

文章编号: 1004-7220(2021)05-0762-07

# 预期条件下不同侧切角度膝关节应力状态的有限元分析

潘正晔<sup>1</sup>, 马勇<sup>1</sup>, 耿治中<sup>1</sup>, 蔺世杰<sup>2</sup>, 郑伟涛<sup>1</sup>

(1. 武汉体育学院 国家体育总局体育工程重点实验室, 武汉 430079; 2. 西北工业大学 体育部, 西安 710072)

**摘要:**目的 探讨预期条件下不同角度侧切触地过程中膝关节运动学、地面反作用力(ground reaction force, GRF)特征以及软骨、半月板的应力状态。**方法** 采集14名受试者在预期条件下分别进行45°、90°和135°侧切时的运动学和GRF数据,通过Visual 3D逆动力学计算获取膝关节反作用力,基于膝关节三维有限元模型分别对3种侧切角度下触地过程进行数值仿真。**结果** 预期条件下3种侧切角度在触地过程中的膝关节运动学特征存在显著性差异( $P<0.001$ ),膝关节屈曲程度随侧切角增大而增加;垂直GRF随侧切角增加而显著减小( $P<0.001$ ),水平GRF呈现出相反的趋势;3种侧切角度下,90°侧切时髌骨软骨以及股骨软骨接触应力峰值较大,前交叉韧带(anterior cruciate ligament, ACL)接触点主应力峰值较大,其次为135°和45°侧切;3种侧切角度下,外侧股骨软骨接触应力峰值均大于内侧。**结论** 90°侧切运动时膝关节损伤风险更大,135°侧切时膝关节内部的应力状态与90°侧切相比较为良好。预期条件下膝关节损伤风险并不随侧切角增大而升高。

**关键词:**侧切角度; 膝关节; 应力; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.05.016

## Finite Element Analysis on Stress State of Knee Joint with Different Lateral Cutting Angles under Expected Conditions

PAN Zhengye<sup>1</sup>, MA Yong<sup>1</sup>, GENG Zhizhong<sup>1</sup>, LIN Shijie<sup>2</sup>, ZHENG Weitao<sup>1</sup>

(1. Key Laboratory of Sports Engineering, General Administration of Sports of China, Wuhan Sports University, Wuhan 430079, China; 2. Department of Physical Education, Northwest Polytechnical University, Xi'an 710072, China)

**Abstract: Objective** To investigate the characteristics of knee kinematics and ground reaction force (GRF), as well as the stress state of cartilage and meniscus in the process of lateral incisions at different cutting angles under expected conditions. **Methods** Kinematics and GRF data of 14 subjects at 45°, 90° and 135° cutting angle respectively under expected conditions were collected. The knee joint reaction force was obtained through the inverse dynamics calculation of Visual 3D. Based on three-dimensional (3D) finite element model of the knee joint, the contact process at 3 lateral cutting angles was simulated. **Results** Under expected conditions, there were significant differences in knee joint kinematics characteristics at 3 cutting angles during contact process ( $P<0.001$ ), and the knee flexion increased with the cutting angle increasing; the vertical GRF decreased significantly with the cutting angle increasing ( $P<0.001$ ), while the horizontal GRF showed the opposite trend; for 3 cutting

收稿日期: 2020-10-05; 修回日期: 2020-11-06

基金项目: 国家自然科学基金项目(51679183), 武汉体育学院东湖学者计划

通信作者: 郑伟涛, 教授, E-mail: zhengweitao@sina.com

angles, the peak contact stress of patellar cartilage and femoral cartilage was larger at 90° cutting angle, the peak principal stress at anterior cruciate ligament (ACL) contact point was also larger at 90° cutting angle, and the following was at 135° and 45° cutting angle, respectively; the peak contact stress of lateral femoral cartilage was larger than that of medial femoral cartilage at 3 cutting angles. **Conclusions** The risk of knee joint injury is higher at 90° cutting angle, and the stress state of knee joint at 135° cutting angles is better than that at 90° cutting angle, and the risk of knee joint injury does not increase with the increase of cutting angle under expected conditions.

