻力矩和髋关节外展力矩($P<0.05$);无负重侧下肢膝关节外翻力矩和髋关节外展力矩显著高于负重侧下肢($P<0.05$),且两侧差异随着负重重量增加而增大。

结论:不对称负重行走,对无负重侧肢体有更大的要求。无负重侧下肢膝关节外翻力矩、髋关节外展力矩均大于负重侧,这种改变可能与关节退变和骨性关节炎的发生相关。

关键词 不对称负重;步态;关节力矩;动力学;关节负荷;关节损伤

中图分类号:R493 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2023)-06-0793-08

The mechanism of lower limb joints adaptation to asymmetric loads in women walking/ZHAO Gonghe, QU Feng//Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2023, 38(6):793—800

Abstract

Objective: To investigate the effects of asymmetric loads on joint moment characteristics of lower limb in women walking and to explore the adaptation mechanism of lower limb joints for loaded limb stance and unloaded limb stance. This study can provide basis for the analysis of potential lower limb joint injury in women walking with asymmetric loads.

Method: Sixteen healthy women walked carrying a bag on the right shoulder with a loading of 0%, 5%, 10% and 15% of the subjects' weight. Motion capture system and 2 Kistler force plates were used to collect kinematic and kinetic data synchronously.

Result: Asymmetric loads significantly reduced the internal knee abduction moments in loaded limb stance ($P<0.05$), and significantly increased the internal knee abduction moments and the internal hip abduction moments in unloaded limb stance ($P<0.05$). The internal knee abduction moments and the internal hip abduction moments were higher in unloaded limb stance as compared to loaded limb stance when carrying asymmetric loads ($P<0.05$), and the difference between the two sides increased with the increase of loads.

Conclusion: Walking with asymmetric loads has greater requirements for unloaded limbs. The internal knee abduction moments and the internal hip abduction moments were higher in unloaded limb, which may be associated with the joint degeneration and the development of osteoarthritis.

Author's address Sport Science School, Beijing Sport University, Beijing, 100084

Key word asymmetric load; gait; joint moments; kinetics; joint load; joint injury

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2023.06.013

*基金项目:国家高技术研究发展计划项目(2015AA8093024E)

1 北京体育大学运动人体科学学院,北京市,100084; 2 通讯作者

第一作者简介:赵功赫,男,博士研究生; 收稿日期:2022-02-14

女士单肩包是女性日常搭配,常通过一个肩带挂在女性的一侧肩膀,这对人体来说是一种不对称的负重模式,会增加行走时额状面的不对称性,可能使人体产生不良的姿势适应而导致损伤,而女性常常忽略这种不对称的负重对人体产生的影响。

研究证实,不对称负重行走时会增加躯干向无负重侧倾斜^[1-2],增加骨盆向无负重侧的倾斜和旋转^[3],并且感觉腰痛程度也会高^[4]。多项研究已证明,长时间的不对称负重,会造成肩部、颈部和背损伤酸疼、高低肩和脊柱侧弯^[2-6]。此外,不对称的负重还会造成髋关节更大的外展力矩^[7-8],以及下肢肌电活动增加^[9]。这些研究证明,不对称负重增加了行走时下肢的额状面负荷,下肢额状面负荷增加可能会增加发生下肢患骨关节炎的潜在风险^[10-14]。

骨关节炎是一个日益严重但尚未解决的问题^[15],其中膝关节炎最为常见^[16-17]。流行病学的研究估计,全世界大约有15%人口受到膝关节炎的困扰,它不仅给社会,也给患者带来巨大的心理和经济负担^[18-19]。行走过程中的机械负荷已被确定为导致膝关节炎的关键因素^[14,20-22],外翻力矩反映了膝关节内侧室和外侧室之间的负荷分布,其中较大的膝外翻力矩意味着膝关节内侧室较外侧室有更大的载荷^[23]。膝内侧骨关节炎患者与健康人相比,也表现出更高的膝外翻力矩^[10-14]。从关节损伤角度出发,不对称负重时的下肢关节特征是否会和关节炎患者行走时的下肢关节有类似的力矩特征呢?然而,很少有研究探讨女性在不同重量的不对称负重下行走时的下肢关节适应机制。因此,有必要进一步研究不对称负重时下肢关节的力矩特征,这将有助于了解下肢关节损伤的潜在风险。

本研究旨在研究不对称负重对于女性行走时下肢关节额状面力矩特征的影响,探索不对称负重时负重侧和无负重侧的下肢关节的力矩差异,分析不对称负重增加下肢关节退变和骨性关节炎发生的可能性,为研究女性不对称负重行走可能出现的下肢关节损伤提供参考,为临床医生制定更加合理的康复方案提供客观的理论依据。本研究的研究假设:①不对称负重会减小负重侧下肢膝关节外翻力矩,增加无负重侧下肢膝关节外翻力矩和髋关节外展力矩;②无负重侧下肢膝关节外翻力矩和髋关节外展

力矩显著高于负重侧下肢,且两侧差异随着负重重量增加而增大。

1 资料与方法

1.1 一般资料

经筛查招募北京体育大学16例普通健康女大学生,年龄(22.9±1.2)岁,身高(163.1±3.5)cm,体重(53.5±6.0)kg,鞋码(EUR)36,优势侧为右侧。

