

·临床研究·

不同足部姿势受试者使用外侧楔形鞋垫后股四头肌肌电和膝关节力学特征改变的研究*

邱荣美¹ 朱嘉卉¹ 刘 夏² 王德强^{1,3}

摘要

目的:研究不同足部姿势受试者使用外侧楔形脚垫后股四头肌的肌电和膝关节力学特征的变化。

方法:利用静态足部姿势指数筛选收集5例中立足、5例旋后足、7例旋前足的健康年轻人作为受试者,试验过程:①受试者先在5m的步行道上采用自由速度行走7次,使用测力板(AMTI, Optima HPS,美国)收集受试者的力学数据,表面肌电系统(Delsys, MyomonitorⅢ, 美国)收集受试者右侧股直肌、股内侧肌、股外侧肌的肌电信号,三维步态分析系统(Vicon Ltd, Oxford, 英国)收集受试者的运动学数据;②受试者换上外侧楔形脚垫再进行7次自由速度的步态试验,收集肌电、力学、运动学数据。分析使用外侧楔形鞋垫前后肌肉活动、运动学、动力学数据的变化。

结果:中立组在使用外侧楔形鞋垫之后股直肌肌肉活动增加、足底压力中心向外侧移动、膝关节的内收力矩第一峰值($P<0.05$)和垂直轴地面反向作用力减小($P<0.05$),差异具有显著性意义;旋前组在使用鞋垫之后股直肌的肌肉活动出现较小的降低,膝关节内收力矩第一峰值降低($P<0.05$),垂直轴地面反向作用力增大($P<0.05$);旋后组使用外侧楔形脚垫之后股直肌活动降低($P<0.05$)、膝关节的内收力矩没有明显变化。

结论:静态足部姿势或许可以用来预测受试者对使用外侧楔形脚垫的生物力学和肌电反应。为临床受试者使用外侧楔形鞋垫提供了不同足部姿势受试者的基础力学和肌电数据。

关键词 足部姿势;外侧楔形鞋垫;肌电;膝关节

中图分类号:R318.0,R493 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2021)-06-0692-06

Effects of lateral wedged insoles on knee kinematics and quadriceps femoris EMG activity of different foot postures subjects/QIU Rongmei, ZHU Jiahui, LIU Xia, et al./Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2021,36(6): 692—697

Abstract

Objective: To study the changes of myoelectricity of quadriceps and biomechanics characteristics of knee joint in subjects with different foot posture using lateral wedged insoles.

Method: Foot posture index was used to select healthy young subject 5 neutral, 5 supination and 7 pronation. Testing process: ①the subject walked 7 times at a free speed on a walking path of 5m with the force plate (AMTI, Optima HPS USA). The EMG activities of rectus femoris, vastus medialis and vastus lateralis of the right leg were recorded by surface myoelectric system (Delsys, MyomonitorⅢ, USA), kinematic data were recorded by the three-dimensional gait analysis system (Vicon Ltd, Oxford, UK) at the same time; ②The subjects with the lateral wedged insoles into a pair of shoes performed 7 times at free speed gait tests. The kinematics, kinetics and surface electromyographic data were recorded and analyzed. The changes in knee adduction moment, kinematics data and integrated EMG were analyzed about before and after the use of the lateral wedged insoles.

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2021.06.009

*基金项目:山东省自然科学基金(ZR2018LH005)

1 滨州医学院康复医学院,山东省烟台市,264003; 2 滨州医学院附属医院康复科; 3 通讯作者

第一作者简介:邱荣美,女,硕士研究生; 收稿日期:2019-10-16

Result: In the neutral group, the use of lateral wedged insoles increased the muscle activities of rectus femoris, decreased the first peak of knee adduction moment ($P<0.05$) and the center of pressure shifted laterally, the vertical axis of the ground counteracting force was decreased ($P<0.05$). The muscle activities of rectus femoris muscle, the first peak of knee adduction moment decreased ($P<0.05$) and the vertical axis of the ground counteracting force increased ($P<0.05$) after the lateral wedged insoles were used in the pronation groups. In the supination group, the rectus femoris activities decreased by lateral wedged insoles ($P<0.05$).

