

文章编号:1004-7220(2019)06-0650-06

## 弯道跑对下肢髌股关节应力的影响

张百发, 罗冬梅, 周兴龙

(北京体育大学 运动人体科学学院, 北京 100084)

**摘要:**目的 探究在较慢跑速下,相较于直道跑,弯道跑时两侧下肢髌股关节应力变化,分析长时间弯道跑增加髌股关节痛的可能性。方法 利用 Newtest 便携测速系统、Motion 红外高速运动捕捉系统和 Kistler 三维测力台,采集 13 名普通男性大学生(无运动专项)以(4.0±0.2) m/s 速度分别沿直道和弯道(内径为 36 m)跑步时三维步态参数及地面反作用力。结果 相较于直道跑,弯道跑时外侧腿髌股关节应力增大。弯道跑髌股关节压力变化时未见膝关节屈曲角度和膝关节伸展力矩的显著变化。结论 长时间弯道跑会增加外侧腿患髌股关节痛以及加剧髌股关节痛患者疼痛感,建议跑步爱好者和髌股关节痛患者尽量避免重复长时间弯道跑。

**关键词:**弯道跑;髌股关节痛;髌股关节应力;下肢

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2019.06.013

## The Influence of Curve Running on Patellofemoral Joint Stress

ZHANG Baifa, LUO Dongmei, ZHOU Xinglong

(School of Sport Science, Beijing Sport University, Beijing 100084, China)

**Abstract:** **Objective** To explore the changes in patellofemoral joint stress of lower limbs during curve running at a slower running speed, so as to analyze the possibility of increasing patellofemoral pain due to long curve running. **Methods** Newtest portable speed measurement system, Motion infrared high speed motion capture system, Kistler three-dimensional force plate were used to collect the kinematic parameters and ground reaction force from a total of 13 male college students without sports specialty at straight track and curve track (with inner diameter of 36 m) at the speed of (4.0±0.2) m/s. **Results** Compared with linear running, the patellofemoral joint stress at lateral side of the leg significantly increased during curve running. There were no significant differences in knee flexion angles and knee extensor moments when patellofemoral joint stress increased during curve running. **Conclusions** Long curve running is a contributing factor with respect to the development of patellofemoral pain in lateral leg and aggravating patellofemoral pain. It is suggested that running enthusiasts and patients with patellofemoral pain should avoid repeating long curve running.

**Key words:** curve running; patellofemoral pain; patellofemoral joint stress; lower limbs

髌股关节痛是跑步人群最常见的膝关节损伤,症状通常表现为在下蹲、久坐、上下楼梯、跑步等功能性活动中,膝关节屈后或髌周出现疼痛<sup>[1-2]</sup>。大量研究证明,过高的髌股关节应力是髌股关节痛的生物力学危险因素<sup>[3-4]</sup>,即过高的髌股关节应力会

诱发髌股关节痛或加重患者病情,通过干预手段减少运动时髌股关节承受应力可以帮助跑者预防和改善髌股关节痛。目前针对跑者在跑步过程中髌股关节应力的研究涉及步长、着地方式、性别和鞋底厚度等影响因素<sup>[5-8]</sup>。但以往研究都将实验情景

收稿日期:2018-11-20; 修回日期:2019-01-23

通信作者:周兴龙,副教授, E-mail:zhouxinglong@bsu.edu.cn

设置为跑者沿着直道跑步,却忽略了一个十分常见的情景,即跑者沿着跑道上的弯道跑步。

跑道的弯道路程占全程 57% 以上,故无论是在跑道上训练的长跑运动员还是健身的跑步爱好者,都会经历长距离且重复性的弯道跑。跑者在进行弯道跑时,为了完成转弯任务会改变下肢的运动模式<sup>[9]</sup>,而下肢生物力学特征改变可能会增加下肢髌股关节应力及髌股关节痛的可能性。一项针对美国大学生运动员的流行病学调查显示,在跑道上训练的跑步运动员的损伤发病率高于在户外路跑的越野跑运动员<sup>[10]</sup>,并且跑道训练后运动员损伤集中出现在膝关节,包括胫骨内侧应力综合征及髌股关节痛<sup>[11]</sup>。此外,国内外有关弯道跑的生物力学研究重点均在如何提高运动员弯道技术<sup>[12-16]</sup>,鲜有从损伤角度探讨弯道跑的动力学特点<sup>[17]</sup>。

