

足球头顶球落地方式对下肢协调与能量耗散的影响

焦培豪¹, 张 苗¹, 冯临光¹, 李宇航¹, 钱雪岩¹, 孙 阳¹, 张星辰¹, 高 原^{1,2}

(1.燕山大学 体育学院, 河北 秦皇岛 066004; 2.燕山大学 河北省智能康复及神经调控重点实验室, 河北 秦皇岛 066004)

摘 要: **目的** 探究足球头顶球落地方式对下肢协调与能量耗散影响。**方法** 招募 14 名高水平足球运动员, 利用动捕系统和测力台采集头顶球不同落地方式下运动学和动力学数据。**结果** 与双脚落地相比, 单脚落地时下肢各关节角速度减小($p < 0.05$), vGRF 第 2 峰值时间延长($p < 0.05$), 右脚落地时髋关节能量耗散减少而左脚落地时踝关节能量耗散增加($p < 0.05$, $p < 0.05$); 膝—踝关节耦合中, 同相协调模式与单脚落地时髋关节能量耗散正相关($r = 0.719$, $p = 0.008$); 右脚落地时, APSI 与髋关节($r = -0.594$, $p = 0.042$)能量耗散负相关。左脚落地时, DPSI 与髋($r = -0.058$, $p = 0.048$)、膝关节($r = -0.622$, $p = 0.031$)能量耗散负相关。**结论** 不同落地方式下膝关节都作为首要缓冲关节, 但第 2 缓冲关节存在差异。单脚落地时, 膝—踝关节的同相协调模式对髋关节能量耗散有显著影响。提高非优势腿的 DPSI, 有助于降低踝关节能量耗散率, 减少损伤风险。

关键词: 足球头顶球; 关节耦合; 能量耗散; 动态姿势稳定

中图分类号: G804.53 文献标识码: A 文章编号: 1003-983X(2024)05-0090-07

DOI: 10.20185/j.cnki.1003-983X.2024.05.016

Effects of Soccer Header Landing Style on Lower Limb Coordination and Energy Dissipation

JIAO Peihao¹, ZHANG Miao¹, FENG Linguang¹, LI Yuhang¹, QIAN Xueyan¹, SUN Yang¹, ZHANG Xingchen¹, GAO Yuan^{1,2}

(1.School of physical education, Yanshan University, Qinhuangdao Hebei, 066004; 2.Key Lab of Intelligent Rehabilitation and Neuroregulation in Hebei Province, Yanshan University, Qinhuangdao Hebei, 066004)

Abstract: **Objective** To investigate the effects of soccer header landing styles on lower limb coordination and energy dissipation. **Methods** Fourteen high-level soccer players were recruited, and kinematic and kinetic data were collected using a kinematic trapping system and a force measuring table for different landing styles of the soccer header. **Results** Compared with two-legged landing, angular velocity of lower limb joints decreased during one-legged landing($p < 0.05$), second peak time of vGRF was prolonged($p < 0.05$), hip energy dissipation decreased during right-legged landing while ankle energy dissipation increased during left-legged landing($p < 0.05$, $p < 0.05$). In the knee-ankle coupling, the same-phase coordination mode was different from one-legged hip energy dissipation during landing($r = 0.719$, $p = 0.008$). In right foot landing, APSI was negatively associated with hip ($r = -0.594$, $p = 0.042$)energy dissipation. When landing on the left foot, DPSI was negatively correlated with hip ($r = -0.058$, $p = 0.048$) and knee ($r = -0.622$, $p = 0.031$) energy dissipation. **Conclusion** The knee joint served as the primary cushioning joint in all different landing styles, but there were differences in the secondary cushioning joint. The isochronous coordination pattern of the knee-ankle joint had a significant effect on hip energy dissipation during single-leg landing. Increasing the DPSI of the nondominant leg can help reduce the rate of ankle energy dissipation and decrease the risk of injury.

Keywords: soccer header landing; joint coupling; energy dissipation; dynamic postural stability

收稿日期: 2024-03-28

基金项目: 中央引导地方科技发展资金项目(216Z2001G); 省级重点实验室绩效补助经费项目(22567619H)。

第一作者简介: 焦培豪(2000~), 男, 山西运城人, 在读硕士, 研究方向: 运动生物学。

通讯作者简介: 高 原(1978~), 男, 河北秦皇岛人, 博士, 副教授, 研究方向: 运动生物力学, E-mail: gaoyuan1107@163.com。

据统计, 全球累计大约有 75.9 亿人参与足球运动^[1], 由于足球比赛中进攻和防守的快速转换、激烈的竞争性、无处不在的身体碰撞等特点, 因此足球成为运动损伤发生率较高的项目^[2]。有报告指出, 足球运动损伤分为非接触性损伤和身体接触性损伤, 其中因加速、变向、射门、跳跃及落地等导致的非接触性损伤比身体接触性损伤更为常见, 发生率高达 59%^[3-4]。足球落地动作常发生在头顶球技术之中, 而头顶球技术不仅是足球比赛中射门得分的重要手段, 也是决定比赛胜负的关键技术^[5]。2022 年卡塔尔世界杯创造的 172 粒进球纪录, 头顶球

破门占据总进球数的近 1/5。在头顶球时运动员频繁的起跳落地所产生的冲击力通过人体下肢各关节缓冲耗散^[6-7],但过度的关节能量耗散会增加下肢运动损伤的风险。跳起头顶球常见的落地方式分为单脚落地和双脚落地^[8],虽然 Brown 等人已发现^[9],相较于双脚落地,单脚落地在缓冲阶段存在额外的运动学变化,但具体细节尚未详尽阐述。因此,深入探讨头顶球不同落地方式下下肢生物力学的差异性,对于理解落地机制、优化运动表现以及预防运动损伤具有重要意义。

