

文章编号: 1004-7220(2022)06-1138-07

# 基于有限元模型分析不同蹬冰角度足踝部应力分布差异

朱晓兰<sup>1</sup>, 王海春<sup>1</sup>, 刘敬喜<sup>2</sup>, 赵佳<sup>1</sup>, 沈燕飞<sup>1</sup>

(1. 北京体育大学 运动人体科学学院, 北京 100084; 2. 华中科技大学 船舶与海洋工程学院, 武汉 430074)

**摘要:**目的 模拟仿真不同蹬冰角度足踝部的应力,通过优化分析得到合理的蹬冰角度与足踝部应力的定量关系。**方法** 建立冰球鞋-足踝耦合有限元模型,三维拍摄获取冰球运动员的运动学参数进行模型验证与约束,计算对比分析不同角度蹬冰动作的足踝部应力,构建多目标优化函数模型。**结果** 在相同蹬冰角度下,胫腓骨应力最大,距下关节应力次之,第1跖趾关节应力较小,足底筋膜应力最小。随着蹬冰角度的减小,足踝部应力单调递增,胫腓骨和足底筋膜应力变化幅度大,距下关节和第1跖趾关节应力变化幅度较小。**结论** 在冰球运动启动阶段蹬冰过程中,蹬冰角度与足踝不同部位应力呈反比例关系。最佳蹬冰角度取决于对滑冰速度的期待值,如果给定速度与应力承受之间的偏好系数,可通过优化方法计算出最优蹬冰角度。

**关键词:** 冰球鞋; 足踝; 蹬冰角度; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.06.026

## Analysis on Differences in Stress Distribution of Foot and Ankle at Different Push-Off Angles Based on Finite Element Model

ZHU Xiaolan<sup>1</sup>, WANG Haichun<sup>1</sup>, LIU Jingxi<sup>2</sup>, ZHAO Jia<sup>1</sup>, SHEN Yanfei<sup>1</sup>

(1. School of Sport Science, Beijing Sport University, Beijing 100084, China; 2. School of Naval Architecture and Ocean Engineering, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430074, China)

**Abstract: Objective** To simulate foot-ankle stresses at different push-off angles in ice skating, so as to obtain a reasonably quantitative relationship between push-off angle and foot-ankle stress through optimization analysis. **Methods** The finite element coupling model of ice hockey shoes and foot-ankle was established, then the kinematic parameters of ice hockey players were obtained by three-dimensional (3D) photography for model validation and boundary. The foot-ankle stresses at different push-off angles were calculated and compared, and the multi-objective optimization function model was constructed. **Results** At the same push-off angle, the stress of the tibia and fibula was the largest, followed by the subtalar joint stress, then the first metatarsophalangeal joint stress, and finally the plantar fascia stress was the smallest. As the angle of push-off decreased, the foot-ankle stresses increased monotonously. The stress changes of the tibia and fibula and the plantar fascia were large, and the stress changes of the subtalar joint and the first metatarsophalangeal joint were relatively smaller. **Conclusions** During the start-up push-off phase of ice hockey, the push-off angle and foot-ankle stress show an inversely proportional relationship. The optimal push-off angle depends on the expected value of skating speed. If the preference coefficient between speed and stress tolerance is given, the optimal push-off angle can be calculated by optimization method.

**Key words:** ice hockey shoes; foot-ankle; push-off angle; biomechanics

收稿日期: 2021-11-12; 修回日期: 2022-01-04

基金项目: 国家自然科学基金项目(72071820), 科技部重点研发计划专项课题(2021YFF0306701)

通信作者: 朱晓兰, 副教授, E-mail: zhuxiaolan@bsu.edu.cn

冰球作为一种集体性对抗运动,是冬奥会所有项目中运动员受伤率最高的项目之一<sup>[1]</sup>。美国国家冰球联盟(national hockey league, NHL)球员中有50.9%球员因伤病在1个赛季中至少缺席1场比赛,平均缺席8场比赛,伤病严重者甚至终身无法参赛,这不仅是运动员个人的损失,也给球队造成每年高达2.18亿美元医疗费用的经济损失<sup>[2-3]</sup>。

