

文章编号: 1004-7220(2024)04-0593-07

基于因子回归分析研究影响棒球击球机械能的下肢生物力学因素

王世坤¹, 辛雷², 杨晨¹, 顾雪宋³

(1. 曲阜师范大学 体育科学学院, 山东 曲阜 273165; 2. 泰山职业技术学院 体育部, 山东 泰安 271000;
3. 安徽师范大学 体育学院, 安徽 芜湖 241000)

摘要:目的 研究影响棒球击球机械能的下肢生物力学因素。方法 利用动作捕捉系统采集 C3D 数据, 导入 Visual 3D 建立 Hanavan 多刚体人体模型和球棒的刚体模型, 通过编制 pipeline 命令, 计算并导出髋/膝/踝关节、躯干绕 X、Y、Z 轴旋转的角速度和关节力矩, 使用 SPSS 对自变量和因变量之间逐步进行多元线性回归分析, 将因子与因变量带入回归模型。结果 对球棒机械能影响最大的前 4 个自变量依次为: x_1 右踝关节跖屈/背伸力矩, $\beta=91.97$; x_2 左踝关节内翻/外翻力矩, $\beta=91.74$; x_3 右髋关节屈髋/伸髋力矩, $\beta=91.58$; x_4 左踝关节内旋/外旋力矩, $\beta=91.50$ 。结论 右髋关节屈髋/伸髋力矩与球棒机械功存在密切联系, 击球者通过右髋关节的伸髋力矩产生使躯干和骨盆旋转, 并实现能量向上肢的传导; 左踝关节内收和外展力矩与球棒机械功存在密切联系, 可用于击球早期的身体制动和击球晚期的身体旋转; 针对左踝关节内收肌、右髋关节伸肌, 有必要对右踝关节跖屈肌进行专项力量训练, 以增强击球力量。

关键词: 棒球; 棒球击球; 关节力矩; 回归模型; 生物力学

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.04.004

Biomechanical Factors of Lower Limbs Affecting Mechanical Energy of Baseball Batting Based on Factorial Regression Analysis

WANG Shikun¹, XIN Lei², YANG Chen¹, GU Xuesong³

(1. School of Sports Science, Qufu Normal University, Qufu 273165, Shandong, China; 2. Department of Sports, Mount Taishan Vocational and Technical College, Taian 271000, Shandong, China; 3. School of Physical Education, Anhui Normal University, Wuhu 241000, Anhui, China)

Abstract: **Objective** To investigate the biomechanical factors of the lower limbs that affect the mechanical energy of baseball batting. **Methods** C3D data were collected using a motion capture system and imported into Visual 3D to establish a Hanavan multi-rigid-body human model and a rigid-body model of the bat. Using a prepared pipeline command, the angular velocities and joint torques of the hip, knee, ankle joints, and trunk around the X, Y, and Z axes were calculated and exported. Stepwise multiple linear regression analysis was performed between independent and dependent variables using SPSS, and the factors and dependent variables were incorporated into the regression model. **Results** The top four independent variables that had the greatest impact on the mechanical energy of the bat were as follows: x_1 right ankle joint plantar flexion/dorsiflexion torque ($\beta=$

收稿日期: 2024-01-18; 修回日期: 2024-03-16

基金项目: 国家社科规划一般项目(21BTY1115)

通信作者: 辛雷, 讲师, E-mail: xinlei1976@126.com

91.97), x_2 left ankle joint inversion/eversion torque ($\beta=91.74$), x_{25} right hip joint flexion/extension torque ($\beta=91.58$), and x_3 left ankle joint internal rotation/external rotation torque ($\beta=91.50$). **Conclusions** There is a strong correlation between the right hip joint flexion/extension torque and mechanical work of the bat. The batter transmits energy to the upper limbs by producing a right hip joint extension torque to rotate the trunk and pelvis. There is a close relationship between the adduction and abduction torques of the left ankle joint and mechanical work of the bat, which are used for body braking in the early stages of batting and body rotation in later stages. It is necessary to conduct specific strength training for the adductors of the left ankle joint, extensors of the right hip joint, and plantar flexors of the right ankle joint to enhance batting power.