姿势控制稳定性是指人体在某一姿势受到外力干扰保持平衡的能力^[10],它是支撑人体直立、行走和运动的重要功能。对于足球运动员而言,起跳后的落地姿势控制能力对于预防非接触性下肢损伤至关重要^[11]。动态姿势稳定测试通过模拟实际运动场景,评估球员在支撑面上保持平衡的状态,进而反映其真实运动表现。根据人体运动的三维平面特性,将动态稳定指数分为总体稳定指数(Dynamic Postural Stability Index, DPSI)、前后稳定指数(Anterior-Posterior Stability Index, AP-SI)、左右稳定指数(Medio-Lateral Stability Index, MLSI)和水平稳定指数(Vertical Stability Index, VSI)来评估人体在动态姿势控制下各个维度的平衡能力。

运动协调是中枢神经系统解决运动冗余的自由度问题的过程^[12],多个自由度作为一个功能单位协调活动,它们之间通过控制协调关节多余的活动,相互补偿,从而形成精细的、高效的运动。矢量编码技术被认为是能筛查运动机能和损伤的一种方式,已被应用于运动康复和训练等领域。该技术通过对人体相邻关节在运动过程中的精准量化分析,深入观测和评估人体在运动过程中协调模式的动态变化,从而揭示人体运动机制的复杂性和精细性^[13]。目前,关于关节协调模式研究多集中在步态任务中下肢生物力学变化差异^[14-15],而对于运动专项技术生物力学特征分析较少。此外,对于头顶球落地阶段的生物力学分析多用跳深动作评价^[8],这与实际头顶球落地动作存在一定的差异。因此,本研究试图通过矢量编码技术系统对足球头顶球落地动作的关节运动协调模式进行评估,试图分析中枢控制机能对外部任务约束下的反应变化。

通过分析足球头顶球任务中不同落地方式的生物力学数据差异,旨在:1)对比不同落地方式中髌、膝和踝关节之间的生物力学指标上的差异;2)探究头顶球不同落地方式下的关节协调性、能量耗散做功和动态姿势控制能力之间的关系,明确头顶球落地动作的关节协调模式与下肢各关节生物力学特征,以期为足球训练和比赛有效地预防下肢损伤提供理论参考。

1 对象与方法

1.1 研究对象

通过 G*Power3.1.9.2 软件预估样本量,使用 t tests 输入参数,双尾检验、效应量为 0.5、 α err prob 为 0.05、检验效能为 0.8,得出样本总数为 28,因水平次数为 2,最终确定实验对象为 14 人。因此本研究招募 14 名高水平足球运动员,年龄 21.15 ± 1.77 岁,身高 182 ± 0.48 cm,体重 73.23 ± 6.70 kg, BMI 值 21.98 ± 1.49 kg/m²。受试者纳入标准:1)每周接受 4 次以上足球训练和比赛且有 6 年及以上专项训练经验;2)6 个月内无任何下肢运动伤害史及手术史;3)所有受试者优势腿均为右腿且无

服用任何药物和营养品。测试人员在实验数据采集前均已向受试者详细说明测试流程、目的和要求等,并签署了受试知情同意书。

1.2 研究方法

1.2.1 实验仪器

采用 Qualisys 三维动作捕捉系统和 8 台高速摄像机(Arqus, Qualisys, Swedish)进行运动学数据采集和预处理分析,采样频率 100 Hz。4 台 Kistler 三维测试台(9260AA6, Kistler Instruments, Switzerland)采集频率 2 000 Hz,通过数模转换器与 Qualisys 系统同步连接。反光球、黏贴胶带、固定肌肉效贴若干,Star1 000 足球 1 个。

1.2.2 数据采集

受试者进行测试时,要求穿着统一发放的测试专用紧身衣和自备室内足球鞋,在进行慢跑热身和拉伸后,由操作人员将 36 个红外反光点按要求黏贴到指定位置^[16],自上至下依次为左/右侧髂前上棘、左/右侧髂前下棘、左/右侧股骨外上髁、左/右侧股骨内上髁、左/右侧外踝、左/右侧内踝、左/右足跟中心点、左/右第一跖骨远端、左/右第二跖骨远端、左/右第五跖骨远端和 4 块带有红外反光点的弹性绑带固定在受试者双侧大腿与小腿的中段。

动态姿势稳定测试(Dynamic Postural Stability Test)放置跳箱(30 cm*10 cm)位于测力台正前方,受试者双手叉腰站在跳箱上。当测试者发出“开始”口令后,受试者抬起右腿(优势腿)悬于半空,身体自然前倾并以惯性自然下落^[16],右脚着地保持自身姿势稳定 5 s^[17]。每位受试者要求至少采集 3 次有效动作。

头顶球测试:在测试开始前,将足球固定在测力台的正上方,足球的高度约为受试者身高的 120%。要求受试者在测力台正前方 1~2 m 处起跳,同时双臂屈肘自然向上摆动,在身体上升阶段展腹挺胸,两臂自然张开,身体自然成背弓,当球到达头顶位置,迅速收腹,腰部带动躯干,用前额正面将球顶出后自然落地缓冲。受试者分别进行双脚落地缓冲、右脚落地缓冲和左脚落地缓冲^[17],每位受试者 3 种落地缓冲方式至少采集 3 次有效数据。