Conclusion: The static foot posture may be used to predict the individual's biomechanical and electromyographic response to the use of lateral wedged insoles. It provides an important basis for the use of lateral wedged insoles clinically and orthopedic braces to provide basic biomechanical and electromyographic basis.

Author's address Binzhou Medical University, Yantai, Shandong, 264003

Key word foot posture; myoelectricity; lateral wedged insoles; knee adduction moment

外侧楔形脚垫(lateral wedged insoles, LWI)能改变下肢和足部的关节力学,为下肢关节提供更大的稳定性并且减少相应肌肉的活动^[1],因此,常被用于下肢骨骼疾病的保守治疗^[2]。研究发现受试者不同的足部力线影响患者对LWI的反应,大约20%的患者使用LWI出现了相反的生物力学效应^[3-5],推断不同患者对LWI的反应可以通过受试者不同的足部力线预测^[6-8]。本试验主要研究不同足部姿势受试者在使用LWI前后运动学数据、膝关节内收力矩、内收力矩脉冲、足底压力中心、地面反向作用力股直肌和股内外侧肌肌电的变化。

1 资料与方法

1.1 受试者

根据六项静态足姿势评分(foot posture index, FPI):①触诊距骨头;②外踝上下皮肤曲线;③后足跟骨角;④距舟关节突出区域的皮肤曲线;⑤内侧纵弓;⑥前足相对于后足的内侧/外展招募三组不同的静态足部姿势的受试者,中立组5例,平均年龄 22.80 ± 0.45 岁,体质指数 20.96 ± 2.93 ,FPI为 2.00 ± 1.23 分;旋后组5例,平均年龄 22.60 ± 1.95 岁,体质指数 21.97 ± 3.58 ,FPI为 -2.80 ± 1.10 分;旋前足7例,平均年龄为 22.50 ± 1.38 岁,体质指数 20.77 ± 0.99 ,FPI为 7.67 ± 1.03 分。三组足姿势指数之间存在明显差异($P<0.05$)。受试者没有任何运动系统疾病或影响步行的神经系统疾病。利用足部姿势指数可以快速和准确的判断出受试者所属的静态足部姿势类型。所有受试者均被告知试验流程,并签署知情协议。

1.2 试验方法

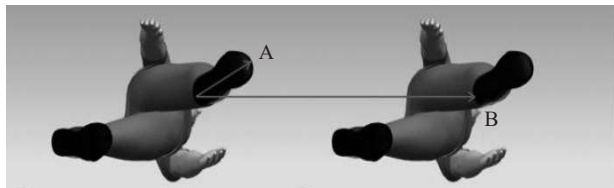
1.2.1 试验过程:受试者的皮肤用酒精片消毒,去角质产品去除皮肤角质。采样频率为2000Hz的表面肌电图测试仪系统(Delsys, Myomonitor III, 美国)记录右侧股直肌、股内侧肌、股外侧肌的肌电数据。采样频率为100Hz,11个摄像头的三维步态分析系统(Vicon Ltd, Oxford, 英国)收集下肢的运动学数据。采样频率为1000Hz的两块测力板(AMTI, Optima HPS, 美国)记录受试者步行时的动力学和运动学数据,18颗标记球贴于右腿和腰部的骨性凸起处。

试验步骤:①在试验开始前对每例受试者在解剖姿势下进行一次静态标记试验。②进行受试者正常的步行试验,让受试者以正常的步速和足前进角行走7次,采集受试者此时的肌电、运动学、动力学数据。③受试者每人一双,两只鞋都换上倾斜度为 7° 的LWI(高密度的乙烯-醋酸乙烯酯材料)适应性行走2min,休息5min后进行试验,受试者以正常的步速和足前进角行走7次,采集使用鞋垫之后受试者的肌电信号、运动学、动力学数据。

1.2.2 数据处理:将采集的原始运动学数据和肌电信号导入Matlab2016b(MathWorks, Natick, MA, USA)中进行分析,通过计算运动学数据的足前进角和速度,选取足前进角最接近的5次肌电、运动学、动力学数据。足前进角是前进方向与足纵轴在冠状面的夹角(图1)。