**Key words:** lateral cutting angle; knee joint; stress; finite element analysis

侧切动作常见于篮球、足球等众多体育运动中,其运动过程通常伴随膝关节外翻、伸直以及胫骨旋转,容易导致关节软骨、半月板的劳损以及韧带撕裂<sup>[1-3]</sup>。为了在运动时改变方向,运动员需要在原本的方向上迅速减速,并快速转向预期的方向,这一减速过程是通过将质心(center of mass, COM)定位至压力中心(center of pressure, COP)后面以产生后向(制动)地面反作用力(ground reaction force, GRF)来完成<sup>[4]</sup>。研究发现,在应对侧切减速的过程中,下肢所采取的运动策略与侧切角度密切相关,且较大角度侧切动作所表现出的下肢生物力学特征提示膝关节所受风险增加<sup>[5-8]</sup>。由此可知,侧切角度可能是影响侧切运动时膝关节损伤的关键因素。Sigward 等<sup>[9]</sup>研究表明,当运动员以 110°侧切时,其膝关节外翻力矩显著大于 45°侧切。此外,与 45°侧切相比,180°侧切时的膝关节伸展力矩较小,但内翻/外翻力矩显著增加,加重膝关节负荷<sup>[10]</sup>。上述研究均表明,膝关节损伤风险可能随着侧切角度增加而增加,但不同角度侧切运动对于膝关节的损伤机制仍然不清楚。

研究表明,预期条件下进行侧切运动时能够大幅度减小膝关节损伤风险<sup>[11-12]</sup>。Besier 等<sup>[13]</sup>研究发现,非预期条件下侧切运动所产生的膝关节内外旋力矩几乎是预期条件下的 2 倍,可能导致膝关节非接触性前交叉韧带(anterior cruciate ligament, ACL)损伤风险显著增加。但目前研究仅关注非预期条件下的膝关节生物力学特征,而预期条件对膝关节内部的具体影响尚未明确。为了深入了解预期条件下不同角度侧切过程中膝关节的力学环境,需要明确侧切时膝关节软骨及半月板的应力状态。

本文主要探讨预期条件下不同角度侧切角度时膝关节运动学及 GRF 特征,同时基于已验证的膝关节有限元模型,量化不同角度侧切触地过程中对膝

关节影响,包括比较 45°、90°和 135°侧切触地过程中 GRF 峰值时髌骨软骨接触应力峰值以及双侧半月板的接触应力,明确预期条件下不同角度侧切运动时膝关节内部的应力特征,为足球、篮球等侧切训练中预期条件的影响提供理论支持。本文预先假设如下:在预期条件下,GRF 峰值时的膝关节内部结构应力状态随着侧切角度增大而升高。

## 1 材料与方 法

### 1.1 研究对象与工具

使用 GPower 3.1.9.2 进行统计功效检验。使用较大效应值 0.4 进行单因素重复测量方差分析,在  $\alpha=0.05$  和统计功效为 80%的情况下,至少需要 12 位受试者。招募 16 名男性足球专项运动员,年龄( $22.7 \pm 1.5$ )岁,体质量( $68.2 \pm 9.8$ )kg,身高( $177.5 \pm 4.8$ )cm。每位受试者均有侧切运动的经验,且半年内无下肢运动损伤(排除由于出汗而导致标记点不稳定的 2 位受试者)。在研究开始前,参与者已经熟悉实验方案,并签署知情同意书。

采用嵌入地面的 4 块 1 kHz 便携式测力台(9260AA, Kistler 公司,瑞士)和 9 台 200 Hz 红外高速摄像头(T40, Vicon 公司,英国)采集侧切过程原始运动学和 GRF 数据。由同一实验人员为 12 名受试者粘贴 38 个直径为 14 mm 的标记点,完成对下肢各节段的定义<sup>[14]</sup>。使用带有两组光栅计时系统(Witty-Manual, Microgate 公司,意大利)监测侧切运动时的速度。