Key words: baseball; baseball hitting; joint torque; regression model; biomechanics

棒球击球是公认的所有运动项目中最难掌握的运动技能之一,运动员必须在几分之一秒的时间内准确判断挥棍时机和方向,以准确击中棒球^[1]。击球速度是赢得比赛的关键。因此,如何使击打出的棒球速度达到最大,这个问题几乎在该项目诞生时就已出现^[2]。在击球前约 300 ms,运动员依次通过双脚、双腿、臀部、躯干、手旋转挥动球棒,同时将重心转移到后脚,并使身体重心稍微远离来球,全部体重靠支撑腿支撑;当逐渐接近击球时刻时,前腿向前迈步并向外旋转,重心向前腿过渡,双侧髋关节快速进行伸展进行击球^[3-5]。学者们对如何使击球速度最大化进行了相关研究。Koike 等^[7] 研究认为,上肢、下肢和躯干旋转是击球动作的重要组成部分,是击球者臀部、躯干、手臂等肌肉协调活动的结果。一项研究量化了肩、肘关节及躯干运动对球棒挥舞速度的影响,发现肩关节内展/外收力矩及躯干绕垂直轴旋转的角速度与球棒速度呈正相关性^[6]。这种旋转的动力来源于双脚向地面施加的反作用力,运动员可借助该动力增加髋、膝关节力矩,实现更快的躯干旋转^[3,7]。此外,高中棒球运动员经过一段时间的下肢抗阻力训练后,击球速度显著增加^[8]。这种训练增加了下肢各个关节的爆发力和力量,以实现强力击球。

研究证实,下肢的许多动力学、运动学变量都可能影响击球力量^[7]。强力的击球需要球棒在接触球时尽可能地向其传递能量,而这取决于球棒上所蕴含的机械能^[9]。击球时,击球者身体产生的机械能越大,向球棒上转移的能量就越多,击球速度就越快^[10]。例如,在网球发球中,上臂向手部的机械功传递是增加球速的关键^[11]。目前,全面考察下肢运动学、动力学变量与球棒机械能之间关系的研

究鲜有报道。本文针对棒球运动员击球时,双侧下肢运动学、动力学特征及地面反作用力 (ground reaction force, GRF) 等多个自变量与球棒机械功之间的关联性开展研究,为提高棒球运动员训练效率提供具有针对性的指导和建议。

1 研究对象与方法

1.1 研究对象

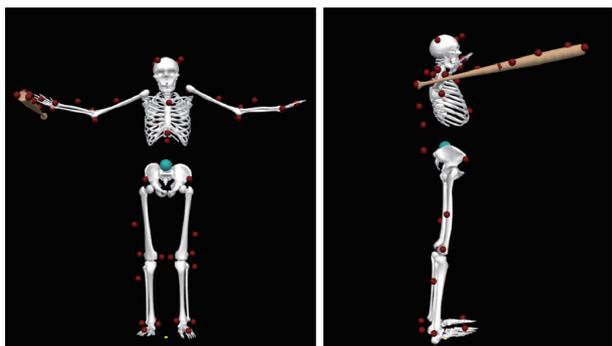
11 名右利手棒球运动员参与测试,身高 (178.65 ± 3.11) cm, 体质量 (86.52 ± 13.21) kg, 均是美国全国大学生体育协会 (National Collegiate Athletic Association, NCAA) 的一级、二级联盟的大学本科运动员,每名受试者接触正式训练的时间均超过 6 年。受试者纳入标准如下:男性,适应自动发球机,身体健康,半年内保持规律的训练。排除标准如下:近 3 个月时间内有下肢或上肢的慢性及急性运动损伤,包括肩峰撞击综合征、腰肌劳损、膝关节炎、髋关节手术。本测试经过了美国加利福尼亚浸会大学伦理审查委员会 (Institutional Review Board for California Baptist University) 的批准,每名受试者在实验前均签署知情同意书,实验流程符合赫尔辛基宣言。

1.2 实验方法

实验在面积约 50 m² 的长方形场地中进行。场地中央安放有两块测力台 (采样率 1 kHz/s, BP600900, AMTI 公司, 美国), 每块测力台上铺有 1.27 cm 厚的草皮,在场地周围有 12 个摄像头的三维动作捕捉系统 (采样率 100 Hz/s, Vantage V5, Vicon 公司, 英国)。正式测试前,由经验丰富的实验人员在受试者身上粘贴 46 个标记点,在球棒上粘贴 10 个标记点。然后运动员在实验人员的指示下

进行静态采集。正式测试时,受试者的右脚站在 1 号测力台上,左脚站在 2 号测力台上。在受试者的正前方 12 m 处放置 1 台自动发球机,该发球机将以 105 km/h 速度向受试者方向发射重约 140 g 的标准棒球。受试者使用重约 900 克标准球棒击打棒球,最少进行 5 次有效击打。测力台与动作捕捉系统之间使用同步线进行连接。实验室的坐标系设置如下: X 为前后方向,指向发球机为正; Y 为左右方向,受试者面朝方向为正; Z 为垂直方向,向上为正。