筛查招募标准:①身体健康,无神经系统和肌肉骨骼系统疾病;②无高低肩和长短腿等明显解剖学不对称;③右利手,且无背单肩包习惯;④实验前无肌肉疲劳症状;⑤受试者了解试验过程并签署知情同意书。

1.2 实验仪器

本研究的不对称负重由女性单肩背包来实现。试验采用的市售女包有可调节长度的肩带和手提的带子,尺寸是20cm×26cm×10cm,重量为300g,选择的依据:有长度可调的较宽的肩带,可以增加单肩背包的舒适性;包的体积和自重不能过大,在装入负重填充物(电镀小钢板或小沙袋)后包的形变不大。

采用8镜头红外高速运动捕捉系统(motion analysis raptor—4, USA, 200Hz)和2块三维测力台(Kistler 9281CA, Switzerland, 1000Hz),同步采集行走中贴于人体的反光标志点、地面反作用力(ground reaction force, GRF)及压力中心(center of pressure, COP)数据。通过便携式测速系统(newtest powertimer, Finland)监控受试者通过测试区域的平均行走速度,两个测速仪红外发射装置置于测试区域的两边,二者间距3m。

1.3 数据采集

本研究中受试者采取右侧单肩背包的负重方式,包带长度控制在髌髁高度^[6,24],负重重量(含包自重)按受试者体重(body weight, BW)设置四种条件:0%、5%、10%和15% BW,重量的设置参考以往的研究^[24-27],分别模拟女性在实际中的不同负重场景。

测试开始前,记录受试者基本信息(身高、体重等),告知受试者试验步骤和注意事项。正式测试时,受试者换统一的紧身衣并佩戴泳帽,穿统一的运动鞋,并按照Helen-Hayes模型在骨盆和下肢粘贴21个反光标志点(左/右髌前上棘,左/右髌后上棘,

第四、五腰椎棘突中点,左/右大腿前侧,左/右股骨外上髁,左/右股骨内上髁,左/右胫骨粗隆,左/右外踝,左/右内踝,左/右足尖和足跟)。

在每种负重条件下,受试者在距离测力台直线距离约10m处准备,听到口令后,受试者以正常步态自然走过测试区域,上肢自然运动,行走速度控制在 $(1.1\pm 0.1)\text{m/s}$ ^[6,28],同时左、右两只脚分别完整的踩在两块测力台上,视为一次有效测试。在每种负重条件下采集3次有效数据。为了避免疲劳因素对试验结果产生影响,要求受试者在每次行走测试之间充分休息,受试者根据自身状态自行控制休息时间,保证每次行走前的身体状态相同,确保无疲劳产生。

1.4 数据处理

数据使用Motion Analysis自带数据处理软件Cortex 2.6进行计算处理,使用Butterworth低通滤波对所有标志点进行平滑处理,截断频率为13.3Hz^[29]。参考Kadaba的研究^[30],根据标志点坐标建立骨盆、大腿、小腿、足坐标系。环节质量、质心位置和转动惯量通过DeLeva的人体测量模型获得^[31]。额状面力矩是分析不对称负重对下肢关节影响的重要指标,本研究采用逆动力学的方法计算两侧下肢髋、膝、踝关节额状面力矩。下肢关节力矩方向及大地坐标系定义见图1。

支撑阶段定义为足跟着地到同侧足跟离地。计算下肢各关节额状面力矩在一个支撑阶段的最大值和最小值。对力矩参数除以体重进行标准化处理,并对各参数按一个支撑阶段进行归一化处理。

1.5 统计学分析

使用SPSS20.0软件进行统计分析,分别对负重侧和无负重侧的参数采用单因素重复测量方差分析,比较不同负重重量(0%、5%、10%、15%BW)对下肢关节力矩的影响,当主效应显著时,后继检验采用LSD法;采用配对t检验方法,比较负重侧与无负重侧下肢关节力矩参数。显著性水平定义为 $P < 0.05$ 。

2 结果

2.1 不对称负重行走负重侧下肢关节力矩特征

单因素重复测量方差分析的结果表明,负重重量显著影响负重侧踝内翻、膝外翻、膝内翻和髋内收的峰值力矩($P < 0.05$)。负重侧最大踝内翻力矩在负重后均显著大于0%BW($P < 0.05$);负重侧最大膝内翻力矩随着负重重量增加有增大趋势,15%BW的最大膝内翻力矩显著大于其他负重重量($P < 0.05$),15%BW比0%BW增大约63.79%;负重侧最大膝外翻力矩在负重后均显著小于0%BW($P < 0.05$),但是随着负重重量增加没有显著变化($P > 0.05$);仅当负重重量达15%BW时,负重侧最大髋内收力矩较0%BW显著增大($P < 0.05$)(表1)。不对称负重行走时负重侧支撑阶段下肢关节力矩见图2A。