膝关节内部接触力无法通过非侵入的方式得到。目前通过运用建立人体模型计算膝关节周围肌肉的力量和力矩估算膝关节内部接触力。研究发现

图1 足前进角计算方式示意图



A. 足的纵轴;B. 足的前进方向

膝关节内收力矩(knee adduction moment, KAM)与内侧胫股关节之间的接触力存在良好的相关性,内收力矩最能直接反映膝关节内侧胫股关节接触力之间的变化趋势,是反映膝关节异常关节负荷与骨性关节炎进展的重要参数^[9-11]。在步态周期的早期(20%—35%)与步态周期的晚期(70%—85%)的KAM各存在一个峰值,即膝关节内收力矩的第一峰值(first_KAM, KAM1)和膝关节内收力矩的第二峰值(second_KAM, KAM2)。

原始动力学数据用4阶8Hz巴特沃斯低通滤波器处理,运用反向动力学计算步态周期中支撑期的KAM,用受试者的体重和身高进行归一化,垂直轴上的地面反向作用力用受试者的体重进行归一化(N/kg),运动学和动力学数据被用来定义脚跟接触地面和脚趾离开地面的时间以此来判定一个完整的步态周期,分析在支撑期膝关节内收力矩的变化和在全脚掌着地时使用LWI前后足底压力中心(center of pressure, COP),地面反向作用力(ground reaction force, GRF)垂直轴的变化。

原始肌电信号全波整流,然后用4阶20—500Hz带通巴特沃斯带通滤波器平滑处理,所有肌电值数据都转化为mV,计算每例受试者在动态步行期间肌电的最大值,对分析的肌电数据利用最大值进行归一化。分析一个完整步态周期中的右足单支撑期在使用LWI前后,股直肌、股内侧肌、股外侧肌肌电信号的均方根振幅(RMS)和峰值肌电值(peak EMG),五个步行试验的平均值为每一例受试者的每一块肌肉和力矩的总体平均值。

1.3 统计学分析

利用SPSS 17.0软件对三组受试者的运动学参数,肌电参数进行正态性(KS 检验)和方差齐性检验(Levene 检验)。计量资料使用均数±标准差表

示。使用外侧楔形脚垫前后的数据进行Wilcoxon符号秩和检验,三组受试者之间的参数(运动学和动力学数据)比较进行Kruskal-Wallis 非参数检验,Cohen 系数 α 检验数据的效应力($0 < d < 0.2$ 定义为低效应, $0.2 < d < 0.8$ 定义为中效应, $d > 0.8$ 定义为高效应),以 $P < 0.05$ 为差异有显著性意义。

2 结果

2.1 足前进角和cop受试者的运动学和动力学参数
负值代表外展,正值代表内收。不同组受试者步速、步长,同组受试者在使用LWI前后的步速、步长之间没有明显差异;同组受试者在使用LWI前后足前进角没有明显差异;旋前组受试者足前进角度相比中立组和旋后组足前进角内收($P < 0.05$)。

2.2 受试者的动力学参数

LWI使中立组的足底压力中心明显向外侧移动($P = 0.04$),在旋前组与旋后组中,使用LWI后COP没有显著性差异($P > 0.05$)。

试验结果显示,使用LWI后不同足部姿势受试者的生物力学反应存在差异,LWI外侧楔形脚垫能降低中立组和旋前组受试者的KAM1($P = 0.04$, $P = 0.04$),而旋后组KAM1的降低没有显著性意义($P = 0.23$)。三组不同足部姿势受试者使用LWI后,KAM2的差异无显著性意义($P > 0.05$)。

不同足部姿势受试者使用LWI会改变垂直地面反向作用力的大小,LWI使GRF降低发生在中立组中($P = 0.04$),旋前组的GRF反应与中立组相反,LWI使GRF增加($P = 0.04$),见表1。