在冰球运动员所有受伤部位中,足踝部受伤概率较高,约占全身损伤30%<sup>[4]</sup>。研究表明,冰球运动员足踝部损伤与蹬冰过程中足踝部受到异常应力有关<sup>[5]</sup>。在蹬冰过程中,足踝关节长期处于背屈姿势,同时受到僵硬冰球鞋的挤压<sup>[6]</sup>;过小的蹬冰角度会使踝关节过分背屈,增加了损伤风险<sup>[5]</sup>。但蹬冰角度又是影响蹬冰效果的重要因素<sup>[7-8]</sup>。研究显示,速度滑冰项目中滑冰速度的降低与蹬冰角度的增加显著相关,蹬冰角度每增加1°,速度降低69 mm/s<sup>[9]</sup>。因此,运动员一般使用较小的蹬冰角度获得更高的滑冰速度。与速度滑冰的较小蹬冰角度范围不同,冰球运动过程蹬冰角度一般在60°~90°之间<sup>[9-10]</sup>。

目前,由于冰上特殊的运动环境和测试条件,关于冰球速度与蹬冰角度的准确对应关系,以及蹬冰角度与足踝损伤之间的定量分析仍有待进一步研究。现有研究方法多数使用间接测量或者穿戴多种传感器等,实测获得速度、关节角度、足底压力等数据<sup>[2,11-12]</sup>。也有学者采用有限元法开展运动装备研发与有关损伤的模拟分析,但有关冰球运动中足踝内部结构应力与蹬冰角度等因素的定量关系研究还鲜有报道<sup>[13-14]</sup>。本文假设:冰球运动员启动阶段蹬冰角度越小,对运动员足踝内部结构产生的应力越大。为验证以上假设,研究建立有效可靠的冰球鞋-足踝耦合有限元模型,结合传统生物力学运动学测试,仿真计算足踝内部结构应力并进行优化分析。

## 1 研究方法

### 1.1 模型建立

基于1名专业冰球男性运动员(年龄20岁,身高178 cm,体重75 kg,无足部或下肢损伤)建立冰球鞋-足踝有限元模型(见图1)。

利用计算机断层扫描仪(16排螺旋CT机, Philips公司,荷兰)获取受试者右足无负重着冰球鞋



图1 冰球鞋-足踝有限元模型

Fig. 1 Finite element model of ice hockey shoes and foot-ankle

(a) Bones of foot, (b) Soft tissues of foot, (c) Ice hockey shoe, (d) Coupling model of foot and shoe

中立位时的影像学数据,扫描层厚为0.67 mm,利用三维激光扫描仪(Handyscan700, Creaform公司,加拿大)扫描冰刀刀片和刀托,扫描分辨率为0.8 mm。

在Mimics 19.0和Geomagic Design X软件中建立三维立体模型。在ANSYS Workbench 19.1软件中完成足部骨骼、足外围组织、鞋帮、鞋底及刀托、冰刀等结构的接触设置<sup>[15-16]</sup>。筋膜单元由Link 180单元建立<sup>[17]</sup>,韧带使用弹簧单元建立。

将足-冰球鞋的单元类型定义为Solid 187实体结构单元<sup>[15]</sup>。该单元是一种2阶四面体单元,每个单元有10个单元节点,每个节点都具有在 $x$ 、 $y$ 、 $z$ 方向上位移自由度,节点位移与单元应力、应变之间具有一定联系,单元上某一点的位移如下:

$$\{x\} = [N] \{u\}^e \quad (1)$$

式中: $\{x\}$ 为单元内部位移; $[N]$ 为形函数; $\{u\}$ 为节点位移。通过方程推导运算,节点位移和单元应变公式如下:

$$\{\epsilon\} = [B] \{u\}^e \quad (2)$$

式中: $\{\epsilon\}$ 为某一节点的应变刚度矩阵; $[B]$ 为单元的应变矩阵。而单元应力公式为:

$$\{\sigma\} = [E] [B] \{u\}^e \quad (3)$$

式中: $\{\sigma\}$ 代表某一点的应力矩阵; $[E]$ 代表材料所对应的弹性模量矩阵。

考虑到模型的复杂性和模拟的收敛性能,设定足部各组织为各向同性、理想均质的线弹性材料。冰球鞋各部分材料的力学性能使用WAW-600E微机控制电液伺服万能试验机(济南川测试验设备有限公司)材料拉伸试验测试获得,冰刀材料选择碳钢材料。具体材料属性见表1。本研究利用ANSYS Workbench 19.1软件的网格划分功能,对模型进行网格划分,最终模型包含320 733个节点数、203 996个单元数。