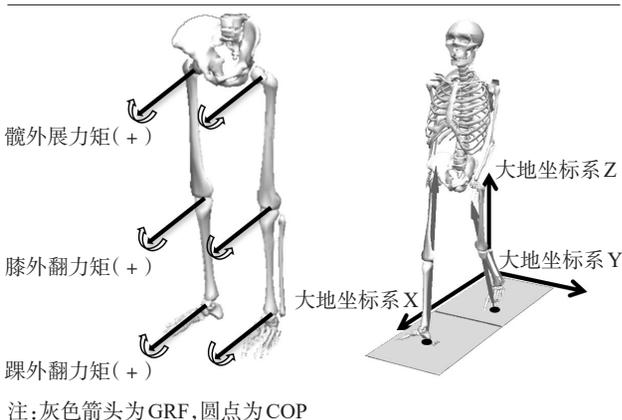
2.2 不对称负重行走无负重侧下肢关节力矩特征

单因素重复测量方差分析的结果表明,负重重量显著影响无负重侧踝外翻、踝内翻、膝外翻和髋外展的峰值力矩($P < 0.05$)。当负重重量达10%BW和15%BW时,无负重侧最大踝外翻力矩显著大于0%BW,且随着负重重量增加显著增大($P < 0.05$);无负重侧最大踝内翻力矩在10%BW和15%BW时显著大于0%BW($P < 0.05$);无负重侧最大髋外展、最大膝外翻力矩随着负重重量的增加显著增大($P < 0.05$)(表2)。不对称负重行走时无负重侧支撑阶段下肢关节力矩见图2B。

2.3 不对称负重行走左右下肢关节力矩比较

负重侧与无负重侧数据配对t检验结果表明,0%BW行走时两侧关节力矩指标均没有显著差异($P > 0.05$);不对称负重行走时,负重侧和无负重侧的踝关节额状面力矩指标之间没有显著差异($P > 0.05$);无负重侧的最大膝外翻力矩显著大于负重侧($P < 0.05$,图3A),5%、10%、15%BW的无负重侧分别较负重侧增加25.2%、40.5%、60.2%;无负重侧的

图1 下肢关节力矩方向及大地坐标系定义



最大膝内翻力矩显著小于负重侧($P<0.05$,图3B),5%、10%、15%BW的无负重侧较负重侧分别减小23.6%、31.8%、53.2%;不对称负重行走时,无负重侧的最大髋外展力矩显著大于负重侧($P<0.05$,图3C),5%、10%、15%BW的无负重侧分别较负重侧增加5.3%、10.1%、19.8%。不对称负重行走不同重量

下的支撑阶段下肢关节力矩见图4。

3 讨论

本研究的目的是探讨不对称负重对负重侧和无负重侧下肢在支撑相各关节额状面力矩的影响。人体无负重自然行走时,地面反作用力矢量会在负重

表1 不同负重重量下行走中支撑相负重侧下肢关节峰值力矩比较 ($\bar{x}\pm s, n=16, \text{Nm/kg}$)

关节力矩	0%	5%	10%	15%	主效应P
踝外翻	0.294±0.100	0.292±0.112	0.298±0.117	0.289±0.104	0.756
踝内翻	-0.029±0.016	-0.041±0.019 ^①	-0.041±0.021 ^①	-0.040±0.025 ^①	0.004
膝外翻	0.364±0.072	0.314±0.085 ^①	0.313±0.088 ^①	0.305±0.080 ^①	0.001
膝内翻	-0.058±0.027	-0.068±0.017	-0.076±0.020 ^①	-0.095±0.023 ^{①②③}	<0.001
髋外展	0.897±0.090	0.877±0.077	0.900±0.086	0.903±0.116	0.741
髋内收	-0.163±0.058	-0.170±0.043	-0.168±0.046	-0.192±0.048 ^{①②③}	0.031

注:①与0%相比, $P<0.05$;②与5%相比, $P<0.05$;③与10%相比, $P<0.05$ 。

表2 不同负重重量下行走中无负重侧下肢关节峰值力矩比较 ($\bar{x}\pm s, n=16, \text{Nm/kg}$)

关节力矩	0%	5%	10%	15%	主效应P
踝外翻	0.283±0.080	0.289±0.087	0.307±0.091 ^{①②}	0.339±0.089 ^{①②③}	<0.001
踝内翻	-0.034±0.023	-0.036±0.023	-0.043±0.024 ^①	-0.045±0.031 ^①	<0.001
膝外翻	0.370±0.064	0.394±0.088 ^①	0.440±0.091 ^{①②③}	0.488±0.093 ^{①②③}	<0.001
膝内翻	-0.045±0.020	-0.052±0.033	-0.052±0.040	-0.045±0.033	0.603
髋外展	0.881±0.084	0.924±0.085 ^①	0.991±0.043 ^{①②}	1.082±0.058 ^{①②③}	<0.001
髋内收	-0.200±0.077	-0.197±0.077	-0.193±0.088	-0.182±0.082	0.057