2.3 受试者的肌电参数

正常足部姿势受试者与非正常足部排列受试者在使用LWI后对股直肌肌肉的活动产生了相反的影响,在中立组中,使用LWI后会增加股直肌的峰值肌电和平均功率频率($P < 0.05$),在旋前组和旋后组中,LWI使股直肌的峰值肌电和平均功率频率减小($P < 0.05$)。但在不同足部姿势受试者分组中,LWI对内侧肌和股外侧肌没有显著影响($P > 0.05$)。

3 讨论

3.1 使用外侧楔形鞋垫对膝关节内收力矩的影响

表1 受试者在使用外侧楔形脚垫前后的运动学、动力学

 $(\bar{x} \pm s)$

步态参数	中立组			旋后组			旋前组		
	测定值	Effect	Size(d)	P	测定值	Effect	Size(d)	P	
运动学参数									
步速(m/s)		0.17	0.05		0.25	0.08		0.13	0.28
NLWI	1.07(± 0.16)				1.02(± 0.14)			1.03(± 0.15)	
LWI	1.04(± 0.20)				0.99(± 0.10)			1.05(± 0.14)	
足前角(°)		0.24	0.14		0.16	0.35		0.24	0.53
NLWI	-7.30(± 3.10)				-9.42(± 3.05)			-2.98*(± 5.62)	
LWI	-8.07(± 3.29)				-9.92(± 3.18)			-3.22(± 5.78)	
步长(m)		0.84	0.50		1.72	0.23		0.20	0.12
NLWI	1.25(± 0.06)				1.24(± 0.04)			1.23(± 0.05)	
LWI	1.21(± 0.03)				1.19(± 0.01)			1.24(± 0.05)	
动力学参数									
COP(mm)		0.37	0.04		0.34	0.35		0.16	0.61
NLWI	-13.73(± 8.62)				-13.35(± 7.73)			-9.91(± 10.26)	
LWI	-17.39(± 11.1)				-10.95(± 6.32)			-8.35(± 9.66)	
KAM1		0.73	0.04		0.38	0.23		0.45	0.04
NLWI	1.34(± 0.58)				1.44(± 1.41)			1.11(± 1.02)	
LWI	0.76(± 0.97)				0.91(± 1.36)			0.64(± 1.06)	
KAM2		0.67	0.08		0.56	0.89		0.37	0.24
NLWI	0.89(± 0.68)				1.61(± 1.26)			1.47(± 1.75)	
LWI	0.40(± 0.73)				0.93(± 1.16)			0.89(± 1.34)	
GRF(N/kg)		0.29	0.04		0.18	0.50		0.24	0.04
NLWI	11.10(± 1.02)				10.59(± 0.63)			11.10(± 0.68)	
LWI	10.84(± 0.78)				10.47(± 0.67)			11.26(± 0.67)	

*旋前组与自然状态行走的足前角存在明显差异;COP:足底压力中心;GRF:垂直地面反向作用力;KAM1:膝关节内收力矩的第一峰值;KAM2:膝关节内收力矩的第二峰值;NLWI:未使用外侧楔形脚垫;LWI:使用外侧楔形脚垫后

表2 受试者在使用外侧楔形脚垫前后的肌电参数

 $(\bar{x} \pm s)$

肌电参数	峰值肌电				平均功率频率			
	NLWI	LWI	d	P	NLWI	LWI	d	P
中立组								
股直肌	23.22(± 13.43)	66.22(± 21.23)	2.42	0.04	4.20(± 3.00)	19.48(± 9.62)	2.14	0.04
股外侧肌	28.53(± 28.31)	32.07(± 20.99)	0.14	0.47	3.79(± 2.84)	11.43(± 10.08)	1.03	0.27
股内侧肌	48.05(± 25.15)	62.66(± 12.65)	0.73	0.69	9.61(± 6.37)	12.79(± 4.02)	0.60	0.50
旋后组								
股直肌	34.58(± 10.99)	19.21(± 11.34)	1.37	0.04	5.39(± 2.54)	3.64(± 2.67)	0.67	0.04
股外侧肌	46.80(± 14.13)	48.73(± 19.20)	0.11	0.69	6.97(± 2.27)	7.34(± 1.99)	0.17	0.89
股内侧肌	30.59(± 11.65)	45.19(± 13.10)	1.18	0.23	5.40(± 3.53)	8.61(± 3.72)	0.89	0.23
旋前组								
股直肌	32.84(± 10.58)	21.56(± 10.54)	1.07	0.03	5.43(± 3.15)	3.95(± 2.71)	0.50	0.03
股外侧肌	39.93(± 24.98)	45.79(± 26.99)	0.23	0.60	6.20(± 3.88)	7.22(± 3.90)	0.26	0.60
股内侧肌	41.87(± 16.53)	46.39(± 20.93)	0.24	0.60	6.99(± 3.46)	8.29(± 3.61)	0.38	0.60