将动作捕捉系统采集的原始数据在 Nexus 2. 10 (Oxford 公司,英国)进行删补点处理后,保存为 C3D 格式的数据文件并导入 Visual 3D (C-Motion 公司,美国)生物力学分析系统。根据静态文件建立汉纳范多刚体人体模型和球棒的刚体模型(见图 1),将人体和球棒模型保存为 mdh 格式的文件。



(a) 正面观

(b) 侧面观

图 1 人-球棒耦合模型

Fig. 1 Human-bat coupling model (a) Front view, (b) Side view

将建立好的模型文件嵌套在正式的动作捕捉文件上,通过编制的 pipeline 命令,计算并导出下肢髋/膝/踝关节、躯干绕 X 、 Y 、 Z 轴旋转的角速度及关节力矩,两块测力台的自由力矩 (free moment)、测力台 X 、 Y 、 Z 3 个方向 GRF 分量以及球棒挥动的机械能,机械能计算方法如下:

$$\text{球棒机械能} = \text{旋转动能} + \text{平动动能} + \text{势能} \quad (1)$$

$$\text{平均动能} = 0.5m(v_x v_x + v_y v_y + v_z v_z) \quad (2)$$

式中: m 为球棒质量, $m = 900$ g; v_x 、 v_y 、 v_z 分别为球棒在 3 个坐标轴上的运动速度。

$$\text{旋转动能} = 0.5I_{xx}\omega_x^2 + 0.5I_{yy}\omega_y^2 + 0.5I_{zz}\omega_z^2 \quad (3)$$

式中: ω_x 、 ω_y 、 ω_z 分别为球棒绕 3 个坐标轴旋转的角速度; I_{xx} 、 I_{yy} 、 I_{zz} 分别为球棒绕 3 个坐标轴旋转

的惯性动量。

$$\text{势能} = m \times g \times \text{COM}_z \quad (4)$$

式中: g 为重力常数, $g = 9.81$; COM_z 为球棒的质心,约在球棒手柄起纵轴的 52.6 cm 处。

采用国际生物力学学会推荐的表示关节运动的规范性方法——Cardan Sequence 计算关节力矩和角速度^[12],两者的方向定义遵从右手定则。所有自变量都经过了 4 阶截断频率为 10 Hz (运动学变量)和 20 Hz (动力学变量)的低通滤波处理^[13],然后对滤波结果进行仔细的目视检查,对于存在的高频振幅,采取更低的截止频率消除噪声^[14]。动力学变量都依据受试者体质量进行标准化处理。由于本文关注如何才能最大化击球力量,只导出挥棒 (Swing) 阶段的数据。根据 Shaffer 等^[13]的定义,该阶段的开始是上步 (wind-up) 动作的结束 (见图 2),结束是击球瞬间。通过 Visual 3D 编写事件检测命令,以准确定位阶段的开始与结束。对于阶段开始,事件标签被定义为受试者的前腿迈上 2 号测力台时,垂直方向 GRF > 20 N 的时间节点;对于阶段结束,根据前人研究中指出的接触瞬间通常发生在球棒合速度达到峰值的之前极短时间内^[16],本文发现计算合加速度,这种波动峰会更加明显。因此,将击中的事件定义为球棒合加速度达到最大值的时间节点并向前倒退 30 ms。挥棒阶段内所有的自变量数据都被归一化为 101 个,以便将不同受试者的数据统一到同一时间尺度上进行比较。计算每名受试者 5 次击球时所有指标的平均值用于下游分析。

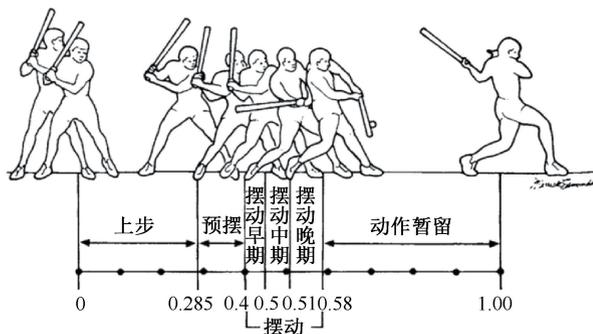


图 2 棒球击球动作时相划分^[13]

Fig. 2 Division of action phases for baseball batting^[13]