注:①与0%相比, $P<0.05$;②与5%相比, $P<0.05$;③与10%相比, $P<0.05$ 。

图2 不对称负重行走不同重量下的支撑阶段下肢关节力矩

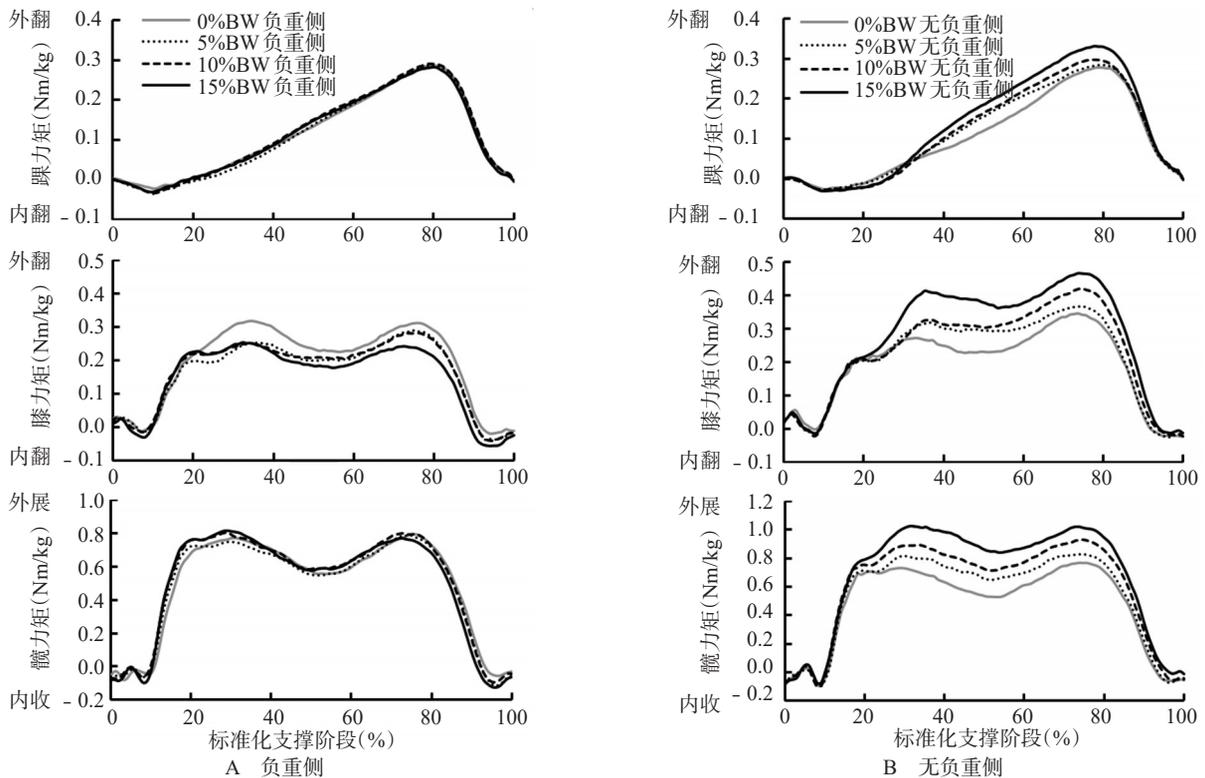
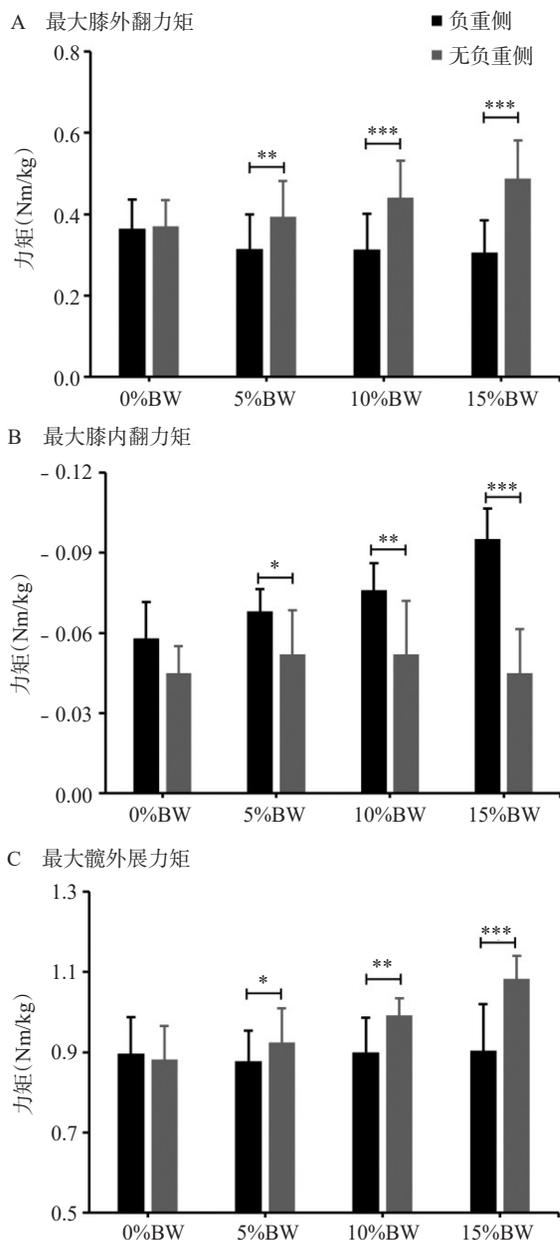