NLWI:未使用外侧楔形脚垫;LWI:使用外侧楔形脚垫后

LWI能使下肢的压力中心向外侧移动从而减小膝关节内收的力臂以减小膝关节的内收力矩^[12]。本试验中发现在中立组中,LWI使足底压力中心向外侧移动导致KAM1降低。结果与之前的研究发现一致,LWI增大踝关节的外翻角度^[5],使足底的压力中心向外侧移动,从而减小了膝关节运动中心到GRF的力臂以此减小KAM^[13]。研究结果发现使用LWI之后,旋前组中的GRF增大,KAM1出现降

低。Hinman RS等^[3]研究指出,LWI能使地面反向作用力矢量与垂直轴的角度减小,地面反向作用力的垂直分量增大,使地面反向作用力矢量到膝关节压力中心的力臂减小,减小KAM。下肢关节的运动是相互依赖的,一个关节的过度运动可能使运动链中的组织超负荷^[14]。在本试验旋后组中,KAM在LWI使用之后没有显著降低($P>0.05$),本实验的结果或许是之前研究中发现部分使用LWI的患者中

出现相反的生物力学反应的原因,并发现不同受试者的足部排列或许是影响受试者使用LWI生物力学反应的重要因素。

3.2 外侧楔形鞋垫对股四头肌肌肉活动的影响

膝关节附近的肌肉起到产生关节运动,改变关节内部负荷并保持膝关节稳定性的作用。研究发现膝关节力矩和肌肉的共同收缩对膝关节内侧负重有重要的作用,因此单独减少内收力矩可能不足以减少膝关节疼痛^[12]。在本试验中,LWI会增加中立组对股直肌肌纤维的募集活动从而增加肌肉的活动,通过增加膝关节肌肉的协同性可以增加内侧胫股关节的稳定性和刚度^[15-17]。LWI抑制旋后组和旋前组股直肌运动单元募集,导致肌肉活动的降低。当膝关节周围的肌肉组织存在神经肌肉损伤时,运动单元募集的抑制^[18]会导致膝关节主动肌和拮抗肌之间的不平衡和肌力的下降^[19],增加患者膝骨关节炎进展的机率^[20]。但肌电活动的减小也可以缓解外侧韧带或肌肉损伤带来的疼痛和不适^[21]。因此在临床中应该针对不同类型的患者选择是否使用LWI。

3.3 不同静态足部姿势受试者对使用外侧楔形脚垫的影响

异常的足部姿势引起的下肢生物力学和动态功能改变与下肢关节疾病存在紧密的联系^[6]。本试验发现旋前组受试者有小于中立组和旋后组的足前进角,相对比中立足呈足内偏的状态,足内偏会使膝关节的屈曲力矩增大,膝关节屈曲力矩的增大与膝骨关节炎的进展有关^[22]。研究也证实髌股关节疼痛和膝骨关节炎的患者大部分是旋前足^[6, 23-24]。分析原因可能是踝关节过度的旋前或者旋后会通过后足的扭矩机制转移到下肢,从而导致对前交叉韧带和髌股关节等关节结构的磨损增加^[25]。

本试验发现不同足部排列受试者使用LWI后产生不同的肌电反应,在中立组中股直肌肌肉活动增强,但在旋前组和旋后组中使用LWI则呈现相反的股直肌肌电活动,肌电活动降低。在中立组中COP向外侧移动使地面反向作用力到膝关节压力中心的距离减小,导致KAM1降低,股直肌肌肉活动的增加导致膝关节周围肌肉的稳定性增强。Lewek MD等人研究中也发现增加膝关节周围肌肉(主动肌和拮抗肌)的协同性会增强膝关节的稳定