本文探讨在较慢跑速下,相较于直道跑,弯道跑时两侧下肢髌股关节应力的变化,并分析长时间弯道跑增加髌股关节痛的可能性,为跑步爱好者避免髌股关节痛提供参考。本文的研究假设是:① 弯道跑会增加下肢髌股关节应力;② 长时间弯道跑会增加跑者患髌股关节痛的可能性;③ 长时间弯道跑会增加髌股关节痛患者的疼痛感。

## 1 研究方法

### 1.1 受试者

首先采用 G \* Power 3.1.9.2 计算实验所需要的最小样本量。在进行配对 *t* 检验的假设检验时,为了使统计分析结果达到 80% 统计功效,显著水平 0.05,效应量 0.8,则要求最小样本量为 12 人。选取 13 名国内某体育大学普通男性大学生参加本次实验,身高  $(1.74 \pm 0.03)$  cm, 体质量  $(68.85 \pm 6.58)$  kg, 无专业训练经历。受试者在实验前 6 个月内无髌股关节痛及膝关节损伤,1 年内未经历下肢手术及患心血管疾病。所有受试者实验前均被告知实验具体流程事项,并签署知情同意书。

### 1.2 测试仪器

应用 Motion Analysis Raptor-4 红外高速运动捕捉系统(Motion 公司,美国)和 Kistler 9281CA 三维测力台(Kistler 公司,瑞士),同步采集跑步时人体运动学和动力学数据。通过 Newtest Powertimer 便携式测速系统(Newtest 公司,芬兰)监控跑速,两个

测速仪红外发射装置置于测力台内侧,间距 3 m。

### 1.3 测试过程

测试前记录受试者的基本信息(姓名、身高、体质量)。受试者被告知实验流程后,穿着同款泳裤和统一测试鞋进行 10 min 热身慢跑。热身结束,由同一专业实验人员按照 Helen Hayes 方案粘贴 29 个反光标志(头顶点,头前/后点,右侧肩胛骨偏移点,第 5 腰椎,两侧肩峰点,两侧肱骨外上髁,两侧尺骨茎突和桡骨茎突中点,两侧大腿前侧,两侧股骨外上髁,两侧股骨内上髁,两侧胫骨粗隆,两侧内踝,两侧外踝,两侧足尖和足跟)。

开始测试时,受试者位于距离测力台水平距离 15 m 处准备,听到口令后以  $(4.0 \pm 0.2)$  m/s 规定速度逆时针方向沿着弯道(内径 36 m)通过测试区域(见图 1);受试者左腿为内侧腿,右腿为外侧腿。在规定速度下,受试者以正常步态将单侧脚踏在测力台中心附近视为一次有效数据,每侧腿采集 3 次有效数据,两侧腿采集顺序随机。随后受试者以相同速度进行直道跑测试,测试流程同上。

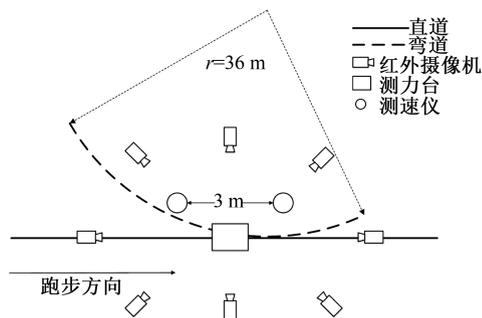


图 1 测试区域示意图

Fig.1 Schematic diagram of the test area

### 1.4 数据处理

数据采用 Cortex 2.6 软件进行计算处理。所有标志点的三维坐标采用 Butterworth 低通滤波法进行平滑,截断频率为 10 Hz。根据标志点坐标建立骨盆、大腿、小腿、足坐标系。其中,髌关节中心根据 Bell<sup>[18]</sup>的研究计算,膝关节转动中心为股骨内外侧髁中点,踝关节转动中心为胫骨内外侧髁中点;采用欧拉角的计算方法得到膝关节的三维角度;所用动力学数据未进行滤波处理。采用逆动力学的方法计算膝关节的净力矩,人体惯性参数采用 Leva<sup>[19]</sup>修正后的 Zatsiorsky-Seluyanovs 人体惯性参数。髌