图3 不同重量下负重侧和无负重侧下肢关节力矩比较 (n=16)



注:两侧肢体比较* $P < 0.05$, ** $P < 0.01$, *** $P < 0.001$ 。

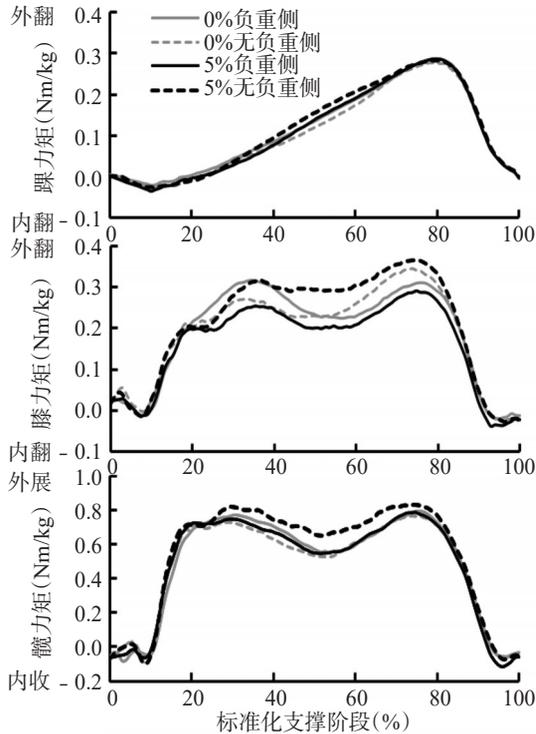
侧下肢关节矢状轴的内侧通过,产生了让踝关节内翻、膝关节内翻和髌关节内收的外部力矩。

本研究的结果支持第1个研究假设,不对称的负重对负重侧和无负重侧下肢关节额状面力矩的影响是不同的。研究表明,不对称负重会增加负重侧下肢的踝关节内翻力矩、膝关节内翻力矩和髌

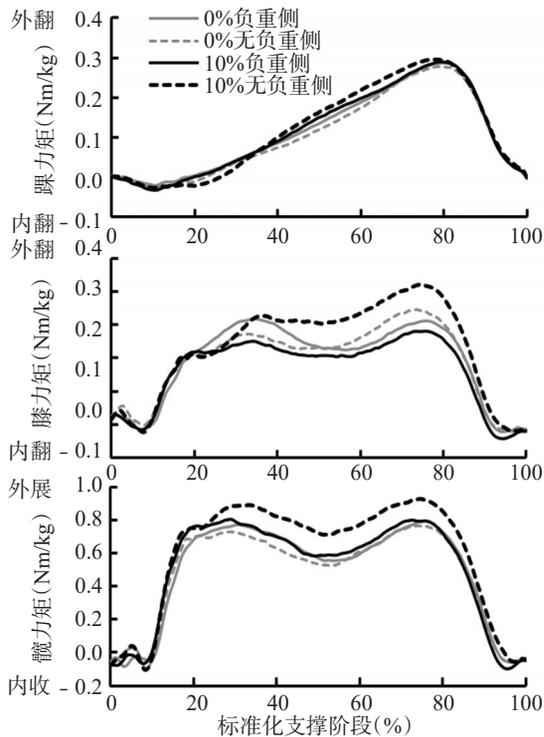
关节内收力矩,减小负重侧下肢膝关节外翻力矩。这是因为人体重力作用线矢量会从负重侧下肢关节矢状轴的内侧通过,产生外部的内收力矩,而负重物的重力作用线的矢量会在负重侧下肢关节矢状轴的外侧通过,产生外部的展力矩,抵消了一部分外部内收力矩,因此负重侧膝关节内部只需产生较小的外翻力矩来与之平衡。与之相反,本研究发现不对称负重会增加无负重侧下肢髌关节外展力矩、膝关节外翻力矩。这是因为负重物和人体重力作用线均会从无负重侧下肢关节矢状轴的内侧通过,产生了更大的外部内收力矩,无负重侧下肢产生更大髌外展力矩和膝外翻力矩来与之平衡。过去的研究发现^[32-33],当承受左右对称的背部负重行走时,会增加髌关节外展力矩和膝关节外翻力矩。本研究的结果表明无负重侧髌关节的外展力矩和膝关节的外翻力矩的增加会被不对称负重进一步放大,而负重侧则表现出相反的变化。