1.3 数理统计法

使用 SPSS 26.0 (IBM 公司,美国)对自变量和

因变量之间进行逐步多元线性回归分析,考察自变量与因变量(球棒机械能)之间的相关性。如果数据不符合回归分析的前提条件,先对其进行降维处理,然后再将降维后的因子与因变量一同代入回归模型进行分析。显著性水平为 $P < 0.05$ 。

2 研究结果

2.1 自变量之间相关性的分析结果

通过热图来看,红色方块(正相关)及蓝色方块(负相关)的数量远比白色方块(无相关)的数量要多(见图3)。因此,本研究中50个自变量之间的相关性较强,变量之间的多重共线性较大,不能直接使用回归分析,需要对其进行降维处理。

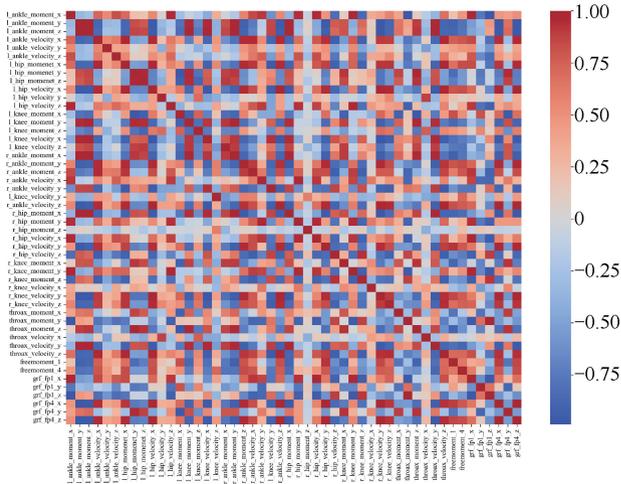


图3 所有自变量相关性的分析热图

Fig. 3 Heatmap of correlation between all independent variables

表2 因子分析的旋转成分矩阵

Tab. 2 Rotated component matrix of factor analysis

变量	因子1	因子2	因子3	因子4	变量	因子1	因子2	因子3	因子4
$l_ankle_moment_x$	-0.012	0.989	-0.103	0.054	$r_hip_moment_y$	0.021	0.978	0.121	-0.057
$l_ankle_moment_y$	0.934	-0.344	-0.054	0.011	$r_hip_moment_z$	-0.002	-0.140	-0.119	0.897
$l_ankle_moment_z$	0.945	-0.289	-0.136	-0.032	$r_hip_velocity_x$	-0.136	0.969	0.154	0.076
$l_ankle_velocity_x$	-0.684	0.723	-0.071	-0.002	$r_hip_velocity_y$	-0.862	0.469	-0.132	-0.079
$l_ankle_velocity_y$	-0.227	0.478	-0.745	-0.141	$r_hip_velocity_z$	0.515	-0.830	-0.031	0.089
$l_ankle_velocity_z$	-0.068	0.822	0.093	-0.320	$r_knee_moment_x$	0.937	0.149	0.246	-0.122
$l_hip_momenet_x$	-0.678	0.698	0.095	0.198	$r_knee_moment_y$	-0.107	0.965	-0.135	0.059
$l_hip_momenet_y$	0.965	0.218	-0.119	-0.034	$r_knee_moment_z$	0.423	-0.885	-0.002	0.031
$l_hip_momenet_z$	0.909	0.197	-0.287	-0.205	$r_knee_velocity_x$	0.341	0.466	0.491	-0.313
$l_hip_velocity_x$	-0.820	0.551	0.132	0.059	$r_knee_velocity_y$	-0.882	0.428	0.142	0.060
$l_hip_velocity_y$	-0.279	0.111	0.835	-0.226	$r_knee_velocity_z$	-0.701	0.601	0.300	-0.030
$l_hip_velocity_z$	0.118	0.957	-0.194	0.091	$thorax_moment_x$	0.821	0.373	-0.045	0.339
$l_knee_moment_x$	-0.952	-0.285	0.046	-0.055	$thorax_moment_y$	0.113	-0.967	0.171	-0.038
$l_knee_moment_y$	0.979	-0.076	-0.159	-0.099	$thorax_moment_z$	0.991	0.103	-0.055	0.047
$l_knee_moment_z$	-0.721	-0.105	0.666	0.114	$thorax_velocity_x$	-0.266	-0.030	0.892	-0.308