1.3 数据处理与指标选取

1.3.1 数据处理

将落地缓冲阶段定义为从支撑足着地(GRF ≥ 10 N)至支撑腿膝关节屈曲最大。截取落地缓冲阶段原始数据使用 Qualisys 系统自带 QTM 软件进行预处理,根据 CAST 下肢模型,利用红外反光点建立髌、大腿、小腿、足等坐标系,组合成受试者下肢仿真模型。再导入 Visual 3D 软件对截取的运动学、动力学数据进行 Butterworth 四阶低通滤波平滑处理,截断频率分别为 16 Hz 和 7 Hz。

头顶球落地缓冲阶段的运动主要发生在矢状面。因此,选取指标为下肢矢状面运动学和动力学参数。其中,定义踝关节跖屈、膝关节和髌关节屈曲角度(°)、力矩(N·m/kg)和角速度(°/s)为正值(+),对应踝关节背屈、膝关节和髌关节伸展角度、力矩和角速度为正值(-)。通过逆动力学方法计算获得关节力矩和地面反作用力(BW),关节功率定义为关节角速度与力矩

的乘积,对关节功率进行标准化并积分得到关节做功。其中,能量耗散定义为:离心运动中伸肌在关节处做功^[18]。

1.3.2 动态姿势稳定性

动态稳定性指数(DPSI)是通过地面反作用力对人体的前后(APSI)、左右(MLSI)和垂直方向(VSI)反作用力变化指标综合计算而来。截取动态姿势测试着地瞬间到保持稳定 3 s 数据进行计算^[19],由于每位受试者之间存在体重的差异,因此垂直方向的地面反作用力需要进行标准化处理。计算该参数值越低,稳定性越高。公式如下:

$$\text{公式 1: APSI} = \sqrt{\frac{\sum (0 - \text{GRFx})^2}{\text{Number of data point}}} \div \text{Body Weight}$$

$$\text{公式 2: DPSI} =$$

$$\sqrt{\frac{\sum (0 - \text{GRFx})^2 + \sum (0 - \text{GRFy})^2 + \sum (\text{Body Weight} - \text{GRFz})^2}{\text{Number of data point}}} \div \text{Body Weight}$$

1.3.3 关节协调性

矢量编码技术常用于量化在运动中的关节协调模式特征^[20],可定量分析相邻关节之间的协调模式。具体计算流程如下:

1) 创建相邻关节之间的角—角图,截取所选阶段。其中,每相邻两帧角可看作一个整体向量。计算该向量与其相应横坐标轴之间的夹角,即关节耦合角^[12](图 1、图 2)。

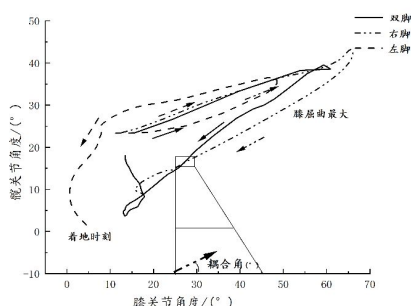


图 1 髌—膝关节矢状面角图

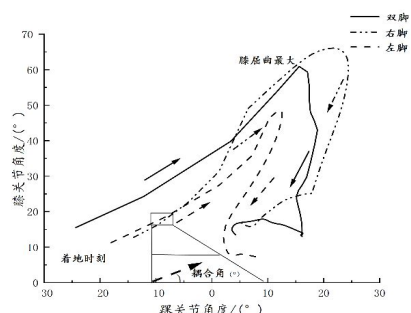


图 2 膝—踝关节矢状面角图

2) 计算在缓冲阶段每两个相邻角度的耦合角(CAi)^[21]。

$$\text{公式 3: } CAi = \text{Atan}\left(\frac{\theta_{R(i+1)} - \theta_D}{\theta_{R(i+1)} - \theta_P}\right) \times \frac{180}{\pi}, \theta_{R(i+1)} - \theta_P > 0$$

$$\text{公式 4: } CAi = \text{Atan}\left(\frac{\theta_{R(i+1)} - \theta_D}{\theta_{R(i+1)} - \theta_P}\right) \times \frac{180}{\pi} + 180, \theta_{R(i+1)} - \theta_P < 0,$$

其中 θ_D 为远端关节角度, $\theta_{R(i+1)}$ 为远端关节角度 i 帧的下一帧角, θ_P 为近端关节角度, $\theta_{R(i+1)}$ 为近端关节角度 i 帧的下一帧角。

3) 截取阶段中,若前后帧数角相同,需满足如下条件^[22]。

$$CAi = \begin{cases} CAi = 90 & \theta_{R(i+1)} - \theta_P = 0, \theta_{R(i+1)} - \theta_D > 0 \\ CAi = -90 & \theta_{R(i+1)} - \theta_P = 0, \theta_{R(i+1)} - \theta_D < 0 \\ CAi = -180 & \theta_{R(i+1)} - \theta_P < 0, \theta_{R(i+1)} - \theta_D = 0 \\ CAi = \text{Undefined} & \theta_{R(i+1)} - \theta_P = 0, \theta_{R(i+1)} - \theta_D = 0 \end{cases}$$

4) 耦合角校准($0 < CAi < 360$)^[20]。

$$\text{公式 5: } CAi = \begin{cases} CAi + 360, & CAi < 0 \\ CAi, & CAi \geq 0 \end{cases}$$