表 1 足部与冰球鞋模型中单元类型和材料属性<sup>[18-19]</sup>

Tab. 1 Element types and material properties in the model of foot and ice hockey shoes<sup>[18-19]</sup>

材料	单元类型	E/MPa	$\nu$	$\rho/$ ( $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$ )	横截面/ $\text{mm}^2$
足部软骨	Solid 187	1	0.40	—	—
足部软组织	Solid 187	1.15	0.49	937	—
足部韧带	Springs	260	—	937	18.4
足部骨骼	Solid 187	7 300	0.30	1 500	—
足底筋膜	Link 180	350	—	937	290.7
鞋帮内面	Solid 187	13.25	0.45	613	20.38
鞋帮外面	Solid 187	76.65	0.45	476	35.01
鞋底外层	Solid 187	340.87	0.45	952	70
鞋底内层	Solid 187	12.66	0.45	781	170.65
鞋舌内衬	Solid 187	3.49	0.45	132	223.44
鞋舌外层	Solid 187	83.46	0.45	395	36.18
冰刀	Solid 187	206 000	0.38	7 700	—
冰刀托	Solid 187	895	0.38	—	—
冰面	Solid 187	1 240	0.30	917	—
支撑板	Solid 187	17 000	0.10	5 000	—

### 1.2 模型验证

使用 Novel emed-X 足底压力测试板 (Novel 公司, 德国) 和 Pedar-X 压力感应鞋垫测试系统 (Novel 公司, 德国) 同步采集受试者着冰球鞋平衡站立时的足和刀底压强峰值及压强分布数据, 鞋垫和压力板的采样频率均为 100 Hz。在实际测试过程中, 考虑到冰刀对压力板的损害, 实验中将 1 层厚度为 2 mm 的 EVA 垫置于刀底, 在模型验证过程中, 同样在冰球鞋有限元模型与地面支撑板中间添加 1 层 2 mm 厚度的 EVA (弹性模量 4.25 MPa, 泊松比 0.45), 冰刀和 EVA 垫之间摩擦因数为 0.6。

模拟双足穿冰球鞋平衡站立, 将 1/2 体重 (375 N) 作为每侧足承受的垂直地面反作用力, 将胫腓骨上表面远端和地面支撑板各方向位移完全固定, 足跟处仅考虑跟腱受力, 施加 187.5 N 垂直向上的跟腱力<sup>[20]</sup>。通过足底压强峰值、足底集中区域、足底不同分区压强平均值、冰球鞋刀底压强峰值、刀底集中区域和刀底压力接触面积的实测值与模拟值对比, 进行模型验证。根据足底受力特征, 将足底分区设置为第 1 跖趾关节处、足跟处、前掌处以及中掌处。

### 1.3 不同蹬冰角度有限元模拟

使用两台高速摄像机 (FDR-AX700, SONY 公司, 日本) 在北京体育大学冰球场地进行三维拍摄, 分别架于运动前进方向的前方及侧方, 拍摄频率为

60 Hz, 两台相机夹角约为 90°, 并使用辐射型框架进行空间标定。实验阶段, 受试者从距离标定范围中心 20 m 处起动, 蹬冰滑行到指定位置, 控制滑行速度为 (5.21±0.33) m/s, 采集至少 3 次有效数据。后期通过视讯系统进行解析, 利用识别的右足内踝、外踝和足跟点坐标, 计算踝关节转动中心和足跟点连线与地面的夹角, 得出实测蹬冰角度在 60.8°~80.9°之间。

冰球蹬冰动作分为启动加速阶段蹬冰和高速滑行阶段蹬冰, 本研究模拟启动加速蹬冰阶段动作。对冰球鞋-足踝有限元模型的胫腓骨上平面前后、左右、上下的位移进行约束, 根据足部承受 75% 载荷为跟腱力进行加载。本文设定地面反作用力定为体重的 2 倍<sup>[21]</sup>, 即 1.5 kN; 跟腱力为 1.125 kN。约束冰面水平和前后方向, 加载冰面位移载荷模拟地面反作用力, 冰刀和冰面之间摩擦因数为 0.003。在有限元模型中将冰刀与地面的夹角设置为 90°、80°、70°和 60°, 进行蹬冰动作仿真模拟 (见图 2)。分别计算胫腓骨、距下关节、第 1 跖趾关节及足底筋膜的应力。