2.2 因子分析结果

Kaiser-Meyer-Olkin 的得分为 0.745 (> 0.6),球形检验结果显著 ($P < 0.0001$),适合开展因子分析。因此,对自变量进行降维处理,只保留特征值为 1 的因子,最大迭代次数 25。本文提取到了 4 个主成分因子(见表1)。

表1 提取到的主成分因子

Tab. 1 Extracted principal component factors

主成分因子	总计	方差百分比	累计%
1	28.762	57.525	57.525
2	13.211	26.421	83.946
3	4.182	8.363	92.310
4	1.923	3.846	96.156

4 个主成分因子可以解释 96.156% 的方差变化。表2展示了全部 50 个自变量与 4 个因子之间的关系。根据表2,可得各公因子表达式为:

$$F1 = 0.556_{x1} - 0.966_{x2} \cdots \cdots + 0.996_{x50} \quad (5)$$

$$F2 = 0.822_{x1} + 0.231_{x2} \cdots \cdots - 0.063_{x50} \quad (6)$$

$$F3 = -0.082_{x1} - 0.015_{x2} \cdots \cdots + 0.001_{x50} \quad (7)$$

$$F4 = 0.008_{x1} - 0.076_{x2} \cdots \cdots - 0.022_{x50} \quad (8)$$

2.3 逐步多元回归分析结果

将 4 个因子与因变量之间进行逐步多元线性回归分析(见表3)。将前 3 个因子代入回归模型,显著性水平为 $P < 0.0001$,调整后 $R^2 = 0.991$,德宾-沃森值为 1.73,反映出回归模型有效度较高。逐步多元线性回归系数见表4。

续表2

变量	因子1	因子2	因子3	因子4	变量	因子1	因子2	因子3	因子4
l_knee_velocity_x	0.852	-0.444	-0.270	-0.010	thorax_velocity_y	0.901	-0.354	-0.103	-0.209
l_knee_velocity_y	-0.340	0.275	-0.365	0.767	thorax_velocity_z	-0.677	0.703	0.195	-0.002
l_knee_velocity_z	0.900	0.005	0.008	-0.374	free_moment_1	-0.925	0.171	-0.180	-0.225
r_ankle_moment_x	0.983	-0.173	-0.004	-0.057	free_moment_2	-0.702	0.430	-0.175	0.398
r_ankle_moment_y	-0.791	0.562	-0.101	0.156	GRF_fp1_x	-0.218	0.972	-0.005	0.082
r_ankle_moment_z	-0.504	0.820	-0.212	0.150	GRF_fp1_y	-0.617	-0.777	0.022	0.059
r_ankle_velocity_x	0.205	0.953	0.182	-0.043	GRF_fp1_z	0.155	-0.976	0.125	-0.014
r_ankle_velocity_y	0.660	-0.642	-0.314	-0.169	GRF_fp2_x	-0.874	0.478	0.033	-0.050
r_ankle_velocity_z	-0.804	0.572	0.145	-0.051	GRF_fp2_y	0.891	0.438	0.077	0.012
r_hip_moment_x	0.921	-0.365	0.003	-0.122	GRF_fp2_z	-0.861	0.501	0.053	0.040

表3 多元逐步线性回归拟合结果

Tab.3 Multivariate stepwise linear regression fitting results

参数	次数		
	1	2	3
R^2	0.926	0.990	0.991
调整后 R^2	0.925	0.989	0.991
标准估算的错误	13.478	3.958	3.561
R^2 变化量	0.926	0.064	0.002
显著性 F 变化量	0	0	0

表4 逐步多元线性回归系数

Tab.4 Gradually multivariate linear regression coefficient

次数		B	标准化 β	T	P	VIF
1	常量	54.164	—	52.383	<0.000 1	1
	因子1	36.783	0.962	35.105	<0.000 1	1
2	常量	54.164	—	139.039	<0.000 1	1
	因子1	36.783	0.962	93.180	<0.000 1	1
	因子2	-9.665	-0.253	-24.484	<0.000 1	1
3	常量	54.164	—	152.891	<0.000 1	1
	因子1	36.783	0.962	102.463	<0.000 1	1
	因子2	-9.665	-0.253	-26.924	<0.000 1	1
	因子3	1.665	0.044	4.637	<0.000 1	1