5) 圆形统计法量化耦合角^[23]。

$$\text{公式 6: } \bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \cos CA_i, \bar{y} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \sin CA_i$$

$$\text{公式 7: } \overline{CA} = \begin{cases} \text{Atan}\left(\frac{\bar{y}}{\bar{x}}\right) \times \frac{180}{\pi} & \bar{x} > 0, \bar{y} > 0 \\ \text{Atan}\left(\frac{\bar{y}}{\bar{x}}\right) \times \frac{180}{\pi} + 180 & \bar{x} < 0 \\ \text{Atan}\left(\frac{\bar{y}}{\bar{x}}\right) \times \frac{180}{\pi} + 360 & \bar{x} > 0, \bar{y} < 0 \end{cases}$$

6) 耦合角归类,其中 CA 的范围是 $0^\circ \sim 360^\circ$,根据 Button 等人的关节耦合量表将协调模式分为 4 类^[24],具体包括①同相位协调模式:两相邻关节以相似幅度沿相向方向旋转;②反相位协调模式:两相邻关节以相反方向旋转;③近端协调模式:近端关节相对于远端关节旋转优势;④远端协调模式:远端关节相对于近端关节旋转优势(图 3)。

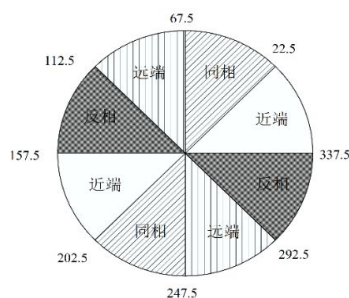


图 3 关节协调对应量图

1.4 统计学分析

本文数据计算和统计分析使用 WPS 和 SPSS27.0 软件完成,数据可视化使用 Origin2021 软件制作,通过 SPSS27.0 软件对所有数据进行正态检验(Shapiro-Wilk 检验)以及方差齐性检验(Levene's 检验),采用单因素 ANOVA 检验不同落地缓冲方式下髌、膝和踝关节的 GRF、力矩和角速度等下肢生物力学指标之间的差异,对不符合正态分布和非齐性连续数据采用非参数检验。此外对相邻关节耦合角进行等级量化后使用 Pearson 和 Spearman 相关性分析检验不同落地缓冲方式下的关节协调模式、能量耗散做功以及动态姿势稳定指数之间的相关性。获取数据以 $M \pm S$ 表示, $p < 0.05$ 标志差异具有统计学意义。

2 研究结果

2.1 不同落地方式下肢生物力学参数比较

由表 1 可知,头顶球落地缓冲阶段中,单脚落地方式中的下肢各关节角速度相比于双脚落地方式均有所减小。具体表现为,相比于双脚落地,右脚落地的膝关节和髌关节角速度出

现显著减小($p<0.001$ 和 $p<0.001$)。左脚落地的踝关节、膝关节和髌关节角速度出现显著减小($p=0.045$ 、 $p<0.001$ 和 $p=0.014$)；与单脚落地方式相比，双脚落地方式垂直地面反作用力(vGRF)第二峰值时间显著增加($p=0.047$)(图 4)。

由表 2 可知,在头顶球落地缓冲阶段,双脚落地缓冲方式和单脚落地缓冲方式能量耗散存在明显的差异,具体表现为,与双脚落地缓冲方式相比,右脚落地缓冲方式中髌关节能量耗散做功显著减少($p=0.043$),左脚落地缓冲方式中踝关节能

量耗散做功显著增加($p=0.045$)。

2.2 不同落地方式下肢关节协调模式

由图 5 可得,根据关节协调对应量图,量化矢状面髌—膝和膝—踝关节协调模式百分比。其中,在膝—踝关节耦合中,双脚落地缓冲模式主要为近端协调(41.67%),右脚和左脚落地缓冲模式主要为同相协调(33.33%和 50%);在髌—膝关节耦合中,双脚落地缓冲模式主要为同相协调(33.33%),右脚和左脚落地缓冲模式中主要为反向协调(50%和 41.67%)。

表 1 头顶球落地缓冲阶段下肢生物力学数据

指标	双脚	右脚	左脚
踝关节角速度/ $^{\circ} \cdot s^{-1}$	285.56 ± 73.32^b	222.31 ± 81.57	212.40 ± 100.55^b
膝关节角速度/ $^{\circ} \cdot s^{-1}$	307.60 ± 46.27^{ab}	235.66 ± 52.43^a	207.78 ± 70.51^b
髌关节角速度/ $^{\circ} \cdot s^{-1}$	105.41 ± 40.03^{ab}	61.39 ± 30.51^a	69.29 ± 31.32^b
缓冲阶段vGRF峰值/BW	5.49 ± 1.64	4.85 ± 1.19	4.63 ± 0.81