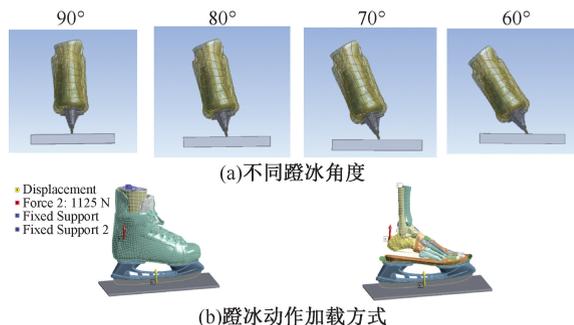


图 2 不同蹬冰角度及蹬冰动作加载方式  
Fig. 2 Push-off angles and loading modes of pedaling action

(a) Different push-off angles, (b) Loading mode of push-off  
注: 红色箭头代表跟腱力, 黄色箭头代表地面反作用力。

### 1.4 数理统计与优化分析

用 SPSS 25.0 软件对仿真计算获得的不同蹬冰角度下足踝部应力进行数值统计, 对不同蹬冰角度同一部位应力和相同蹬冰角度不同部位应力分别进行对比分析。选取蹬冰角度为自变量, 胫腓骨应力为因变量, 采用最小二乘法拟合回归函数, 联合滑冰速度与蹬冰角度的线性关系, 确立目标变量关系函数, 构建多目标优化函数模型。通过 MATLAB 编程, 实现优化函数模型的求解。

## 2 研究结果

### 2.1 有限元模型验证

实测和有限元模拟的刀底压强峰值分别为 930、1 022 kPa, 主要分布于冰刀刀刃中间位置(见图 3)。有限元模拟值与实测值绝对差为 92 kPa, 误差率为 9.9%, 压强分布基本一致。实测和有限元模拟的刀底接触面积分别为 25.5、23.5 cm<sup>2</sup>, 模拟值比实测值小 2 cm<sup>2</sup>, 误差率为 8.51%。

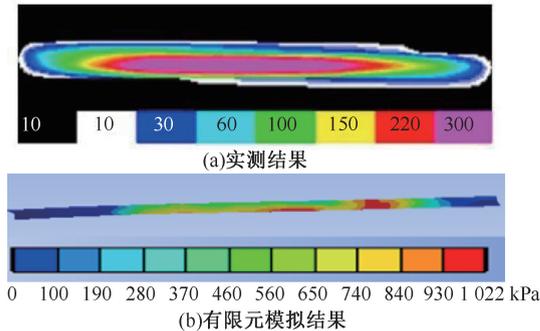


图 3 刀底压强分布

Fig. 3 Pressure distributions on blade bottom (a) Measured results, (b) Finite element simulation results

注: Novelemed 测试系统的测试板图例显示最大压强为 300 kPa, 实际测试最大量程为 1 270 kPa, 图例中压强大于 300 kPa 均为粉色。

实测和有限元模拟的足底压强峰值分别为 77.5、72.1 kPa, 有限元模拟值比实测值小 5.4 kPa, 误差率为 6.99%。通过叠加效果分析, 足底接触面积有限元模拟与实测数据基本重合, 均主要集中在第 1 跖趾关节处和足跟处(见图 4)。

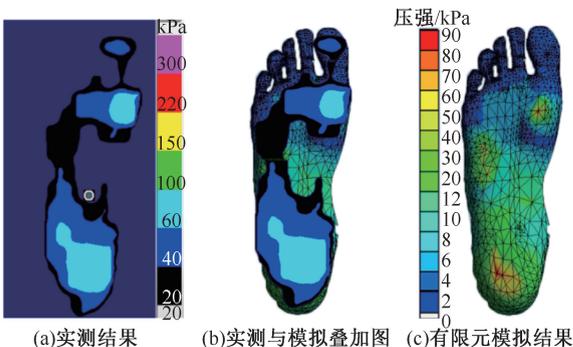


图 4 足底压强分布

Fig. 4 Plantar pressure distributions (a) Measured results, (b) Measured and simulated overlays, (c) Finite element simulation results