在正式实验开始前,要求受试者在跑步机上以 4 m/s 速度热身 3 min 以熟悉正式实验的目标速度。正式实验中,每位受试者在( $4 \pm 5\%$ ) m/s 速度下分别以 45°、90°和 135°进行侧切<sup>[15]</sup>。实验场地简化图如图 1 所示。为避免实验顺序的影响,采用拉丁方设计受试者实验顺序。将触地过程中  $GRF > 10$  N

时作为触地时刻, GRF < 10 N 时作为离地时刻, 将整个触地过程进行归一化处理, 从足跟触地到足趾离地的整个过程为 100%。受试者足部完整地踩到测力台且力信号被完整采集算作 1 次成功的实验, 每位受试者要求完成 3 次成功实验。采用 Visual 3D™ (C-Motion 公司, 美国) 进行原始数据滤波和逆动力学计算, 数据截止频率为 12 Hz<sup>[16]</sup>。

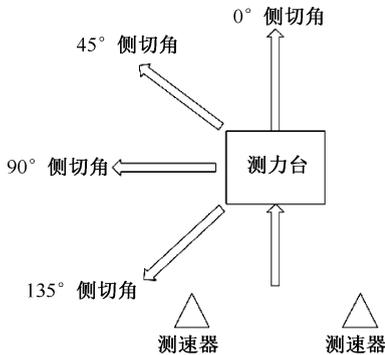


图1 实验场地简化图

Fig.1 Simplified diagram of experimental site

## 1.2 膝关节有限元模型构建和验证

基于 1 名无任何膝关节疾病男性志愿者 (身高 178 cm, 体质量 60 kg, 年龄 23 岁), 取其无负重时右腿膝关节进行层厚 0.625 mm 的磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI) 断层扫描。志愿者签署知情同意书, 并经武汉体育学院评审委员会批准本研究。将扫描数据导入 Mimics 19.0 中进行图像分割重建, 再经 Geomagic 2017 去噪、平滑及拟合处理。结合膝关节 MRI 图像导入 SolidWorks 2017 三维重建, 包括股骨、胫骨、腓骨、髌骨、双侧半月板和关节软骨。在 HyperMesh 14.0 中完成网格划分、边界条件设置以及韧带构建。考虑到冲击过程中的网格变形以及精度要求, 半月板及关节软骨采用六面体单元划分网格, 而其余结构采用四面体划分。进行网格无关性分析, 股骨、胫骨、腓骨的网格尺寸为 3 mm, 髌骨、胫骨软骨的网格尺寸为 2 mm, 股骨软骨、髌骨软骨及半月板网格尺寸为 1 mm。将生成的 inp 格式文件导入 ABAQUS 6.14 进行有限元后处理。骨骼和软骨材料属性参考 Kiapour 等<sup>[17]</sup>的实验数据。同时将膝关节韧带简化为 Truss 单元, 只可拉伸不可压缩, 材料属性参考 Yoon 等<sup>[18]</sup>的研究。

将本文所建有限元模型在轴向载荷下得出的胫骨关节接触面积和接触应力峰值与之前的实验结果进行比较。本模型在 0.5、1 kN 载荷下的接触面积分别为 891.9、1 073.1 mm<sup>2</sup>, 与 Fukubayashi 等<sup>[19]</sup> [(960±170)、(1 150±200) mm<sup>2</sup>] 和 Kurosawa 等<sup>[20]</sup> [(1 130±250)、(1 300±300) mm<sup>2</sup>] 类似。本模型在 1 kN 载荷下的接触应力峰值为 3.8 MPa, 与 Walker 等<sup>[21]</sup> (3.2 MPa) 类似。