注:^a表示双脚落地方式与右脚落地方式有显著差异;^b表示双脚落地方式与左脚落地方式有显著差异;下同。

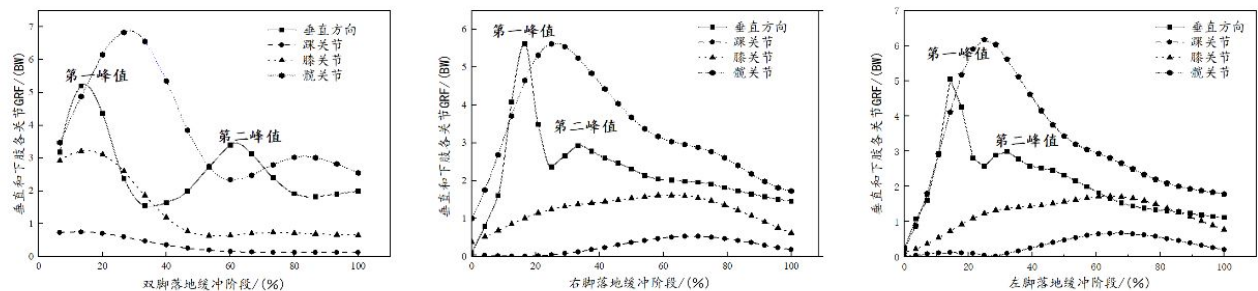


图 4 落地缓冲阶段双脚、右脚和左脚落地 vGRF 和各关节 GRF

表 2 不同落地缓冲方式下肢关节能量耗散做功和耗散百分比

缓冲方式	髌关节		膝关节		踝关节	
	离心做功/ $J \cdot kg^{-1}$	耗散百分比/%	离心做功/ $J \cdot kg^{-1}$	耗散百分比/%	离心做功/ $J \cdot kg^{-1}$	耗散百分比/%
双脚	-0.37 ± 0.28^a	31.62	-0.60 ± 0.49	51.28	-0.20 ± 0.15^b	17.09
右脚	-0.12 ± 0.08^a	13.19	-0.49 ± 0.31	53.85	-0.30 ± 0.16	32.97
左脚	-0.18 ± 0.16	12.41	-0.70 ± 0.68	48.28	-0.57 ± 0.52^b	39.31

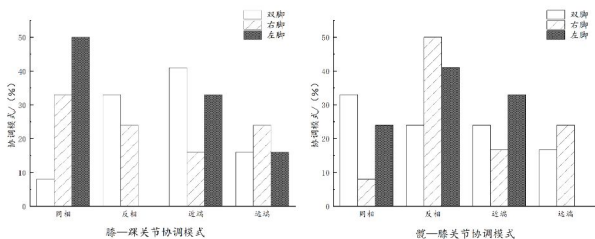


图 5 不同落地方式下肢各关节矢状面协调模式

根据 Spearman 相关性分析结果可知(表 3),采用右脚($r=0.66$, $p=0.02$)和左脚($r=0.719$, $p=0.008$)落地缓冲方式下,膝—踝关节协调模式与髌关节能量耗散做功存在正相关关系。通过逐步回归分析可知(图 6),采用左脚落地缓冲方式下,髌关节能量耗散做功与膝—踝关节协调模式(调整后 $R=0.2942$, $p=0.008$)具有统计意义。

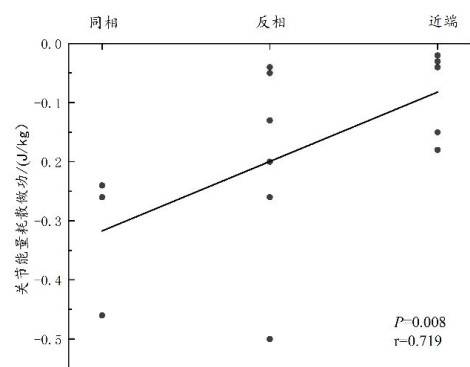


图 6 左髌关节能量耗散做功和膝—踝协调模式回归图

表 3 关节协调模式与关节能量耗散相关性分析

缓冲方式	髌—膝关节耦合						膝—踝关节耦合					
	髌		膝		踝		髌		膝		踝	
	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>
双脚	0.318	0.296	0.654	0.144	0.35	0.296	0.629	-0.156	0.319	-0.315	0.867	-0.054
右脚	0.929	0.029	0.621	0.159	0.183	0.413	0.020*	0.660	0.109	0.486	0.354	0.294
左脚	0.226	0.378	0.916	-0.034	0.321	-0.314	0.008*	0.719	0.096	0.503	0.515	0.209

注:* 表示落地缓冲方式与关节协调模式之间存在显著相关。

表 4 不同落地方式下动态姿势稳定能力和下肢各关节能量耗散的相关性分析

缓冲方式	APSI						DPSI					
	髌		膝		踝		髌		膝		踝	
	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>
双脚	0.846	-0.063	0.457	-0.238	0.391	-0.273	0.527	-0.203	0.697	-0.126	0.983	0.007
右脚	0.042*	-0.594	0.138	-0.455	0.308	-0.322	0.587	-0.175	0.308	-0.322	0.527	-0.203
左脚	0.208	-0.392	0.681	-0.199	0.746	-0.105	0.048*	-0.058	0.031*	-0.622	0.071	-0.538

注:* 表示动态姿势稳定能力与该关节能量耗散存在显著相关。

2.3 动态姿势控制指数与关节能量耗散做功之间的相关性分析

根据 Pearson 和 Spearman 相关性分析结果可知(表 4),采用右脚($r=-0.594, p=0.042$)落地缓冲方式下,APSI 与髌关节能量耗散做功存在负相关关系。采用左脚落地缓冲方式下,DPSI 和髌($r=-0.058, p=0.048$)、膝关节($r=-0.622, p=0.031$)能量耗散做功存在负相关关系。

3 分析与讨论

3.1 不同落地缓冲方式下肢生物力学指标上的差异分析

近年来,国内外众多学者针对跳跃落地缓冲动作中下肢生物力学指标之间关系和差异进行探讨^[8,16],但对于足球头顶球落地缓冲动作中髌、膝和踝关节 3 者之间的协调模式、能量耗散做功以及动态姿势控制能力之间的差异和相关性研究并没有得到足够的重视和认知。