注: ; B 为未标准化系数;VIF 为多重共线性。

根据表3中的未标准化系数 B 并结合表4,将式(5)~(8)代入线性回归方程,得到:

$$Y = F1 \times 36.783 + \dots + F3 \times 1.665 + 54.164 \quad (9)$$

最终式(9)得:

$$Y = 43.993_{x1} + 91.74_{x2} + 91.51_{x3} + 21.91_{x4} + 39.95_{x5} + 43.86_{x6} + 22.63_{x7} + 87.37_{x8} + 85.23_{x9} + 18.89_{x10} + 44.22_{x11} + 48.91_{x12} + 21.96_{x13} + 90.64_{x14} + 29.79_{x15} + 89.35_{x16} + 38.38_{x17} + 87.25_{x18} + 91.97_{x19} + 19.49_{x20} + 27.36_{x21} + 52.79_{x22} + 84.13_{x23} + 19.30_{x24} + 91.58_{x25} + 45.71_{x26} + 55.24_{x27} + 40.04_{x28} + 17.72_{x29} + 81.08_{x30} + 87.61_{x31} + 40.67_{x32} + 78.29_{x33} + 63.04_{x34} + 17.82_{x35} + 23.09_{x36} + 80.69_{x37} + 67.95_{x38} + 89.53_{x39} +$$

$$46.16_{x40} + 90.54_{x41} + 22.81_{x42} + 18.17_{x43} + 23.88_{x44} + 36.75_{x45} + 39.01_{x46} + 69.52_{x47} + 17.45_{x48} + 82.84_{x49} + 17.74_{x50} \quad (10)$$

通过式(10)可以看出,对球棒机械能影响最大的前4个自变量依次为: x_{19} 右踝关节跖屈/背伸力矩, $\beta = 91.97$; x_2 左踝关节内翻/外翻力矩, $\beta = 91.74$; x_{25} 右髌关节屈髌/伸髌力矩, $\beta = 91.58$; x_3 左踝关节内旋/外旋力矩, $\beta = 91.50$ 。

3 讨论

打出高速击球是赢得棒球比赛的重要前提,而高速击球又取决于球棒上蕴含能量的多少。目前,关于运动学、动力学特征与球棒机械能的相关性研究较少。本文创新性地引入了几乎涵盖棒球运动员击球时所有可测得的50个自变量外部参数。结果显示,右髌关节屈髌/伸髌力矩、右踝关节跖屈/背伸力矩、左踝关节内翻/外翻力矩、左踝关节内旋/外旋力矩是排名靠前的球棒机械能的预测指标。

3.1 右髌关节伸肌力矩和踝关节背伸力矩用以躯干旋转

本文发现,右髌关节伸髌力矩在预测球棒机械能方面排第3位,右髌关节伸髌力矩越大,球棒机械能越大。在击球瞬间,腓绳肌和内收肌将产生爆发性的激活。这种股后侧肌肉群的激活对于完成技术动作而言非常必要。在击球时,躯干和骨盆将以 $600^\circ \sim 700^\circ/s$ 速率向来球方向旋转接近 90° ^[17], 在这么短的时间内进行幅度如此之大的转体,支撑腿髌关节伸肌必须产生非常大的机械能。支撑腿髌关节伸肌及其他下肢肌肉产生的这些大量的机械能将在骨盆处产生很大的合力矩,该合力矩将会

给躯干及上肢施加1个角加速度,合力矩越大,躯干及上肢的角加速度也就越大,球棒挥舞时的转动惯量就越大。支撑腿髌关节伸肌产生的能量将沿着骨盆传入躯干及上肢^[18],并增加击球时的力量。然而,左髌关节伸肌/屈髌力矩的因子得分在所有自变量中的排名为7/50,提示左髌关节的力矩对球棒机械能的贡献有限,推测原因是在击球阶段体重逐渐向迈步腿转移^[19]。为了支撑身体,迈步腿的股前侧肌肉群将产生高度激活,作为双关节肌,这可能会影响到髌关节的运动功能,影响伸髌力矩的产生^[20]。右踝关节背伸力矩在预测球棒机械能方面排在第1位,右踝关节背伸力矩越大,球棒机械能也就越大。在击球阶段早期,为了最大化击球力量,身体需要朝来球方向迈步。此时,身体在任何其他方向上的位移都将减少稍后传递给球棒的能量,因为部分动量会被分离出来以驱动身体向其他方向运动。例如,当身体向来球方向跳跃后,躯干和骨盆及右侧下肢会迅速发生逆时针旋转,这种能量来源于支撑腿踝关节伸肌收缩蹬地所产生的线性动量^[21],提示跖屈肌在收缩的每个瞬时都会将身体推向这个逆时针圆的切线方向,以导致踝关节跖屈肌产生的线性动量向角动量转化时出现损失,进而减少传导至骨盆及躯干的能量。为避免上述情况,右踝关节背伸肌必须进行收缩以拮抗跖屈力矩,以便使右腿在旋转中持续蹬地发力并且右侧身体不会朝其他方向运动。基于这些结果,本文建议重点安排支撑腿,次要安排迈步腿臀大肌、股二头肌、内收肌的力量及爆发力训练,这将有助于提升机械功的产生与传递。