与实测值相比, 第 1 跖趾关节、足跟、前掌、中掌处平均压强误差率分别为 3.98%、6.97%、5.44%、5.53% (见图 5)。

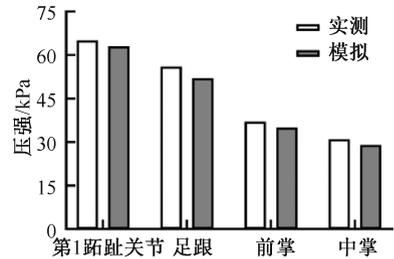


图 5 足底不同分区平均压强对比

Fig. 5 Comparison of average pressure at different plantar areas

### 2.2 足踝部应力计算仿真

在相同蹬冰角度下, 胫腓骨应力均最大, 距下关节应力次之, 第 1 跖趾关节应力较小, 足底筋膜应力最小。随着蹬冰角度减小, 胫腓骨应力、距下关节应力、第 1 跖趾关节应力以及足底筋膜应力均单调递增(见表 2)。

表 2 不同蹬冰角度下足踝不同部位应力对比

Tab. 2 Comparison of stresses at different parts of foot-ankle under different push-off angles 单位: MPa

蹬冰角度/(°)	胫腓骨	距下关节	第 1 跖趾关节	足底筋膜
90	13.97	7.93	3.81	0.039
80	21.61	9.51	4.27	0.044
	(54.69%)	(19.92%)	(12.07%)	(12.82%)
70	33.15	10.76	4.32	0.094
	(137.29%)	(35.69%)	(13.39%)	(141.03%)
60	49.53	12.13	4.49	0.097
	(254.55%)	(52.96%)	(17.85%)	(148.72%)

注: 增加幅度是与 90° 相比。

将 90° 蹬冰角度时足踝各应力作为基数 1, 对其他 3 个蹬冰角度下的应力增加值做归一化处理, 得到胫腓骨、距下关节、第 1 跖趾关节、足底筋膜 4 个应力的增值变化情况(见图 6)。与 90° 蹬冰角度时的应力相比, 随着蹬冰角度减小, 胫腓骨应力增加幅度最大, 第 1 跖趾关节应力增加幅度最小。值得注意的是, 足底筋膜应力在 70° 蹬冰角度时远高于 90°、80° 蹬冰角度时的应力, 但与 60° 蹬冰角度时的应力相近。

### 2.3 多目标优化分析

选取蹬冰角度为自变量( $x$ ), 胫腓骨应力为因

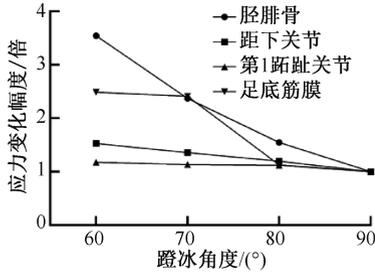


图6 蹬冰角度与足踝不同部位应力增值关系

Fig. 6 Relationship between push-off angle and stress increase at different parts of foot-ankle

变量( $F$ ),采用最小二乘法拟合回归函数:

$$F = 118.23 - 1.182x \quad (1)$$

对回归模型方程进行拟合度分析,其相关系数值为  $R^2 = 1.00$ 。

将文献[9]中“滑冰速度的降低与蹬冰角度的增加显著相关,每增加  $1^\circ$  速度降低  $69 \text{ mm/s}$ ”以及文献[22]中“速度滑冰同特征时刻下滑行速度  $13.33 \text{ m/s}$  及对应的  $34.6^\circ$  的蹬冰角度”作为初始条件,建立蹬冰角度( $x$ )与滑冰速度( $v$ )的对应关系:

$$v = 15.717 - 0.069x \quad (2)$$

联合方程(1)、(2)建立优化目标函数:

$$L = \min_x \{ (118.23 - 1.182x)^2 + \lambda(0.069x - 15.717)^2 \} \quad (3)$$

式中: $\lambda$  为滑行速度与应力偏好因子, $\lambda > 1$ 。

对目标函数进行求1阶导数并等于0,求解最优蹬冰角度:

$$x = \frac{15.717\lambda - 118.23}{0.069\lambda - 1.182} \quad (4)$$

偏好因子  $\lambda$  取值越大,表示越倾向于获得更大的滑冰速度。将偏好因子赋正整数值( $N = 2, 3, 4, 5, 6, 7$ ),可得1组关于蹬冰角度、滑冰速度和胫腓骨应力的优化结果(见表3)。

表3 蹬冰角度优化结果

Tab. 3 Optimization results of push-off angles

参数	$\lambda$					
	2	3	4	5	6	7
$x/(^\circ)$	83.1	72.9	61.1	47.4	31.2	11.7
$F/\text{MPa}$	20.01	32.06	46.01	62.20	81.35	104.40
$v/(\text{m} \cdot \text{s}^{-1})$	9.98	10.69	11.50	12.45	13.56	14.91