本研究计算的膝关节外翻力矩是关节内力矩,它的增加意味着外部膝内翻力矩的增加,而该指标的增加与慢性膝关节疼痛以及无症状的膝内侧骨关节炎的发展有关^[13,34]。从图2可以看出,除了支撑阶段的早期和晚期,膝关节在大部分时期均是外翻力矩来抵抗外部膝内翻力矩的作用,这与张旻等^[35]的研究一致,也一定程度解释了为什么内侧腔室膝关节炎较为常见的原因。较高的外部膝内翻力矩可能会增加行走中膝关节内侧腔室的压缩,膝关节内侧间隙变窄,这种变化提示有膝关节退行性病变,并可能与慢性膝关节疼痛或膝关节骨性关节炎的发展有关^[14,36]。Chehab等^[37]在一项5年的前瞻性队列研究中发现,过高的外部膝关节内翻力矩的增加导致膝关节软骨变薄。Yang等^[38]研究发现,步态支撑相的膝关节软骨的最大应力和最大扭转力与最大外部膝内翻力矩相关。较高的应力会导致膝关节软骨磨损,其中膝关节内侧髌关节面软骨的磨损与膝关节内翻畸形密切相关^[39],而更大的内翻畸形又会导致外力距膝关节中心更大的额状面力臂^[40],这将导致更大的外部膝内翻力矩,从而造成膝关节软骨下骨承受负荷加剧的恶性循环,乃至发展为膝关节炎。有关膝关节有限元分析的研究表明,增加的外部膝内翻力矩也会导致更高的前交叉韧带应变^[41]。Ben-

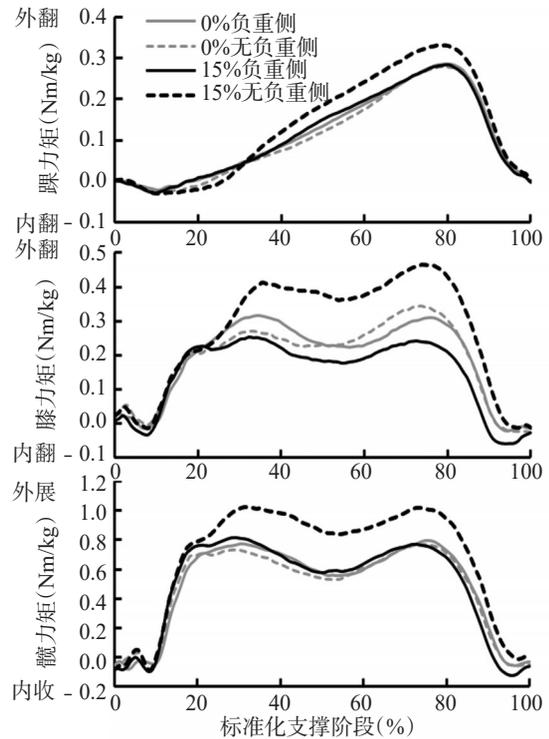
图4 不对称负重行走负重侧和无负重侧支撑阶段下肢关节力矩



A 5%BW负重



B 10%BW负重



C 15%BW负重

nell等^[42]的研究发现,外部膝内翻力矩直接与膝关节影像学表现、软骨损伤和疼痛相关。Marriott等^[43]也发现外部膝内翻力矩增加与痛感增强有很强的独立相关性。此外,Miyazaki等^[44]研究了74例膝关节炎患者,发现最大外部膝内翻力矩每增加1%,影像学表现的内侧腔室膝关节炎进展风险增加6.46倍。本研究发现,不对称负重会增加无负重侧膝关节外翻力矩,不同负重重量(5%/10%/15%BW)与0%BW相比,无负重侧最大膝外翻力矩分别增加了6.49%、18.92%、31.89%,该结果提示女性长期不对称负重行走会增加无负重侧下肢膝关节慢性膝关节疼痛和膝关节炎的风险。也提示在膝关节炎患者的康复治疗中,临床医生应详细评估膝关节结构和功能的变化,关注膝关节额状面的力矩变化,以便采用针对性干预措施,减缓疾病进展,减轻疼痛。

本研究计算了髌关节外展力矩,研究显示,髌关节外展力矩与股骨颈的骨密度之间存在显著正相关关系^[45]。而骨密度的增加可能与骨关节炎风险的增加有关,这是因为骨顺应性的降低会使关节软骨承受过度的应力,加速软骨磨损^[46]。髌关节外展力矩已被确定为髌关节负荷的主要因素,而髌关节炎的

发生与关节负荷的增加有关^[47]。髌关节外展力矩的增加可能导致关节表面的压力增大,导致关节退变^[48]。Royer等^[23]认为较高的髌关节外展力矩可能与软骨的变化和髌关节骨关节炎的更高发生率有关。本研究发现,不对称负重会显著增加女性行走时无负重侧下肢髌关节外展力矩,不同负重重量(5%/10%/15%BW)与0%BW相比,无负重侧髌关节外展力矩分别增加了4.9%、12.5%、22.8%,说明负重重量在不对称负重行走中也起着重要作用,也提示长时间较大重量的不对称负重行走可能会增加女性无负重侧下肢髌关节发生退变和骨性关节炎的可能性。临床医生在了解髌关节炎患者的疾病发展情况时,应关注日常生活习惯,比如日常行走的负重情况,在髌关节炎患者的康复治疗中,也应提醒患者在日常生活中应减少躯干对侧负重情况的发生。

以上关于不对称负重容易引起无负重侧下肢关节出现疼痛和骨性关节炎的推论符合理论逻辑,但当前并没有研究报道能够直接证明女性长期不对称负重引发的无负重侧下肢关节额状面力矩增加与关节骨性关节炎患病风险升高之间存在必然的因果关系,二者之间的因果关系还需大量流行病学数据结果才能加以实证。此外,根据本研究结果,即不对称负重会增加无负重侧膝关节外翻力矩和髌关节外展力矩,减小负重侧膝关节外翻力矩,可以做以下推论:在不对称负重行走的情况下,可将负重物背在下肢关节疼痛的一侧,这对减少下肢关节额状面力矩是有益的,从而减轻疼痛。了解下肢关节适应机制,也有助于临床医生制定更加合理的康复方案,从而延缓疾病的发展。