## 1.3 边界条件和加载

基于 Grood 等<sup>[22]</sup>的研究建立膝关节局部坐标系, 胫骨、腓骨和髌骨完全约束; 半月板与关节软骨之间为硬接触, 采用罚摩擦公式计算, 摩擦因数为 0.02<sup>[23]</sup>; 软骨与骨之间为绑定接触。考虑到冲击过程中的切向力远小于轴向力, 假设在触地瞬间, 胫骨平台与半月板相对于地面静止, 股骨沿其长轴与胫骨平台发生碰撞, 采用膝关节反作用力 (joint reaction force, JRF) 作为载荷<sup>[24-25]</sup>, JRF 的计算公式如下:

$$\mathbf{F}_k = m_l(\mathbf{a}_k - \mathbf{g}) + m_f(\mathbf{a}_f - \mathbf{g}) - \mathbf{F}_{grf} \quad (1)$$

式中:  $\mathbf{F}_k$  为膝关节 JRF;  $m_l$ 、 $m_f$  分别为小腿和足部的质量;  $\mathbf{a}_k$ 、 $\mathbf{a}_f$  分别为小腿和足部的加速度;  $\mathbf{g}$  是重力加速度;  $\mathbf{F}_{grf}$  为 GRF。由式(1)可见, 膝关节反力  $\mathbf{F}_k$  消除了小腿  $m_l(\mathbf{a}_k - \mathbf{g})$  和足部  $m_f(\mathbf{a}_f - \mathbf{g})$  重力和惯性力的影响。此外, 根据姚杰等<sup>[26]</sup>的研究结果, 膝关节屈曲程度对关节内部应力状态影响较小, 故本文未对膝关节屈曲程度最大时刻的应力状态进行分析。

## 1.4 统计分析

在 SPSS 22.0 中对 GRF 采用 Shapiro-Wilk 进行正态分布检验 ( $P > 0.05$ )。使用单因素重复测量方差分析 ( $\alpha = 0.05$ ) 对比不同侧切角度下运动学及 GRF 数据。通过 Mauchly 球形检验是否满足球形假设, 若不满足球形假设, 使用 Greenhouse-Geisser 方法校正。采用 Bonferroni 事后检验。

## 2 结果

### 2.1 触地过程膝关节运动学特征

图 2 所示为预期条件下不同侧切角触地过程中膝关节角度曲线。不同侧切角在膝关节屈伸过程中存在显著性差异 ( $P < 0.001$ ), 膝关节屈曲角度随着侧切角增大而增大。在虚线部分, 不同侧切角

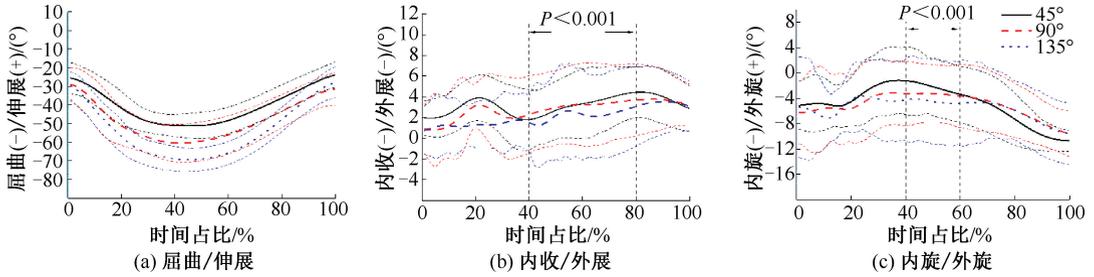


图2 不同侧切触地过程中膝关节角度对比

Fig.2 Comparison of knee joint angles during lateral incisions with different cutting angles (a) Flexion/extension, (b) Adduction/abduction, (c) Internal/external rotation

触地过程膝关节的内收/外展角同样存在显著性差异,与膝关节屈伸角类似,当侧切角度增大时,关节内收程度增加。3种侧切角度下膝关节内/外旋角度在虚线部分存在显著性差异,45°侧切时膝关节内旋程度较小,其次为90°、135°侧切时内旋角最大。