### 3 讨论

对于有限元模型验证,相关研究均使用实验实

测数据与有限元模拟数据误差率进行衡量,认为有限元模型有效<sup>[23-24]</sup>。本文选取足底压强峰值、刀底压强峰值、足底接触面积和刀底接触面积指标的实测值与仿真值对比,误差率均小于10%。因此,本文建立的冰球鞋-足踝有限元模型有效,可用于后续仿真计算。

足踝部长期载荷过重和异常受力是导致其损伤的主要原因<sup>[16]</sup>。随着蹬冰角度减小,运动员足踝部受到地面反作用力增加,导致足底压力增加<sup>[25]</sup>。足底压力异常是产生足底筋膜炎、踝关节扭伤及跖骨痛等疾病的主要原因<sup>[25]</sup>。其中,足底筋膜异常受力是产生足底筋膜炎的重要因素<sup>[16]</sup>。本文有限元计算结果表明,足底筋膜应力随蹬冰角度减小,尤其是在  $70^\circ$  蹬冰角度,足底筋膜应力增加幅度剧增,说明在  $70^\circ$  蹬冰角度的某个邻域内存在1个拐点,使得足底筋膜应力变化率有很大不同。同样,应力剧增情况也出现在胫腓骨上。本文结果显示,胫腓骨应力随蹬冰角度减小而大幅增加。过小的蹬冰角度会使踝关节过度外翻,造成足踝部骨与关节应力的增加,加大运动员足踝部的损伤风险<sup>[7]</sup>。坚硬的冰球鞋材料虽然能保护踝关节外侧扭伤,但随着蹬冰角度的减小,更增加了其对足踝部的挤压程度,导致冰球运动中高发的冰鞋“咬伤”、高脚踝伤以及踝关节联合扭伤<sup>[26-28]</sup>。与足底筋膜不同,距骨的解剖结构处在足部中间位置,受到足部其他组织的保护<sup>[18]</sup>,而坚硬的冰球鞋给予了另一层保护。因此,模型仿真计算的距下关节应力随蹬冰角度减小的变化幅度较小。同样,由于第1跖骨及各个跖趾关节几乎不产生运动,当蹬冰角度变化时,第1跖趾关节应力变化幅度较小,在坚硬的冰鞋保护下,冰球运动第1跖骨和跖趾关节损伤率较低<sup>[4]</sup>。该结果与本研究仿真计算所得第1跖趾关节应力与变化幅度较小的结果相一致。

虽然理论上越小的蹬冰角度越能获得更大的滑冰速度,但从损伤风险角度,还应同时考虑蹬冰角度减小对足踝部各应力增大的变化趋势。本文以胫腓骨应力为例,对速度、应力与蹬冰角度进行多目标优化分析,得到偏好因子与蹬冰角度的函数关系。偏好因子取值越大,表明对速度的需求越大。通过偏好因子取值设定对滑冰速度的期待,从而得到蹬冰角度与胫腓骨应力、蹬冰速度的优化关

系。最佳蹬冰角度取决于期望的滑冰速度和胫腓骨应力承受能力,如果给定速度与应力承受之间的偏好系数,通过本文的优化方法可以计算出最优蹬冰角度。

本文对冰球运动启动加速阶段运动员不同蹬冰角度蹬冰时的足踝部应力进行计算和分析,考虑到冰球运动中转弯以及急停等阶段因任务不同蹬冰角度与速度的对应关系也可能不同<sup>[13,29]</sup>,有必要结合不同动作阶段对速度、应力和蹬冰角度的关系进行研究。后续研究还将进一步应用优化方法理论,对冰球蹬冰过程中足底筋膜应力、第1跖趾关节应力等指标同时加入目标函数,综合考虑足踝部整体应力与蹬冰角度、蹬冰速度之间的关系,开展更加全面的最优化分析。

## 4 结论

在冰球运动启动阶段蹬冰过程中,蹬冰角度与足踝不同部位应力呈反比例关系。最佳蹬冰角度取决于对滑冰速度的期待值,如果给定速度与应力承受之间的偏好系数,可通过优化方法计算出最优蹬冰角度。

## 参考文献:

[ 1 ] TUOMINEN M, STUART MJ, AUBRY M, *et al.* Injuries in men' s international ice hockey: A 7-year study of the International Ice Hockey Federation Adult World Championship Tournaments and Olympic Winter Games [J]. *Br J Sports Med*, 2015, 49(1): 30-36.