3.2 左踝关节内收力矩和背伸力矩用以在击球早期制动身体

本文发现,左踝关节内翻力矩排在第2位的预测球棒机械能的自变量。该结果提示,左踝关节内翻力与球棒机械能呈正相关,即左踝关节内翻力矩越大,球棒机械能越大。但踝关节内翻肌在击球中的工作特征迄今为止没有经历系统研究。本文推测,在击球阶段所产生的左踝关节的内翻力矩可能存在两种作用:①与棒球投球类似,击球前运动员会先尽可能地将体重向右腿转移,然后快速向来球方向跨步并且将身体重心向迈步腿转移,迈步腿作为中枢腿为旋转身体提供支撑^[22]。在接触测力台

时,左脚足尖朝向与Y轴方向平行,相对于左腿踝关节跖屈肌,踝关节内翻肌有更大的优势来产生力量,因为试图在X轴方向产生力矩时的力矩臂要比试图在Y轴方向产生力矩时的力矩臂要大得多。有研究发现,迈步腿水平方向GRF与流入躯干的机械功显著相关^[24]。因此,迈步腿踝关节的内翻力矩可能在击球阶段贡献了一部分使身体旋转的能量。②在向来球方向迈步后,身体重心将向这个方向移动,在迈步腿接触测力台后,身体需要制动以便将向前和垂直方向的动量向骨盆及躯干进行传导,以转化为身体旋转的分量^[21]。如果踝关节内翻肌无法产生足够的踝内翻力矩,可能会因为无法及时制动身体向前运动的趋势进而导致能量的浪费。此外,踝关节背伸力矩作为排在第4位的预测球棒机械能的自变量,证明踝关节背伸肌也在这种制动中发挥作用,在跑步或者跳跃着地时通常需要胫骨前肌等背伸肌的收缩来产生背伸力矩以进行制动^[24-25]。一项研究在击球前260 ms也观察到了左腿胫骨前肌的爆发,这一时间点出现在体重向左腿转移之后,并且高水平的击球者左侧胫骨前肌的激活水平更大^[20],推测原因是运动员能够更加有效制动身体,以减少能量浪费的证据。基于上述结果,本文建议增强左腿踝关节内收肌和背伸肌的训练,这将减少动量在来球方向上的浪费,并有可能增加机械能的产生。

4 结论

为寻找对棒球机械功影响最大的因素,本文通过降维处理和因子回归方法,在50个自变量中提取到了3种因子成分,并将因子和球棒机械功之间进行逐步多元回归分析。结果表明:①右髌关节屈髌/伸髌力矩与球棒机械功存在密切联系,击球者通过右髌关节的伸髌力矩产生使躯干和骨盆旋转,并实现能量向上肢的传导;②左踝关节内收和外展力矩与球棒机械功存在密切联系,可用于击球早期的身体制动和击球晚期的身体旋转;③针对左踝关节内收肌、右髌关节伸肌、右踝关节跖屈肌的专项力量十分必要,将有助于增强击球力量。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:王世坤负责实验设计和论文撰写;辛雷负责研究指导和论文修改;杨晨负责模型

制作及软件分析;顾雪宋负责数据处理和模型合理性验证。

参考文献:

- [1] WILLIAMS T, UNDERWOOD J. *Science of hitting* [M]. New York: Simon and Schuster, 1986.
- [2] HORIUCHI G, NAKASHIMA H, SAKURAI S. Mechanical energy flow in torso during baseball toss batting [J/OL]. *Sports Biomech*, 2021, doi: 10.1080/14763141.2021.1927162.
- [3] DOWLING B, FLEISIG GS. Kinematic comparison of baseball batting off of a tee among various competition levels [J]. *Sports Biomech*, 2016, 15(3): 255-269.
- [4] PUNCHIHEWA NG, YAMAKO G, FUKAO Y, *et al.* Identification of key events in baseball hitting using inertial measurement units [J]. *J Biomech*, 2019(87): 157-160.
- [5] 蒋泉, 许薇, 龚江泳, 等. 棒球击球碰撞过程中的动力学分析 [J]. *医用生物力学*, 2010, 25(5): 375-379.
- JIANG Q, XU W, GONG JY, *et al.* Dynamic analysis on impacting during baseball batting [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(5): 375-379.
- [6] KOIKE S, MIMURA K. Main contributors to the baseball bat head speed considering the generating factor of motion-dependent term [J]. *J Proeng*, 2016(147): 197-202.
- [7] AE K, KOIKE S, FUJII N, *et al.* Kinetic analysis of the lower limbs in baseball tee batting [J]. *Sports Biomech*, 2017, 16(3): 283-296.
- [8] HARUNA R, DOI T, HABU D, *et al.* Strength and conditioning programs to increase bat swing velocity for collegiate baseball players [J]. *Sports*, 2023, 11(10): 202.
- [9] AE K, KOIKE S, KAWAMURA T. Kinetic function of the lower limbs during baseball tee-batting motion at different hitting-point heights [J]. *Sports Biomech*, 2020, 19(4): 452-466.
- [10] SZYMANSKI DJ, SZYMANSKI JM, SCHADE RL, *et al.* The relation between anthropometric and physiological variables and bat velocity of high-school baseball players before and after 12 weeks of training [J]. *J Strength Cond Res*, 2010, 24(11): 2933-2943.
- [11] 马孝刚, 史兵. 网球发球力学: 研究进展与趋势 [J]. *成都体育学院学报*, 2021, 47(2): 122-127.
- [12] WU G, SIEGLER S, ALLARD P, *et al.* ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—Part I: ankle, hip, and spine [J]. *J Biomech*, 2002, 35(4): 543-548.
- [13] ESCAMILLA RF, FLEISIG GS, DERENNE C, *et al.* Effects of bat grip on baseball hitting kinematics [J]. *J Appl Biomech*, 2009, 25(3): 203-209.
- [14] 刘林, 彭骞, 贾孟尧, 等. 得分状态下竞技跆拳道运动员双飞踢动作下肢生物力学特征分析 [J]. *医用生物力学*, 2023, 38(6): 1226-1234.
- LIU L, PENG Q, JIA MY, *et al.* Analysis on biomechanical characteristics of lower extremities for athletes under effective striking during double roundhouse kick in competitive taekwondo [J]. *J Med Biomech*, 2023, 38(6): 1226-1234.
- [15] SHAFFER B, JOBE FW, PINK M, *et al.* Baseball batting. An electromyographic study [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1993(292): 285-293.
- [16] MCINTYRE DR, PFAUTSCH EW. A kinematic analysis of the baseball batting swings involved in opposite-field and same-field hitting [J]. *Res Q Exercise Sport*, 1982, 53(3): 206-213.
- [17] ESCAMILLA RF, FLEISIG GS, DERENNE C, *et al.* A comparison of age level on baseball hitting kinematics [J]. *J Appl Biomech*, 2009, 25(3): 210-218.
- [18] HORIUCHI G, NAKASHIMA H. Relationship between ground reaction force in horizontal plane and mechanical energy flow in torso during baseball tee batting [J/OL]. *Sports Biomech*, 2023, doi: 10.1080/14763141.2022.2162433.
- [19] FORTENBAUGH D, FLEISIG G, ONAR-THOMAS A, *et al.* The effect of pitch type on ground reaction forces in the baseball swing [J]. *Sports Biomech*, 2011, 10(4): 270-279.
- [20] NAKATA H, MIURA A, YOSHIE M, *et al.* Electromyographic analysis of lower limbs during baseball batting [J]. *J Strength Cond Res*, 2013, 27(5): 1179-1187.
- [21] LIU JM, KNOWLTON C, GAUTHIER M, *et al.* Roles of each leg in impulse generation in professional baseball pitchers: Preliminary findings uncover the contribution of the back leg towards whole-body rotation [J/OL]. *Sports Biomech*, 2022, doi: 10.1080/14763141.2022.2108490.
- [22] ELLIOTT BC, GROVE JR, GIBSON BJ. Timing of the lower limb drive and throwing limb movement in baseball pitching [J]. *Int J Sport Biomech*, 1988, 4(1): 59-67.
- [23] MALLIARAS P, COOK JL, KENT P. Reduced ankle dorsiflexion range may increase the risk of patellar tendon injury among volleyball players [J]. *J Sci Med Sport*, 2006, 9(4): 304-309.
- [24] MASON-MACKAY AR, WHATMAN C, REID D. The effect of reduced ankle dorsiflexion on lower extremity mechanics during landing: A systematic review [J]. *J Sci Med Sport*, 2017, 20(5): 451-458.