## 2.2 触地过程 GRF

预期条件下3种侧切角触地过程中的垂直地面反作用力(vertical ground reaction force, vGRF)和

水平地面反作用力(horizontal ground reaction force, hGRF)曲线如图3所示。其中,vGRF随着侧切角度增加而显著下降( $P < 0.001$ ),并且45°和90°侧切时,vGRF峰值出现在触地过程的50%左右,为离地时的蹬地力,而135°侧切时vGRF峰值出现在触地过程的16%左右,为触地时的冲击力;与vGRF相反,hGRF随着侧切角度增加而显著增加( $P < 0.001$ )。此外,3种侧切角度的hGRF峰值均出现在25%~38%。

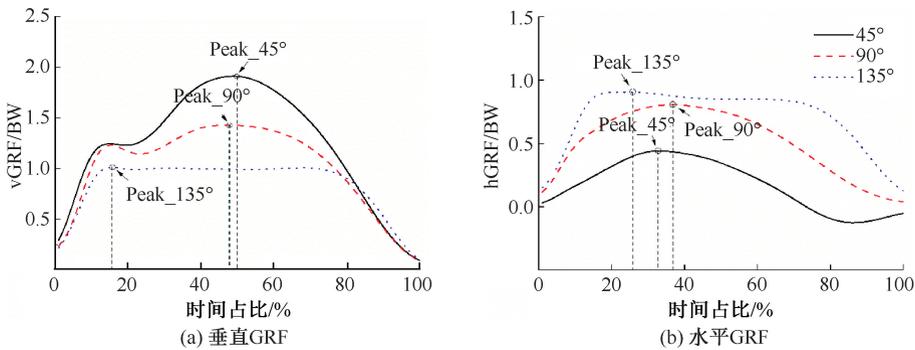


图3 不同侧切触地过程中垂直和水平 GRF 对比

Fig.3 Comparison of vGRF and hGRF during lateral incisions with different cutting angles

(a) Vertical GRF, (b) Horizontal GRF

## 2.3 有限元分析结果

45°、90°和135°侧切角下GRF峰值时刻的髌骨软骨接触应力峰值分别为5.79、6.36、6.02 MPa。90°侧切时髌骨软骨接触应力峰值最大,其次为135°和45°,与3种侧切角的GRF特征并不一致[见图4(a)]。

45°、90°和135°侧切角下GRF峰值时刻的两侧半月板 von Mises 应力峰值分别为6.37、5.82、5.42 MPa。随着侧切角增大,von Mises 应力峰值

减小,与3种侧切角下vGRF特征相同。3种侧切角下半月板应力分布较为一致,均分布在内侧半月板和外侧半月板体部,其中45°侧切时应力集中于外侧半月板前角[见图4(b)]。

3种侧切角下内外侧股骨软骨接触应力峰值及ACL接触点主应力峰值见表1。3种侧切角下外侧股骨软骨接触应力峰值均大于内侧。90°时外侧股骨软骨接触应力峰值最大,而45°时最小;45°时内侧股骨软骨接触应力峰值最大,135°时最小。随着