性,以抵消膝关节狭窄导致的关节不稳定^[16, 18]。研究发现当膝关节内侧负荷增大时,膝关节外侧力量增大^[26]。Hubley-Kozey CL等^[27]也证实膝骨关节炎患者会增大膝关节周围肌肉的力量以对抗内侧膝关节较大的关节负荷。旋前足的KAM1出现降低,股直肌的肌肉活动出现较小的降低,分析可能的原因:①膝关节内收力矩的降低导致需要肌肉活动抵消膝关节负荷降低从而使股直肌的肌肉活动降低;②对于重复的和长时间的活动,耐力在肌肉协调选择中起着关键作用,日常步行中机体会选择能量消耗最小的运动模式^[28],本试验中旋前组和旋后组通过使用外侧楔形脚垫能降低股直肌的肌肉活动,降低肌肉的能量消耗。

4 结论

不同静态足姿势会影响受试者使用LWI后膝关节内收力矩的变化和股四头肌肌肉活动,在临床中存在疼痛的旋前足患者使用LWI能达到一个最好的治疗效果。但本试验亦存在不足之处如下:①本试验未对肌电和内收力矩之间的关系进行分析,肌肉活动与膝关节力矩存在怎样的关系需要后期进一步的分析;②本试验主要探讨不同足部排列受试者股直肌、股内外侧肌,使用LWI对下肢其余肌肉(如股二头肌、胫骨前肌、腓肠肌等)活动的影响需要进一步的研究;③本试验的受试者为健康的年轻人,不同的疾病、疼痛、年龄、膝关节疾病的进展都会对LWI使用后的生物力学效应产生影响,需要更加长期的研究发现这些因素对受试者的具体影响。

参考文献

- [1] Bonifacio D, Richards J, Selfe J, et al. Influence and benefits of foot orthoses on kinematics, kinetics and muscle activation during step descent task[J]. Gait Posture, 2018, 65: 106—111.
- [2] 侯亚丽, 王向东. 矫形鞋垫在相关病症康复中的应用研究现状[J]. 中国运动医学杂志, 2017, 36(5):460—463.
- [3] Hinman RS, Bowles KA, Metcalf BB, et al. Lateral wedge insoles for medial knee osteoarthritis: effects on lower limb frontal plane biomechanics[J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2012, 27(1):27—33.
- [4] Hinman RS, Payne C, Metcalf BR, et al. Lateral wedges in knee osteoarthritis: what are their immediate clinical and