研究发现,头顶球落地缓冲阶段中,双脚落地缓冲方式的膝和髌关节角速度要大于单脚(左脚、右脚)落地缓冲方式,同时双脚落地缓冲方式的踝关节角速度大于左脚落地缓冲方式。经过对比分析发现,与单脚落地相比,双脚落地能为运动员提供更为稳定的支撑,有效缓冲落地冲击,同时有助于增加动作幅度,使运动员能更自如地完成动作,且这种稳定支撑可以降低身体重心,提高身体平衡能力,从而增大各关节的角速度。同时,双脚落地缓冲展现出更高的爆发力和动作效率,这对于球员顺利完成缓冲和后续动作至关重要。相较之下,单脚落地时支撑面积较小,身体稳定性较差,需通过屈曲下肢关节来维持平衡。这种稳定屈曲不仅降低了关节角速度,还可能增加关节受到的冲击力,因此,单脚落地被视为一种较硬的缓冲

方式^[25]。本研究还发现,相较于单脚落地缓冲方式,双脚落地缓冲方式下的 vGRF 第二峰值时间显著增加,这一结果与 Yu 等学者的研究结果较为相似^[26]。此外,现有研究已证实,人体下肢各关节角速度的提升有助于减轻落地缓冲过程中 vGRF 的冲击力^[27],从而进一步验证了本研究的发现。

本研究发现,在关节能量耗散做功方面,双脚落地缓冲方式与单脚落地缓冲方式在髌和踝关节的能量耗散百分比上表现出不同特点,这与 Decker 等学者的研究相吻合^[28]。具体来说,在落地缓冲过程中,膝关节是主要的能量耗散冲击负荷承受者,而髌和踝关节则起到代偿其余能量耗散做功的作用。然而,Bobbert 等学者针对男子排球运动员的落地缓冲阶段进行了深入剖析^[29],发现其踝关节在能量耗散做功上占据主导地位,高于膝和髌关节。相反,Peng 等学者的研究则表明^[30],男子排球爱好者在落地缓冲阶段的能量耗散做功主要以髌关节为主。这些研究结果的差异表明,不同运动项目和运动员水平在落地缓冲过程中的关节能量耗散做功存在显著差异。这种差异可能源于运动项目的特点、运动员的技术水平、身体各关节的灵活性和稳定性等多种因素的综合影响。

3.2 不同落地方式下肢关节协调模式分析

研究发现,髌—膝关节矢状面耦合模式中,采用双脚落地缓冲方式,主要以同相协调为主,而单脚落地缓冲主要以反相协调为主。这表明在采用双脚模式中,髌和膝关节以相似幅度屈曲,而单脚落地缓冲模式中,髌和膝关节以相反的幅度进行运动。已有研究报道,单脚相比于双脚落地缓冲方式更为僵硬^[27],这种硬式落地方式增加了人体的冲击力^[31]。在头顶球单脚落地的动作中,巨大的冲击力沿支撑腿传递至下肢各个关节,并进一步传导至人体上肢。为了保持身体平衡,髌关节需发挥关键作用,驱动上肢维持相对直立的姿态,并向后

移动以提供支撑,膝关节需要主动向前移动并促进屈曲,以有效缓冲落地带来的冲击负荷,维持整个身体的平衡。这种动作模式下,髌关节和膝关节的运动幅度呈现相反的趋势。膝—踝关节矢状面耦合模式中,采用双脚落地缓冲方式,主要以近端协调为主,单脚落地方式主要以同相协调为主。Derek 等学者的研究指出^[32],成年人在行走过程中,单脚落地缓冲阶段主要呈现同相协调的特点,这一发现与本研究的结果相吻合。进一步分析显示,相较于头顶球双脚落地的方式,单脚落地时为了保持落地后的稳定性,运动员需要降低身体重心。这种策略导致膝关节和踝关节的屈曲幅度和所承受的负荷增加。因此,在单脚落地的情况下,运动员的协调模式主要表现为同相屈曲,即多个关节以相似的方向和节奏进行屈曲运动,以共同应对落地时的冲击并维持身体平衡。值得注意的是,在双脚落地的方式中,由于双腿能够同时参与缓冲落地带来的冲击力,下肢各关节所承受的压力相对较小。特别是膝关节,作为冲击力缓冲的首要关节^[22],在双脚落地时,其周围肌肉所做的离心收缩得到增强,使得膝关节的屈曲幅度增大,从而更有效地主导整个缓冲过程。

关节协调模式已被证实与中枢神经系统和肌肉系统在动态任务中控制关节活动能力有关^[33],同时,下肢各关节周围的肌肉在运动中发挥着重要的缓冲减震和能量耗散功能^[18]。在头顶球落地缓冲阶段,关节协调模式与肌肉活动变化均呈现出显著的相关性。由于肌肉活动直接参与并影响关节的协调运动,两者在逻辑上必然存在密切联系。但本研究发现,仅在单脚落地缓冲中,膝—踝关节同相协调模式和左髌关节能量耗散做功上具有正相关关系,这与之前的假设存在差异。通过进一步分析发现,在头顶球单脚落地缓冲过程中,为有效应对冲击力,人体需主动降低重心以确保稳定。在这一过程中,膝、踝关节协同工作,以相同的幅度进行屈曲,共同吸收震动。而髌关节则相对伸展,以克服由压力负荷带来的冲击与不稳,维持整体平衡。先前研究已证实,臀大肌和股直肌在髌关节离心运动中发挥关键作用^[22],并与落地缓冲阶段的同相协调模式呈正相关^[34]。这表明,肌肉活动也可能是推动膝—踝关节同相协调的关键动力。因此,未来的研究在探讨落地缓冲动作中下肢相邻关节间的协调模式与生物力学指标相关性时,应充分考虑相关关节肌肉的激活程度等因素,以更全面地理解落地缓冲机制并优化运动训练。