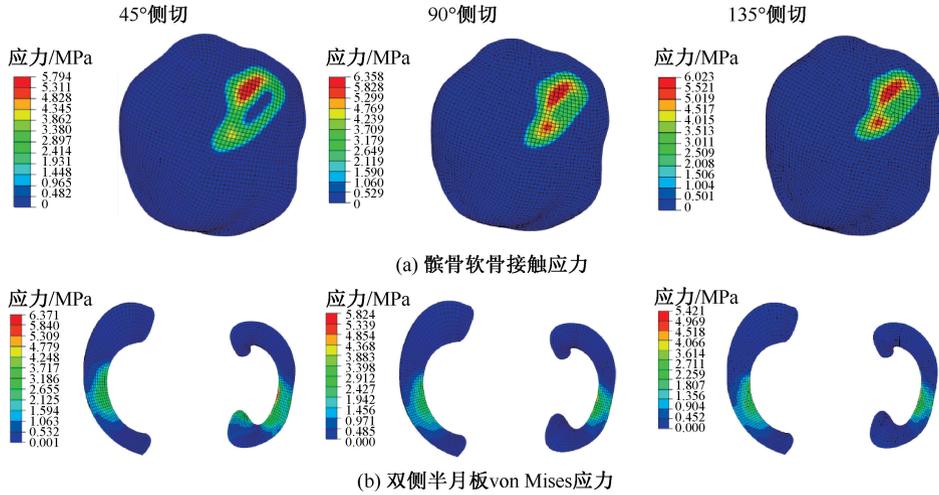


图4 不同侧切触地过程中 GRF 峰值时刻应力分布

Fig.4 Stress distributions at the peak of GRF during lateral incisions with different cutting angles

(a) Contact stress of patellar cartilage, (b) von Mises stress of bilateral meniscus

侧切角增大, ACL 接触点主应力峰值没有出现显著变化, 135°与其他两种侧切角相比较小, 而 90°侧切时较大。

表1 不同侧切触地过程中内外侧股骨软骨接触应力峰值及 ACL 接触点主应力峰值

Tab.1 Peak contact stress of medial and lateral femoral cartilage and the peak principal stress of ACL contact point during lateral incisions with different cutting angles

侧切角/ (°)	外侧股骨软骨接触 应力峰值/MPa	内侧股骨软骨接触 应力峰值/MPa	ACL 接触点主 应力峰值/MPa
45	6.48	5.88	17.28
90	8.22	4.56	17.47
135	7.64	4.08	16.92

### 3 讨论

本文分析了预期条件下 3 种不同侧切角度在触地过程中的运动学和 GRF 特征, 同时基于已验证的膝关节有限元模型, 计算 3 种不同侧切角度下 GRF 峰值时刻髌骨软骨接触应力和半月板接触应力。结果表明, 髌骨软骨接触应力峰值并没有随着角度增加而呈现规律性的变化。90°侧切时髌骨软骨接触应力峰值最大, 其次为 135°和 45°侧切, 与之前的假设并不完全相同。本文研究表明, 随着侧切角度增加, vGRF 显著降低, 而 hGRF 显著升高, 这与 Schreurs 等<sup>[7]</sup>在非预期条件下进行侧切动作的研究结果一致, 但在膝关节运动学特征方面存在一

定差异。本文发现, 膝关节屈曲角随着侧切角度增加呈现出显著增加的趋势, 与 Havens 等<sup>[5]</sup>的非预期侧切动作研究结果相反。本文推测, 在预期条件下, 转向动作的承重阶段在方向改变之前已经完成, 不需要通过支撑腿伸展以承受方向改变带来的冲击力<sup>[27]</sup>。随着侧切角度增加, 支撑腿通过增大膝关节屈曲角以帮助蹬地时的方向改变<sup>[12]</sup>; 导致 vGRF 减小而 hGRF 增大, 进而使 135°侧切时的髌骨软骨接触应力峰值与侧切 90°相比较低, 同时也呈现出 3 种侧切角下外侧股骨软骨接触应力峰值均大于内侧的特征。

本文发现, 随着侧切角度增加, 双侧半月板的接触应力峰值呈现降低的趋势, 推测这是由于 vGRF 随侧切角增加而降低所造成。当运动员以更大角度进行侧切时, 会通过增加倾斜角来完成重新定向的任务, 导致 COP 与 COM 的距离增加, 进而使 vGRF 减小<sup>[7]</sup>。尽管 vGRF 随侧切角增加而减小, 但 ACL 接触点主应力峰值并没有随之产生明显的规律性变化, 不同于非预期条件下 ACL 损伤风险随侧切角增大而升高<sup>[6]</sup>。本文推测, 在预期条件下, 运动员为主动规避损伤风险而增加下肢关节刚度<sup>[28]</sup>, 这同样表现在 90°和 135°侧切时双侧半月板的接触应力分布较为一致。本文仅对预期条件下的膝关节应力状态进行分析, 而未对预期和非预期条件对膝关节内部的影响进行比较分析, 将会在