股关节应力和髌股关节压力参考文献[8, 20]中使用的髌股关节数学模型计算获得,具体公式如下:

$$F_p = F_q \times K \quad (1)$$

$$F_q = M_k / L_q \quad (2)$$

$$K = \frac{0.462 + 1.47e^{-3}\alpha - 3.84e^{-5}\alpha^2}{1 - 0.0162\alpha + 1.55e^{-4}\alpha^2 - 6.98e^{-7}\alpha^3} \quad (3)$$

$$L_q = 8e^{-5}\alpha^3 - 0.013\alpha^2 + 0.28\alpha + 46 \quad (4)$$

$$P_{pp} = F_p / S_{CA} \quad (5)$$

$$S_{CA} = -0.06296\alpha^2 + 7.0667\alpha + 69.16667 \quad (6)$$

式(1)中: $F_p$ 为髌股关节压力; $F_q$ 为股四头肌肌力; $K$ 为两者的相关系数<sup>[21]</sup>。式(2)中: $M_k$ 为膝关节屈伸力矩; $L_q$ 是股四头肌的有效力臂<sup>[21]</sup>。式(3)为Eijden等<sup>[22]</sup>拟合出的系数 $K$ 随膝关节屈曲角度 $\alpha$ 变化的函数方程。式(4)为Eijden等<sup>[22]</sup>拟合出的膝关节力臂 $L_q$ 随膝关节屈曲角度 $\alpha$ 变化的函数方程。式(5)中: $P_{pp}$ 为髌股关节应力, $S_{CA}$ 为髌股关节接触面积。式(6)为Ho等<sup>[23]</sup>和Sinclair等<sup>[7]</sup>根据膝关节屈曲角度( $0^\circ$ 、 $15^\circ$ 、 $30^\circ$ 、 $45^\circ$ 、 $60^\circ$ 、 $75^\circ$ 、 $90^\circ$ )及所对应的接触面积(83、140、227、236、325、211、199 mm<sup>2</sup>)这7组数据进行2阶多项式拟合得到函数方程。所有指标按1个支撑阶段时长(足落地至足离地)通过Origin 9.0软件统一进行标准化处理。

采用配对 $t$ 检验方法,分别比较弯道跑与直道跑时内、外侧腿髌股关节应力和相关膝关节生物力学参数,以及两侧下肢髌股关节应力和相关膝关节生物力学参数。数据分析采用SPSS 20.0软件,显著性水平设为0.05。

## 2 结果

跑步支撑阶段髌股关节应力峰值时刻膝关节生物力学参数比较结果见表1。跑步支撑阶段,弯道跑外侧腿髌股关节应力峰值[(16.15±5.16) MPa]高于直道跑外侧腿髌股关节应力峰值[(14.59±5.50) MPa],差异具有显著性( $P<0.05$ );弯道跑内侧腿髌股关节应力峰值与直道跑内侧腿髌股关节应力峰值、弯道跑内侧腿髌股关节应力峰值与弯道跑外侧腿髌股关节应力峰值、直道跑内侧腿髌股关节应力峰值与直道跑外侧腿髌股关节应力峰值比较,差异不具有统计学意义( $P>0.05$ )。

表1 跑步支撑阶段髌股关节应力峰值时刻膝关节生物力学参数比较( $n=13$ , \* $P<0.05$ )

Tab.1 Comparison of biomechanical parameters of the knee at the time of peak patellofemoral stress during support phase

力学参数		弯道跑	直道跑	$P$ 值
髌股关节应力峰值/MPa	内侧腿	14.50±4.40	15.02±5.13	0.224
	外侧腿	16.15±5.16	14.59±5.50	0.011*
	$P$ 值	0.903	0.113	
髌股关节压力/BW	内侧腿	5.34±1.49	5.55±1.78	0.254
	外侧腿	6.05±1.79	5.37±1.96	0.003*
	$P$ 值	0.927	0.104	
髌股关节接触面积/cm <sup>2</sup>	内侧腿	2.51±0.08	2.52±0.09	0.342
	外侧腿	2.55±0.07	2.50±0.06	0.049*
	$P$ 值	0.270	0.223	
膝关节伸展力矩/(BW·BH)	内侧腿	0.13±0.05	0.14±0.06	0.022*
	外侧腿	0.15±0.05	0.13±0.05	0.194
	$P$ 值	0.120	0.166	
膝关节屈曲角度/(°)	内侧腿	40.29±4.51	41.39±4.92	0.052
	外侧腿	43.00±4.48	42.01±4.78	0.111
	$P$ 值	0.801	0.424	