- biomechanical effects and can these predict a three-month clinical outcome?[J]. *Arthritis and Rheumatism*, 2008, 59(3): 408—415.
- [5] Chapman GJ, Parkes MJ, Forsythe L, et al. Ankle motion influences the external knee adduction moment and may predict who will respond to lateral wedge insoles: an ancillary analysis from the SILK trial[J]. *Osteoarthritis and Cartilage*, 2015, 23(8):1316—1322.
 - [6] Levinger P, Menz HB, Fotoohabadi MR, et al. Foot posture in people with medial compartment knee osteoarthritis[J]. *Journal of Foot and Ankle Research*, 2010, 3:29.
 - [7] Lewinson RT, Madden R, Killick A, et al. Foot structure and knee joint kinetics during walking with and without wedged footwear insoles[J]. *Journal of Biomechanics*, 2018, 73:192—200.
 - [8] Paterson KL, Kasza J, Hunter DJ, et al. The relationship between foot and ankle symptoms and risk of developing knee osteoarthritis: data from the osteoarthritis initiative[J]. *Osteoarthritis and Cartilage*, 2017, 25(5):639—646.
 - [9] Trepczynski A, Kutzner I, Bergmann G, et al. Modulation of the relationship between external knee adduction moments and medial joint contact forces across subjects and activities[J]. *Arthritis Rheumatol*, 2014, 66(5):1218—1227.
 - [10] Richards RE, Andersen MS, Harlaar J, et al. Relationship between knee joint contact forces and external knee joint moments in patients with medial knee osteoarthritis: effects of gait modifications[J]. *Osteoarthritis and cartilage*, 2018, 26(9):1203—1214.
 - [11] 张晶晶, 安丙辰, 郑洁皎. 足前角改善膝骨关节炎症状及其机制的研究进展[J]. *中国康复理论与实践*, 2015, 7:790—792.
 - [12] Parkes MJ, Maricar N, Lunt M, et al. Lateral wedge insoles as a conservative treatment for pain in patients with medial knee osteoarthritis: a meta-analysis[J]. *JAMA*, 2013, 310(7):722—730.
 - [13] Hsu WC, Jhong YC, Chen HL, et al. Immediate and long-term efficacy of laterally-wedged insoles on persons with bilateral medial knee osteoarthritis during walking[J]. *Biomedical Engineering Online*, 2015, 14:43.
 - [14] Araujo VL, Souza TR, Carvalhais V, et al. Effects of hip and trunk muscle strengthening on hip function and lower limb kinematics during step-down task[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2017, 44:28—35.
 - [15] Doxey G, Eisenman P. The Influence of patellofemoral pain on electromyographic activity during submaximal isometric contractions[J]. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 1987, 9(6):211—216.
 - [16] Lewek MD, Rudolph KS, Snyder-Mackler L. Control of frontal plane knee laxity during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis[J]. *Osteoarthritis and Cartilage*, 2004, 12(9):745—551.
 - [17] 史昊楠, 桂沛君, 徐大卫, 等. 健康青年下台阶时股内侧肌、股直肌和股外侧肌间的表面肌电变化[J]. *中国康复理论与实践*, 2017, 23(10):1162—1165.
 - [18] Hurley MV, Newham DJ. The influence of arthrogenous muscle inhibition on quadriceps rehabilitation of patients with early, unilateral osteoarthritic knees[J]. *British Journal of Rheumatology*, 1993, 32(2):127—131.
 - [19] Pap G, Machner A, Awiszus F. Strength and voluntary activation of the quadriceps femoris muscle at different severities of osteoarthritic knee joint damage[J]. *Journal of orthopaedic Research*, 2004, 22(1):96—103.
 - [20] Iijima H, Suzuki Y, Aoyama T, et al. Quadriceps weakness in individuals with coexisting medial and lateral osteoarthritis[J]. *JBJS Open Access*, 2019, 4(1):e0028.
 - [21] Moisan G, Descarreaux M, Cantin V. Muscle activation during fast walking with two types of foot orthoses in participants with cavus feet[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2018, 43:7—13.
 - [22] Bennour S, Ulrich B, Legrand T, et al. Effects of foot progression angle on knee biomechanics during gait modification[J]. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2017, 20(sup1):17—18.
 - [23] Lack S, Barton C, Woledge R, et al. The immediate effects of foot orthoses on hip and knee kinematics and muscle activity during a functional step-up task in individuals with patellofemoral pain[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2014, 29(9):1056—1062.
 - [24] Maharaj JN, Cresswell AG, Lichtwark GA. The immediate effect of foot orthoses on subtalar joint mechanics and energetics[J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2018, 50(7):1449—1456.
 - [25] Boldt AR, Willson JD, Barrios JA, et al. Effects of medially wedged foot orthoses on knee and hip joint running mechanics in females with and without patellofemoral pain syndrome[J]. *Journal of Applied Biomechanics*, 2013, 29(1):68—77.
 - [26] Andriacchi TP. Dynamics of knee malalignment[J]. *The Orthopedic clinics of North America*, 1994, 25(3):395—403.
 - [27] Hubley-Kozey CL, Deluzio KJ, Landry SC, et al. Neuromuscular alterations during walking in persons with moderate knee osteoarthritis[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2006, 16(4):365—378.
 - [28] Miller RH, Umberger BR, Hamill J, et al. Evaluation of the minimum energy hypothesis and other potential optimality criteria for human running[J]. *Proc Biol Sci*, 2012, 279(1733):1498—1505.