后续实验中进行完善和补充。

侧切运动的触地过程不仅与膝关节姿势有关,同时也与触地的地面情况有密切的联系。触地时,触地时下肢与地面的角度以及地面硬度都有可能对实验结果产生影响。此外,本文对膝关节韧带及膝关节内力学环境进行了简化处理。在进一步的研究中,将考虑肌肉及其他软组织对关节应力水平的影响。

## 4 结论

预期条件下, vGRF 随侧切角度的增加而减小,而 hGRF 呈现出相反的趋势。不同于非预期条件,预期条件下运动员侧切重力承受阶段在方向改变之前已经完成,不需要通过支撑腿伸展缓冲,侧切触地过程中的膝关节屈曲角随侧切角度增加而增加。与其他两种侧切角相比, 90°侧切时髌骨软骨以及股骨软骨接触应力峰值较大, ACL 接触点主应力峰值较大,提示 90°侧切运动时膝关节损伤风险更大。此外,与非预期条件下的侧切运动不同,膝关节损伤风险并不随侧切角增大而升高, 135°侧切时膝关节内部的应力状态与 90°相比较为良好。

## 参考文献:

[ 1 ] BERNARD XW, LAURA S, SUSAN M, *et al.* Mechanical work performed by distal foot-ankle and proximal knee-hip segments during anticipated and unanticipated cutting [J]. *J Biomech*, 2020, 106(9): 28-39.

[ 2 ] LAUREN ES, JOSHUA TW. Hinged ankle braces do not alter knee mechanics during sidestep cutting [J]. *J Biomech*, 2019, 84(14): 191-196.

[ 3 ] SHAWN MG, DAVID JT, Kenneth L, *et al.* The burden of meniscus injury in young and physically active populations [J]. *Clin Sports Med*, 2020, 39(1): 13-27.

[ 4 ] KIAPOUR AM. Knee abduction affects greater magnitude of change in ACL and MCL strains than matched internal tibial rotation *in vitro* [J]. *Clin Orthop Relat R*, 2017, 475(10): 2385-2396.

[ 5 ] HAVENS KL, SIGWARD SM. Joint and segmental mechanics differ between cutting maneuvers in skilled athletes [J]. *Gait Posture*, 2015, 41(1): 467-474.

[ 6 ] SHEU CL, GRAY AM, BROWN D, *et al.* Sex differences in knee flexion angle during a rapid change of direction while running [J]. *Orthop J Sports Med*, 2015, 3(12): 232-241.

[ 7 ] SCHREURS MJ, BENJAMINSE A, LEMMINK KA. Sharper angle, higher risk? The effect of cutting angle on knee mechanics in invasion sport athletes [J]. *J Biomech*, 2017, 38(2): 144-152.

[ 8 ] NICOLE C, TRENT F, IVAN M, *et al.* Knee mechanics during a change of direction movement in division I athletes following full return to sport from anterior cruciate ligament reconstruction [J]. *Phys Ther Sport*, 2019, 35: 75-78.

[ 9 ] SIGWARD SM, CESAR GM, HAVENS KL. Predictors of frontal plane knee moments during side-step cutting to 45 and 110 degrees in men and women: Implications for anterior cruciate ligament injury [J]. *Clin J Sport Med*, 2015, 25(2): 529-534.

[ 10 ] CORTES N, ONATE J, LUNEN B, *et al.* Pivot task increases knee frontal plane loading compared with sidestep and drop-jump [J]. *J Sports Sci*, 2011, 29(5): 83-92.

[ 11 ] KIM JH, LEE KK, KONG SJ, *et al.* Effect of anticipation on lower extremity biomechanics during side- and cross-cutting maneuvers in young soccer players [J]. *Am J Sports Med*, 2014, 42(8): 1985-1992.

[ 12 ] BROWN SR, BRUGHELLI M, HUME PA. Knee mechanics during planned and unplanned sidestepping: A systematic review and meta-analysis [J]. *Sports Med*, 2014, 44(11): 1573-1588.