本研究的结果支持第2个研究假设:无负重侧下肢膝关节外翻力矩和髌关节外展力矩显著高于负重侧下肢,且两侧差异随着负重重量增加而增大。研究表明,由于单侧负重引起的负重物的额状面分配不均,造成了下肢关节额状面力矩不平衡。在负重5%BW后,负重侧和无负重侧力矩指标就表现出统计学意义上的差异,且负重重量增大到15%BW时,无负重侧膝关节外翻力矩大于负重侧60.2%,髌关节外展力矩大于负重侧19.8%。较大的差异也说明关节额状面力矩的不平衡对于不对称负重敏感。此外,Ozgul等^[49]通过比较不对称负重对青

少年行走时双侧下肢膝关节运动学特征发现,无负重侧膝内翻角度增加,而负重侧膝内翻角度减小,这种变化改变了膝关节内外侧腔室的负荷,因此不对称负重干扰了膝关节额状面的稳定性。动物实验表明^[50],每增加10%BW的内翻应力,膝关节压力峰值增加0.042MPa,内侧腔室软骨退变加速。Neumann^[51]研究发现,与无负重相比,不对称负重会增加无负重侧肢体的髌关节外展肌肉激活程度。本研究中关节力矩的不平衡,说明两侧下肢关节肌肉的用力程度不同,肌肉激活可能也存在不同,肌肉活动的不平衡可能导致行走中的下肢关节协调性和稳定性的下降,最终影响整个运动链的状态。在后续研究中应增加受试者行走时间,同时加入下肢肌电研究,以便于更好了解不对称负重行走时女性的下肢功能状态。

4 结论

不对称负重行走,对无负重侧肢体有更大的要求。无负重侧下肢膝关节外翻力矩、髌关节外展力矩均大于负重侧,这种改变可能与关节退变和骨性关节炎的发生相关。因此,从临床康复的意义上讲,在膝关节炎患者的康复进程中,我们要减少对侧躯干负重的情况,如确需单侧负重,也建议将背包背在与患侧肢体同侧的躯干,以此来减小膝外翻力矩,从而减轻疼痛。

参考文献

- [1] Fowler NE, Rodacki ALF, Rodacki CD. Changes in stature and spine kinematics during a loaded walking task[J]. *Gait & Posture*, 2006, 23(2):133—141.
- [2] Pascoe DD, Pascoe DE, Wang YT, et al. Influence of carrying book bags on gait cycle and posture of youths[J]. *Ergonomics*, 1997, 40(6):631—641.
- [3] 赵功赫, 曲峰. 女性单侧负重步态的躯干和骨盆运动学特征研究[J]. *天津体育学院学报*, 2020, 35(4):439—445.
- [4] MacIas BRA, Murthy GB, Chambers HC, et al. Asymmetric loads and pain associated with backpack carrying by children[J]. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 2008, 28(5):512—517.
- [5] 王敏, 陆阿明, 张秋霞, 等. 青少年背包与脊柱形态异常及背痛研究综述[J]. *首都体育学院学报*, 2016, 28(2):188—192.
- [6] Yoon JG. Correlations between muscle activities and strap length and types of school bag during walking[J]. *Journal of Physical Therapy Science*, 2014, 26(12):1937—1939.
- [7] Matsuo T, Hashimoto M, Koyanagi M, et al. Asymmetric load-