[ 2 ] MAZUREK CM, PEARSALL DJ, RENAUD PJ, *et al.* Differences in inter-segment coordination between high- and low-calibre ice hockey players during forward skating [J]. *Sports Biomech*, 2020; 1-16.

[ 3 ] DONALDSON L, LI B, CUSIMANO MD. Economic burden of time lost due to injury in NHL hockey players[J]. *Inj Prev*, 2014, 20(5): 347-349.

[ 4 ] BERUBE ER, LOPEZ CD, TROFA DP, *et al.* A Systematic review of the orthopedic literature involving national hockey league players [J]. *Open Access J Sports Med*, 2020, 11: 145-160.

[ 5 ] MOLLON B, WASSERTEIN D, MURPHY GM, *et al.* High ankle sprains in professional ice hockey players: Prognosis and correlation between magnetic resonance imaging patterns of injury and return to play [J]. *Orthop J Sports Med*, 2019, doi: 10.1177/2325967119871578.

[ 6 ] FRITSCHY D. An unusual ankle injury in top skiers [J]. *Am J Sports Med*, 1989, 17(2): 282-285.

[ 7 ] VAN DER KRUK E, REIJNE MM, DE LAAT B, *et al.* Push-off forces in elite short-track speed skating [J]. *Sports Biomech*, 2019, 18(5): 527-538.

[ 8 ] 马杰. 短道速度滑冰运动生物学特征研究进展[J]. *体育科学*, 2021, 41(8): 43-52.

[ 9 ] NOORDHOF DA, FOSTER C, HOOZEMANS MJ, *et al.* The association between changes in speed skating technique and changes in skating velocity [J]. *Int J Sports Physiol Perform*, 2014, 9(1): 68-76.

[ 10 ] STIDWILL TJ, TURCOTTE RA, DIXON P, *et al.* Force transducer system for measurement of ice hockey skating force [J]. *Sports Eng*, 2009, 12(2): 63-68.

[ 11 ] BUDARICK AR, SHELL JR, ROBBINS SMK, *et al.* Ice hockey skating sprints: Run to glide mechanics of high calibre male and female athletes [J]. *Sports Biomech*, 2020, 19(5): 601-617.

[ 12 ] ERICA B, MARC CL, BERND S, *et al.* An on-ice measurement approach to analyse the biomechanics of ice hockey skating [J]. *PLoS One*, 2015, 10(5): e0127324.

[ 13 ] PEREZ J, GUILHEM G, HAGER R, *et al.* Mechanical determinants of forward skating sprint inferred from off- and on-ice force-velocity evaluations in elite female ice hockey players [J]. *Eur J Sport Sci*, 2021, 21(2): 192-203.

[ 14 ] KYUNGSOO K, JUN SK, TSERENCHIMED P, *et al.* New method to evaluate three-dimensional push-off angle during short-track speed skating using wearable inertial measurement unit sensors [J]. *P I Mech Eng H*, 2019, 233(4): 476-480.

[ 15 ] LI S, ZHANG Y, GU Y, *et al.* Stress distribution of metatarsals during forefoot strike versus rearfoot strike: A finite element study [J]. *Comput Biol Med*, 2017, 91: 38-46.

[ 16 ] 刘姣姣, 朱晓兰, 刘卉. 有限元法在足底筋膜炎生物力学研究中的应用[J]. *中国组织工程研究*, 2018, 22(24): 3900-3906.

[ 17 ] WONG DW, NIU W, WANG Y, *et al.* Finite element analysis of foot and ankle impact injury: Risk evaluation of calcaneus and talus fracture [J]. *PLoS One*, 2016, 11(4): e154435.

[ 18 ] 张明, 张德文, 余嘉, 等. 足部三维有限元建模方法及其生物力学应用[J]. *医用生物力学*, 2007, 22(4): 329-344.

[ 19 ] ZHANG M, ZHANG DW, YU J, *et al.* Human foot three-dimensional finite element of modeling and its biomechanical applications [J]. *J Med Biomech*, 2007, 22(4): 329-344.

[ 20 ] SIM FH, CHAO EY. Injury potential in modern ice hockey [J]. *Am J Sports Med*, 1978, 6(6): 378-384.