髌股关节应力峰值时刻,弯道跑外侧腿髌股关节压力[(6.05±1.79) BW]高于直道跑外侧腿髌股关节压力[(5.37±1.96) BW],差异具有显著性( $P<0.05$ );弯道跑内侧腿髌股关节压力与直道跑内侧腿髌股关节压力、弯道跑内侧腿髌股关节压力与弯道跑外侧腿髌股关节压力、直道跑内侧腿髌股关节压力与直道跑外侧腿髌股关节压力比较,差异不具有统计学意义( $P>0.05$ )。

髌股关节应力峰值时刻,弯道跑外侧腿髌股关节接触面积[(2.55±0.07) cm<sup>2</sup>]大于直道跑外侧腿髌股关节接触面积[(2.50±0.09) cm<sup>2</sup>],差异具有显著性( $P<0.05$ );弯道跑内侧腿髌股关节接触面积与直道跑内侧腿髌股关节接触面积、弯道跑内侧腿髌股关节应力峰值与弯道跑外侧腿髌股关节接触面积、直道跑内侧腿髌股关节压力与直道跑外侧腿髌股关节接触面积比较,差异不具有统计学意义( $P>0.05$ )。

髌股关节应力峰值时刻,弯道跑内侧腿伸膝力矩[(0.13±0.05) BH·BW]低于直道跑内侧腿伸膝力矩[(0.14±0.06) BH·BW],差异具有显著性( $P<0.05$ );弯道跑外侧腿伸膝力矩与直道跑外侧腿伸膝力矩、弯道跑内侧腿伸膝力矩与弯道跑外侧腿伸膝力矩、直道跑内侧腿伸膝力矩与直道跑外侧腿伸膝力矩比较,差异不具有统计学意义( $P>0.05$ )。

髌股关节应力峰值时刻,弯道跑内侧腿屈膝角度与直道跑内侧腿屈膝角度、弯道跑外侧腿屈膝角度与直道跑外侧腿屈膝角度、弯道跑内侧腿屈膝角度与弯道跑外侧腿屈膝角度、直道跑内侧腿屈膝角

度与直跑外侧腿屈膝角度比较,差异不具有统计学意义( $P>0.05$ )。弯道跑与直道跑支撑阶段膝关节生物力学参数曲线的变化如图2所示,可见两侧髌股关节压力、髌股关节应力曲线均呈单峰状。