- carrying in young and elderly women: relationship with lower limb coordination[J]. *Gait Posture*, 2008, 28(3):517—520.
- [8] Devita P, Hong D, Hamill J. Effects of asymmetric load carrying on the biomechanics of walking [J]. *Journal of Biomechanics*, 1991, 24(12):1119—1129.
- [9] Corrigan LP, Li JX. The effect of unilateral hockey bag carriage on the muscle activities of the trunk and lower limb of young healthy males during gait[J]. *Research in Sports Medicine*, 2014, 22(1):23—35.
- [10] Yamagata M, Taniguchi M, Tateuchi H, et al. The effects of knee pain on knee contact force and external knee adduction moment in patients with knee osteoarthritis[J]. *Journal of Biomechanics*, 2021, 123:110538.
- [11] Espinosa SE, Costello KE, Souza RB, et al. Lower knee extensor and flexor strength is associated with varus thrust in people with knee osteoarthritis[J]. *Journal of Biomechanics*, 2020, 107:109865.
- [12] 李伟, 周敬滨, 陶增羽, 等. 膝关节关节炎患者步态动力学相关参数分析[J]. *中国运动医学杂志*, 2010, 29(3):268—271.
- [13] Amin S, Luepingsak N, McGibbon CA, et al. Knee adduction moment and development of chronic knee pain in elders[J]. *Arthritis Rheum*, 2004, 51(3):371—376.
- [14] Baliunas AJ, Hurwitz DE, Ryals AB, et al. Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis[J]. *Osteoarthritis and Cartilage*, 2002, 10(7):573—579.
- [15] Lawrence RC, Felson DT, Helmick CG, et al. Estimates of the prevalence of arthritis and other rheumatic conditions in the United States. Part II[J]. *Arthritis and Rheumatism*, 2008, 58(1):26—35.
- [16] Jordan JM, Helmick CG, Renner JB, et al. Prevalence of knee symptoms and radiographic and symptomatic knee osteoarthritis in African Americans and Caucasians: the Johnston county osteoarthritis project[J]. *The Journal of Rheumatology*, 2007, 34(1):172—180.
- [17] Dillon CF, Rasch EK, Gu Q, et al. Prevalence of knee osteoarthritis in the United States: arthritis data from the Third National Health and Nutrition Examination Survey 1991—94[J]. *The Journal of Rheumatology*, 2006, 33(11):2271—2279.
- [18] King LK, Kendzerska T, Waugh EJ, et al. Impact of osteoarthritis on difficulty walking: a population-based study [J]. *Arthritis Care & Research*, 2018, 70(1):71—79.
- [19] Weinstein AM, Rome BN, Reichmann WM, et al. Estimating the burden of total knee replacement in the United states[J]. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 2013, 95(5):385—392.
- [20] Hunt MA, Birmingham TB, Giffin JR, et al. Associations among knee adduction moment, frontal plane ground reaction force, and lever arm during walking in patients with knee osteoarthritis[J]. *Journal of Biomechanics*, 2006, 39(12):2213—2220.
- [21] Astephen JL, Deluzio KJ. Changes in frontal plane dynamics and the loading response phase of the gait cycle are characteristic of severe knee osteoarthritis application of a multidimensional analysis technique[J]. *Clinical Biomechanics*, 2005, 20(2):209—217.
- [22] Kaufman KR, Hughes C, Morrey BF, et al. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis[J]. *Journal of Biomechanics*, 2001, 34(7):907—915.
- [23] Royer TD, Wasilewski CA. Hip and knee frontal plane moments in persons with unilateral, trans-tibial amputation [J]. *Gait Posture*, 2006, 23(3):303—306.
- [24] Son S, Noh H. Gait changes caused by the habits and methods of carrying a handbag[J]. *Journal of Physical Therapy Science*, 2013, 25(8):969—971.
- [25] Hyung EJ, Lee HO, Kwon YJ. Influence of load and carrying method on gait, specifically pelvic movement[J]. *Journal of Physical Therapy Science*, 2016, 28(7):2059—2062.
- [26] An DH, Yoon JY, Yoo WG, et al. Comparisons of the gait parameters of young Korean women carrying a single-strap bag[J]. *Nursing & Health Sciences*, 2010, 12(1):87—93.
- [27] Zultowski I, Aruin A. Carrying loads and postural sway in standing: the effect of load placement and magnitude [J]. *Work*, 2008, 30(4):359—368.
- [28] Hardie R, Haskew R, Harris J, et al. The effects of bag style on muscle activity of the trapezius, erector spinae and latissimus dorsi during walking in female university students[J]. *Journal of Human Kinetics*, 2015, 45:39—47.
- [29] Bing Y. Determination of the optimum cutoff frequency in the digital filter data smoothing procedure[J]. *Journal of Biomechanics*, 1989, 22(10):988.
- [30] Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking [J]. *Journal of Orthopaedic Research*, 1990, 8(3):383—392.
- [31] De Leva P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters[J]. *Journal of Biomechanics*, 1996, 29(9):1223—1230.
- [32] Hall M, Boyer ER, Gillette JC, et al. Medial knee joint loading during stair ambulation and walking while carrying loads[J]. *Gait Posture*, 2013, 37(3):460—462.
- [33] Kwok MLY, Chow DHK, Cheng JCY, et al. The effect of backpack load on the gait of normal adolescent girls[J]. *Ergonomics*, 2005, 48(6):642—656.
- [34] 阮家诚, 蒯声政, 王大平. 步态及影像学在膝骨性关节炎严重程度评估中的应用进展[J]. *中国康复医学杂志*, 2020, 35(10):1274—1279.
- [35] 张旻, 陈博, 江澜, 等. 两种不同矫形器对早期内侧间室膝关节骨性关节炎步态的影响[J]. *中国康复医学杂志*, 2014, 29(1):26—30.
- [36] Wink AE, Gross KD, Brown CA, et al. Association of varus knee thrust during walking with worsening western ontario and McMaster Universities osteoarthritis index knee pain: a prospective cohort study[J]. *Arthritis Care & Research*, 2019, 71(10):1353—1359.
- [37] Chehab EF, Favre J, Erhart-Hledik JC, et al. Baseline knee adduction and flexion moments during walking are both associated with 5 year cartilage changes in patients with medial knee osteoarthritis[J]. *Osteoarthritis and Cartilage*, 2014, 22(11):1833—1839.
- [38] Yang NH, Nayeb-Hashemi H, Canavan PK, et al. Effect of frontal plane tibiofemoral angle on the stress and strain at the knee cartilage during the stance phase of gait[J].

(下转第 804 页)