[ 20 ] CHEUNG JT, ZHANG M. A 3-dimensional finite element

- model of the human foot and ankle for insole design [J]. Arch Phys Med Rehab, 2005, 86(2): 353-358.
- [21] LALIBEATE DJ, MINNESOTA HCA. Biomechanics of ice hockey slap shots: Which stick is best? [EB/OL]. <https://thesportjournal.org/article/biomechanics-of-ice-hockey-slap-shots-which-stick-is-best/>.
- [22] 王杨, 周继和, 王帅, 等. 基于 VR 技术对短道速滑奥运冠军武大靖出弯道技战术的研究[J]. 成都体育学院学报, 2020, 46(4): 108-113.
- [23] AKRAMI M, QIAN Z, ZOU Z, *et al.* Subject-specific finite element modelling of the human foot complex during walking: Sensitivity analysis of material properties, boundary and loading conditions [J]. Biomech Model Mechan, 2018, 17(2): 559-576.
- [24] OEFNER C, HERRMANN S, KEBBACH M, *et al.* Reporting checklist for verification and validation of finite element analysis in orthopedic and trauma biomechanics [J]. Med Eng Phys, 2021, 92: 25-32.
- [25] 张伟, 荀福兴, 谭为, 等. 足支撑时相跟腱不同拉力负荷时足底压力的分布[J]. 医用生物力学, 2012, 27(3): 329-332.
- ZHANG W, XUN FX, TAN W, *et al.* Plantar pressure distributions during support phase under different Achilles tensile loads [J]. J Med Biomech, 2012, 27(3): 329-332.
- [26] MOSENTHAL W, KIM M, HOLZSHU R, *et al.* Common ice hockey injuries and treatment: A current concepts review [J]. Curr Sports Med Rep, 2017, 16(5): 357-362.
- [27] ROBERT FL, RACHEL KS, ADA NS, *et al.* Epidemiology, identification, treatment and return to play of musculoskeletal-based ice hockey injuries [J]. Br J Sports Med, 2014, 48(1): 4-10.
- [28] LEVITSKY MM, VOSELLER JT, Popkin CA. Lace bite: A review of tibialis anterior tendinopathy in ice hockey players [J]. Transl Sports Med, 2020, 3(4): 296-299.
- [29] PEARSALL DJ, PAQUETTE YM, BAIG Z, *et al.* Ice hockey skate boot mechanics: Direct torque and contact pressure measures [J]. Procedia Eng, 2012, 34: 295-300.
- 
- (上接第 1100 页)
- [12] ZHAO Y, WONG SM, WONG HM, *et al.* Effects of carbon and nitrogen plasma immersion ion implantation on *in vitro* and *in vivo* biocompatibility of titanium alloy [J]. ACS Appl Mater Interfaces, 2013, 5(4): 1510-1516.
- [13] 贾暮云, 蒋济金, 初晓艺, 等. 下颌骨缺损重建板修复术后十年回顾性分析[J]. 中华口腔医学杂志, 2016, 51(7): 401-404.
- [14] TORSTRICK FB, LIN ASP, POTTER D, *et al.* Porous PEEK improves the bone-implant interface compared to plasma-sprayed titanium coating on PEEK [J]. Biomaterials, 2018, 185: 106-116.
- [15] KURTZ SM, DEVINE JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants [J]. Biomaterials, 2007, 28(32): 4845-4869.
- [16] 白果, 何冬梅, 杨驰. 颞下颌人工关节应用进展[J]. 中国实用口腔科杂志, 2014, 7(3): 182-187.
- [17] 焦子先, 郑吉骝, 刘欢, 等. 成人颞下颌骨解剖测量分析[J]. 中国口腔颌面外科杂志, 2015, 13(2): 151-154.
- [18] 陈旭卓, 周知航, 王焯欣, 等. 国产个性化 3D 打印全颞下颌关节生物力学分析[J]. 组织工程与重建外科杂志, 2018, 14(1): 11-16.
- [19] LIN JX, ZHANG GJ, ZHEN Y, *et al.* Evaluation of biomechanical health degree of peri-implant bone through finite element analysis: A first approach [J]. Int J Appl Mech, 2019, 10(9): 1850097-1850116.
- [20] MELLAL A, WISKOTT HWA, BOTSIS J, *et al.* Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by *in vivo* data [J]. Clin Oral Impl Res, 2004, 15(2): 239-248.