3.3 动态姿势控制指数与关节能量耗散做功之间的相关性分析

DPSI 作为一种有效的人体动态姿势平衡评价指标^[35],能够准确反映个体在头顶球任务落地后维持姿势稳定的能力。最新研究表明,Satoshi 等学者通过分析落地缓冲阶段踝关节肌肉激活程度,发现其与 DPSI 之间存在密切关联^[36]。本研究通过对比矢状面姿势控制指数 (APSI) 和动态姿势控制指数 (DPSI) 与能量耗散做功之间的相关性,发现右脚落地时 APSI 与髌关节能量耗散做功之间存在负相关性,APSI 指数作为评价稳定性的重要指标,其数值越低表示稳定性越高^[37]。这表明,当矢状面稳定性较好时,髌关节能量耗散做功反而增加。De 和 Skelly 将落地方式划分为软式与硬式两种类型^[37]。在软式落地中,冲击负荷主要由髌关节和膝关节伸肌进行缓冲,有助于降低关节压力并提升稳定性。相比之下,硬式落地则主要

依赖踝关节进行冲击吸收,可能增加特定关节的受伤风险。研究表明,相较于双脚或右脚落地,左脚落地更倾向于采用硬式方式^[27],这可能与不同落地方式下关节协调模式的差异有关。然而,本研究发现左脚落地缓冲过程中,膝和踝关节成为主要的能量耗散吸收部位。同时,左脚落地时动态姿势控制指数 (DPSI) 与髌和膝关节能量耗散做功之间呈现负相关性。这表明,随着动态姿势稳定能力的提升,髌和膝关节的能量耗散率亦相应增高。这一发现提示我们,通过增强身体的动态姿势稳定能力,可有效提升髌和膝关节的能量耗散效率,使落地动作更为柔和,进而降低踝关节的能量耗散负担,减少踝关节损伤的风险。

本研究的创新性主要体现在对足球头顶球落地缓冲动作中不同落地方式下关节协调模式、能量耗散做功与动态姿势控制指数之间关系的探讨。然而,目前对于下肢各关节肌肉激活特征与关节协调模式和能量耗散做功之间的具体关系尚不够明确,这为本研究留下了进一步深入的空间。未来,我们将针对这一问题展开更为详细的研究,以及更全面地理解落地缓冲过程中身体各部分的相互作用机制,为优化运动表现和降低运动损伤风险提供更为科学的理论依据。

4 结论

在足球头顶球落地缓冲动作中,双脚落地呈现出典型的软式落地特征,通过优化下肢关节角速度与 $vGRF$ 第二峰值时间,实现冲击负荷的有效缓冲。在这一过程中,膝关节作为能量耗散的主要关节,在不同落地方式中均发挥关键作用。但髌关节在双脚落地动作中作为次要关节耗散能量负荷,踝关节则在单脚落地动作中作为次要关节耗散能量负荷。值得注意的是,单脚落地时的膝—踝关节同相协调模式与髌关节能量耗散做功紧密相关,这种协同作用不仅有助于缓冲冲击力,更有助于维持身体稳定。此外,提升非优势腿的动态姿势稳定能力可显著降低踝关节能量耗散率,进而减少损伤风险。

参考文献:

- [1] Inside FIFA, Inc. Worldwide FIFA Forward Programme [EB/OL]. (2021-6-4) [2024-1-25]. <https://www.fifa.com/football-development/fifa-forward/impact-map>.
- [2] HAWKINS R D, HULSE M A, WILKINSON C, et al. The association football medical research programme: an audit of injuries in professional football [J]. British journal of sports medicine, 2001, 35 (1): 43-47.
- [3] LINDENFELD N T. Incidence of injury in indoor soccer [J]. The american journal of sports medicine, 1994, 22(3): 364-371.
- [4] 张津沁, 崔建, 高晓麟, 等. 足球运动落地错误评分系统测试非接触性损伤风险标准评估 [J]. 中国组织工程研究, 2023, 28(11): 1641-1646.
- [5] 刘志云, 颜亮, 杨麟, 等. 足球运动员双脚跳起侧面头顶球的运动生物力学研究 [J]. 武汉体育学院学报, 2006(5): 72-74.
- [6] DUFEK J S, BATES B T. Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports [J]. Sports med, 1991, 12(5): 326-337.
- [7] 李旭鸿, 郝卫亚. 落地冲击引起下肢损伤的生物力学研究进展 [J].