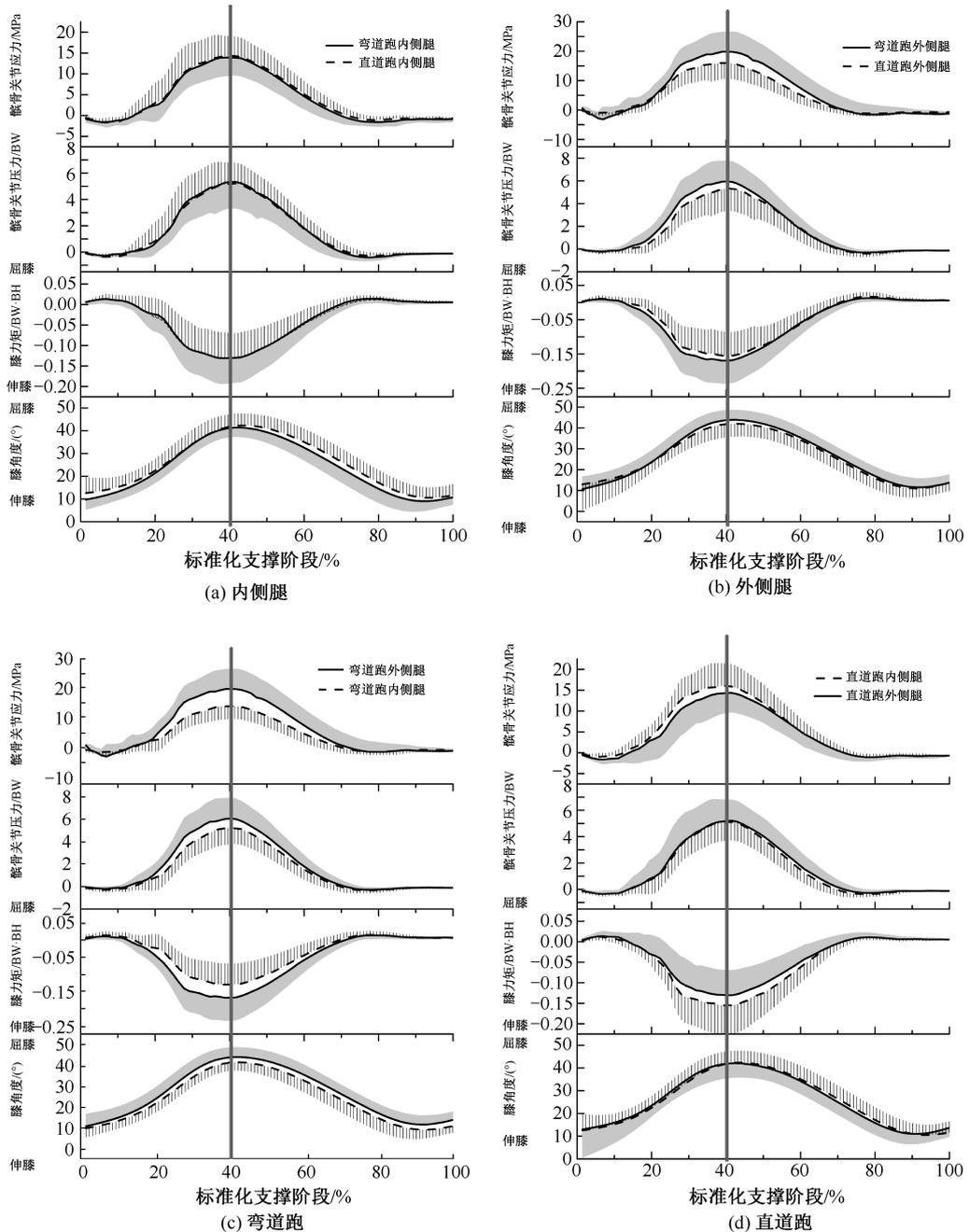


图2 跑步支撑阶段膝关节生物力学参数

Fig.2 Kinetics parameters of the knee during support phase (a) Inner side of the leg, (b) Lateral side of the leg Outside, (c) Curve running, (d) Linear running

### 3 讨论与结论

研究者普遍认为,髌股关节应力主要受髌股关节压力影响。Ho等<sup>[23]</sup>通过比较女性穿着不同鞋跟高度鞋行走时的髌股关节应力发现,女性穿着较高鞋跟高度鞋行走时髌股关节应力、髌股关节压力和髌股关节接触面积增大,故髌股关节压力增大是导致髌股关节应力增大的原因。本文结果显示,弯道跑支撑阶段外侧腿髌股关节应力峰值较直道跑增加10.7%,内侧腿髌股关节应力无显著性变化;髌股关节应力峰值时刻,弯道跑支撑阶段外侧腿髌股关节压力增加12.7%,髌股关节接触面积增加2%。由此可见,在弯道跑支撑阶段,跑者下肢髌股关节压力升高是导致髌股关节应力升高的主要原因。

髌股关节压力是髌腱和股四头肌肌腱共同作用在髌骨上合力的反作用力。研究者普遍认为,跑步过程中跑者的髌股关节压力主要受膝关节屈曲角度和膝关节伸展力矩影响。Sinclair等<sup>[7]</sup>研究表明,在4 m/s速度下女性跑者的髌股关节压力较男性跑者显著增大,故女性跑者膝关节伸展力矩增大是导致髌股关节压力增大的原因。Sinclair等<sup>[8]</sup>在另一项研究中比较跑者在4 m/s速度下穿着不同鞋底厚度跑鞋跑步时髌股关节压力,发现穿着厚度较大跑鞋跑步时下肢髌股关节压力显著增大,故跑者穿着厚度较大跑鞋时膝关节屈曲角度增大是导致髌股关节压力增大的原因。Bonacci等<sup>[20]</sup>通过比较跑者在不同跑步节奏下的髌股关节压力发现,髌股关节压力随着跑步节奏加快显著减小,故膝关节屈曲角度减小是导致髌股关节压力减小的原因。不同于上述研究结果,本研究发现弯道跑时外侧腿髌股关节压力较直道跑增大,同时膝关节伸展力矩和膝关节屈曲角度无显著性变化,提示弯道跑时下肢髌股关节压力增大的力学机制与直道跑不同,原因可能与弯道跑时侧向倾斜的身体姿态有关,但需要后续的研究证实。