[ 13 ] BESIER TF, LLOYD DG, COCHRANE JL, *et al.* External loading of the knee joint during running and cutting maneuvers [J]. *Med, Sports Exerc*, 2001, 33(7): 1168-1175.

[ 14 ] 夏锐, 张希妮, 傅维杰. 两种疲劳方案对落地时下肢运动学和冲击力时频特征的影响 [J]. *医用生物力学*, 2017, 32(5): 427-435.

XIA R, ZHANG XN, FU WJ. Effects of two fatigue protocols on lower extremity kinematics and time/frequency-domain characteristics of impact forces during drop landing [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(5): 427-435.

[ 15 ] ISSEI O, YOHEI S, TATSUO, *et al.* Rearfoot strikes more frequently apply combined knee valgus and tibial internal rotation moments than forefoot strikes in females during the early phase of cutting maneuvers [J]. *Gait Posture*, 2020, 76: 364-371.

[ 16 ] HAVENS KL, SIGWARD SM. Joint and segmental mechanics differ between cutting maneuvers in skilled athletes [J]. *Gait Posture*, 2015, 41(1): 467-474.

[ 17 ] KIAPOUR A, KIAPOUR AM, KAUL V, *et al.* Finite Element model of the knee for investigation of injury mechanisms: Development and validation [J]. *J Biomech Eng*, 2014, 136(1): 278-286.

[ 18 ] YOON J, HA S, LEE S, *et al.* Analysis of contact pressure

- at knee cartilage during gait with respect to foot progression angle [J]. *Int J Precis Eng Man*, 2018, 19(5): 761-766.
- [19] FUKUBAYASHI T, KUROSAWA H. The contact area and pressure distribution pattern of the knee: A study of normal and osteoarthrotic knee joints [J]. *Acta Orthop Scand*, 1981, 51(6): 871-879.
- [20] KUROSAWA H, FUKUBAYASHI T, NAKAJIMA H. Load-bearing mode of the knee joint: Physical behavior of the knee joint with or without menisci [J]. *Clin Orthop Relat R*, 1980, 149: 283-291.
- [21] WALKER PS, ERKIUAN MJ. The role of the menisci in force transmission across the knee.[J]. *Clin Orthop Relat R*, 1975, 10(9): 175-184.
- [22] GROOD ES, SUNTAY WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee [J]. *J Biomech Eng*, 1983, 105(2): 136-144.
- [23] LOUIS D, RAPHAEL A, MARTINE P, *et al*. Oral malrotation from diaphyseal fractures results in changes in patellofemoral alignment and higher patellofemoral stress from a finite element model study [J]. *Knee*, 2018, 25(5): 807-813.
- [24] CHECA S, TAYLOR M, NEW A. Influence of an interpositional spacer on the behaviour of the tibiofemoral joint: A finite element study [J]. *Clin Biomech*, 2008, 23(8): 1045-1052.
- [25] NAGURA T, DYRBY CO, ALEXANDER EJ, *et al*. Mechanical loads at the knee joint during deep flexion [J]. *J Orthop Res*, 2002, 20(4): 881-886.
- [26] 姚杰, 牛文鑫, 王旸, 等. 跳伞着陆过程中膝关节损伤的有限元研究[J]. *医用生物力学*, 2010, 25(4): 244-248.
- YAO J, NIU WX, WANG Y, *et al*. Finite element study on knee injuries in the parachute landing [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(4): 244-248.
- [27] HOUCK JR, DUNCAN A, HAVEN KE. Comparison of frontal plane trunk kinematics and hip and knee moments during anticipated and unanticipated walking and side step cutting tasks [J]. *Gait Posture*, 2006, 24(3): 314-322.
- [28] FERRIS DP, LOUIE M, FARLEY CT. Running in the real world: Adjusting leg stiffness for different surfaces [J]. *Proc Biol Sci*, 1998, 26(14): 989-994.