- 中国运动医学杂志, 2013, 32(2): 186-191.
- [8] SOPHIA M, CLARK D D, DORICE H, et al. Effects of a soccer-specific vertical jump on lower extremity landing kinematics [J]. Sports medicine and health science, 2022, 4(3): 209-214.
- [9] BROWN C, PADUA D, MARSHALL W S, et al. Individuals with mechanical ankle instability exhibit different motion patterns than those with functional ankle instability and ankle sprain copers [J]. Clinical biomechanics, 2008, 23(6): 822-831.
- [10] 焦培豪, 高原, 付宇舒, 等. 不同体力活动水平大学生的身体姿势控制能力[J]. 湖北体育科技, 2023, 42(4): 363-369.
- [11] PAU M, PORTA M, ARIPPA F, et al. Dynamic postural stability, is associated with competitive level, in youth league soccer players [J]. Physical therapy in sport, 2018, 35: 36-41.
- [12] 马玉丹, 温朝晖, 具中山, 等. 基于惯性测量单元的女子速度滑冰运动员下肢运动协调特征研究[J]. 北京体育大学学报, 2021, 44(12): 98-109.
- [13] HERB C, BLEMKER S, SALIBA S, et al. Chronic ankle instability patients exhibit higher variability in lower extremity joint-coupling variability during drop vertical jumps [J]. Journal of biomechanics, 2020, 99(C): 109479. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2019.109479.
- [14] SENELI R M, BESCHORNER K E, KEENAN K, et al. Foot joint coupling variability differences between habitual rearfoot and forefoot runners prior to and following an exhaustive run [J]. Journal of electromyography and kinesiology, 2021, 57: 102514. DOI: 10.1016/j.jelekin.2021.102514.
- [15] 张帆, 王长生, 祝捷, 等. 上、下楼梯时认知任务介入对下肢协调性影响的研究[J]. 体育科学, 2015, 35(1): 44-53.
- [16] 臧宇, 许盼林, 项晓琰, 等. 高水平短跑运动员跳深动作表现分析: 下肢关节生物力学视角[J]. 体育科学, 2023, 43(1): 41-49.
- [17] ROGER K, JACOB T, DAVIS H, et al. The effects of firefighter equipment and gear on the static and dynamic postural stability of fire cadets [J]. Gait & Posture, 2021, 88: 292-296.
- [18] 李旭鸿, 范年春, 韩斌, 等. 落地高度和性别对单脚落地下肢关节矢状面内运动学、动力学和能量耗散的影响[J]. 中国运动医学杂志, 2016, 35(4): 327-332.
- [19] SAWKINS K, REFSHAUGE K, KILBREATH S, et al. The placebo effect of ankle taping in ankle instability [J]. Med sci sports exercise, 2007, 39(5): 781-787.
- [20] CHANG R, EMMERIK V R, HAMILL J. Quantifying rearfoot - forefoot coordination in human walking [J]. Journal of biomechanics, 2008, 41(14): 3101-3105.
- [21] NEEDHAM R, NAEMI R, CHOCKALINGAM N. Quantifying lumbar - pelvis coordination during gait using a modified vector coding technique [J]. Journal of biomechanics, 2014, 47(5): 1020-1026.
- [22] 王佳伟, 刘晔. 不同高度跳深时髌、膝关节协调模式与下肢肌肉活动的关系[J]. 中国组织工程研究, 2023, 27(2): 276-281.
- [23] HAMILL J, HADDAD M J, MCDERMOTT J W. Issues in quantifying variability from a dynamical systems perspective [J]. Journal of applied biomechanics, 2000, 16(4): 407-418.
- [24] BUTTON C, WHEAT J, LAMB P. Why coordination dynamics is relevant for studying sport performance [J]. Complex systems in sport, 2013: 44-61. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.12.005.
- [25] EVANGELOS P, MARSHALL H, ALI S, et al. Biomechanical differences between unilateral and bilateral landings from a jump: gender differences [J]. Clinical journal of sport medicine: official journal of the canadian academy of sport medicine, 2007, 17(4): 263-268.
- [26] BING Y, CHENG-FENG L, et al. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task [J]. Clinical biomechanics (Bristol, Avon), 2006, 21(3): 297-305.
- [27] SEEGMILLER J G. Ground reaction forces among gymnasts and recreational athletes in drop landings [J]. Journal of athletic training, 2003, 38(4): 311-314.
- [28] DECKER J M, TORRY R M, WYLAND J D, et al. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing [J]. Clinical biomechanics, 2003, 18(7): 662-669.
- [29] BOBBERT M F. Coordination in vertical jumping [J]. Journal of biomechanics, 1988, 21(3): 249-262.
- [30] HSIEN-TE P, CHEN-YI S, WALLACE J B, et al. Effects of relative drop heights of drop jump biomechanics in male volleyball players [J]. International journal of sports medicine, 2019, 40(13): 863-870.
- [31] YEOW C, LEE P, GOH J. Sagittal knee joint kinematics and energetics in response to different landing heights and techniques [J]. The knee, 2009, 17(2): 127-131.
- [32] PAMUKOFF D N, HOLMES S C, GARCIA S A, et al. Lower extremity coordination and joint kinetic distribution during gait in adults with and without Prader-Willi Syndrome [J]. Journal of biomechanics, 2022, 141: 111213-111213.
- [33] KOMSAK S, ROONGTIWA V, SARUN S, et al. Knee joint coordination during single-leg landing in different directions [J]. Sports biomechanics, 2018, 19(5): 652-664.
- [34] LLOYD G D, BUCHANAN S T. Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee [J]. Journal of biomechanics, 2001, 34(10): 1257-1267.
- [35] HUURNINK A, FRANSZ P D, KINGMA I, et al. The assessment of single-leg drop jump landing performance by means of ground reaction forces: A methodological study [J]. Gait & Posture, 2019, 73(C): 80-85.
- [36] SATOSHI A, NORIAKI M, MAKOTO K, et al. Morphological and functional characteristics of the peroneus muscles in patients with lateral ankle sprain: an ultrasound-based study [J]. Medicina, 2022, 58(1): 70-70.
- [37] DEVITA P, SKELLY W A. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity [J]. Medicine and science in sports and exercise, 1992, 24(1): 108-115.