有关髌股关节痛发病原因,研究者普遍认为髌股排列不齐以及髌骨滑动轨迹异常会导致髌股关节痛发病,软骨下骨承受过高负荷刺激是髌股关节痛发病的潜在机制<sup>[24]</sup>。已有研究表明,较高髌股关节应力会导致关节面软骨磨损,导致髌股关节软骨下骨承受负荷加剧的恶性循环,乃至发展为髌股关

节骨性关节炎<sup>[25-26]</sup>。Sinclair等<sup>[7]</sup>研究发现,在4 m/s速度下,女性跑者髌股关节应力较男性跑者显著高出1.31 MPa,是导致女性跑者有较高髌股关节痛发病率的力学原因。本研究发现,弯道跑支撑阶段外侧腿髌股关节应力峰值较直道跑增加1.56 MPa,该结果提示长时间弯道跑会增加跑步爱好者外侧腿患髌股关节痛的可能性。

有关髌股关节痛疼痛感,研究发现,较高髌股关节应力会通过升高髌骨液体含量<sup>[27]</sup>或者直接刺激软骨下骨上丰富的感觉神经造成疼痛<sup>[24]</sup>。许多髌股关节痛患者用来辅助康复的护膝工作原理就是通过外部加固膝关节使得髌骨与股骨的关节面更加贴合,增大髌股关节接触面积,减少患者髌股关节的应力,达到减弱患者疼痛感的目的。Powers等<sup>[28]</sup>研究发现,髌股关节痛患者在穿戴膝关节康复护具行走时,髌股关节应力每减小1 MPa,患者疼痛感随之下降56%。本研究结果发现,弯道跑支撑阶段外侧腿髌股关节应力峰值较直道跑增大1.56 MPa,提示长时间的弯道跑会加剧髌股关节痛患者的疼痛感。

相较于直道跑,弯道跑时外侧腿髌股关节应力增大,这是由于髌股关节压力增大导致。弯道跑髌股关节压力变化时,未见膝关节屈曲角度和膝关节伸展力矩发生显著变化。该结果提示其力学机制与直道跑不同。因此,长时间弯道跑会增加外侧腿患髌股关节痛以及髌股关节痛患者疼痛感加剧的可能性,建议跑步爱好者和髌股关节痛患者尽量避免重复长时间弯道跑。

**致谢:** 本研究受福建泉州匹克体育用品有限公司与北京体育大学合作项目“匹克体育装备的运动生物力学研发”(BSU20180453)资助,在此表示感谢。

#### 参考文献:

- [1] LOPES AD, HEPANHOL LC, YEUNG SS, *et al.* What are the main running-related musculoskeletal injuries? [J]. *Sports Med*, 2012, 42(10): 891-905.
- [2] 杨辰, 曲峰. 髌股关节痛病因、治疗和分组的生物力学研究进展 [J]. *中国运动医学杂志*, 2017, 36(10): 927-932.
- [3] HEINO BJ, POWERS CM. Patellofemoral stress during walking in persons with and without patellofemoral pain [J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2002, 34(10): 1582-1593.

- [ 4 ] WIRTZ AD, WILLSON JD, KERNOZEK TW, *et al.* Patellofemoral joint stress during running in females with and without patellofemoral pain [J]. *Knee*, 2012, 19(5): 703-708.
- [ 5 ] BOYER ER, DERRICK TR. Lower extremity joint loads in habitual rearfoot and mid/forefoot strike runners with normal and shortened stride lengths [J]. *J Sports Sci*, 2017, 36(5): 1-7.
- [ 6 ] WILLSON JD, RATCLIFF OM, MEARDON SA, *et al.* Influence of step length and landing pattern on patellofemoral joint kinetics during running [J]. *Scand J Med Sci Sports*, 2016, 25(6): 736-743.
- [ 7 ] SINCLAIR J, SELFE J. Sex differences in knee loading in recreational runners [J]. *J Biomech*, 2015, 48(10): 2171-2175.
- [ 8 ] SINCLAIR J, RICHARDS J, SELFE J, *et al.* The influence of minimalist and maximalist footwear on patellofemoral kinetics during running [J]. *J Appl Biomech*, 2016, 32(4): 359-364.
- [ 9 ] HAMILL J, MURPHY M, SUSSMAN D. The effects of track turns on lower extremity function [J]. *Int J Sport Biomech*, 1987, 3(3): 276-286.
- [ 10 ] DOMPIER TP, MARSHALL SW, KERR ZY, *et al.* The national athletic treatment, injury and outcomes network (NATION): Methods of the surveillance program, 2011-2012 through 2013-2014 [J]. *J Athl Training*, 2015, 50(8): 862-869.
- [ 11 ] BEUKEBOOM C, BIRMINGHAM TB, FORWELL L, *et al.* Asymmetrical strength changes and injuries in athletes training on a small radius curve indoor track [J]. *Clin J Sport Med*, 2000, 10(4): 245-250.
- [ 12 ] OHNUMA PDH, TACHI M, KUMANO A, *et al.* How to maintain maximal straight path running speed on a curved path in sprint events [J]. *J Hum Kinet*, 2018, 62(1): 23-31.
- [ 13 ] ISHIMURA K, SAKURAI S. Asymmetry in determinants of running speed during curved sprinting [J]. *J Appl Biomech*, 2016, 32(4): 394.
- [ 14 ] CHURCHILL SM, SALO AI, TREWARTHA G. The effect of the bend on technique and performance during maximal effort sprinting [J]. *Sports Biomech*, 2015, 14(1): 106-121.
- [ 15 ] ALT T, HEINRICH K, FUNKEN J, *et al.* Lower extremity kinematics of athletics curve sprinting [J]. *J Sports Sci*, 2015, 33(6): 552-560.
- [ 16 ] SMITH N, DYSON R, HALE T, *et al.* Contributions of the inside and outside leg to maintenance of curvilinear motion on a natural turf surface [J]. *Gait Posture*, 2006, 24(4): 453-458.
- [ 17 ] KAWMOTO R, ISHIGE Y, WATARAI K, *et al.* Influence of curve sharpness on torsional loading of the tibia in running [J]. *J Appl Biomech*, 2002, 18(3): 218-230.
- [ 18 ] BELL AL, BRAND RA, PEDERSEN DR. Prediction of hip joint centre location from external landmarks [J]. *Hum Movement Sci*, 1989, 8(1): 3-16.
- [ 19 ] LEVE P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters [J]. *J Biomech*, 1996, 29(9): 1223-1230.
- [ 20 ] BONACCI J, HALL M, FOX A, *et al.* The influence of cadence and shoes on patellofemoral joint kinetics in runners with patellofemoral pain [J]. *J Sci Med Sport*, 2018, 21(6): 574-578.
- [ 21 ] EIJDEN TM, KOUWENHOVEN E, VERBURG J, *et al.* A mathematical model of the patellofemoral joint [J]. *J Biomech*, 1986, 19(3): 219-229.
- [ 22 ] EIJDEN TM, WEIJS WA, KOUWENHOVEN E, *et al.* Forces acting on the patella during maximal voluntary contraction of the quadriceps femoris muscle at different knee flexion/extension angles [J]. *Acta Anatomica*, 1987, 129(4): 310-314.
- [ 23 ] HO KY, BLANCHETTE MG, POWERS CM. The influence of heel height on patellofemoral joint kinetics during walking [J]. *Gait Posture*, 2012, 36(2): 271-275.
- [ 24 ] POWERS CM, BOLGLA LA, CALLAGHAN MJ, *et al.* Patellofemoral pain: Proximal, distal, and local factors, 2<sup>nd</sup> International Research Retreat [J]. *J Orthop Sport Phys*, 2012, 42(6): 1-54.
- [ 25 ] FARROKHI S, COLLETTI PM, POWERS CM. Differences in patellar cartilage thickness, transverse relaxation time, and deformational behavior: A comparison of young women with and without patellofemoral pain [J]. *Am J Sport Med*, 2011, 39(2): 384-391.
- [ 26 ] LABELLA C. Patellofemoral pain syndrome: evaluation and treatment [J]. *Primary Care*, 2004, 31(4): 977-1003.
- [ 27 ] HO KY, HU HH, COLLETTI PM, *et al.* Running-induced patellofemoral pain fluctuates with changes in patella water content [J]. *Eur J Sport Sci*, 2014, 14(6): 628-634.
- [ 28 ] POWERS CM, WARD SR, CHEN Y, *et al.* The effect of bracing on patellofemoral joint stress during free and fast walking [J]. *Am J Sport Med*, 2004, 32(1): 224-231.