

文章编号: 1004-7220(2024)01-0118-07

不同躯干约束下蹲姿对人体下肢运动学和动力学的的影响

郝乐天, 陈纪均, 杨亦敏, 赵麒, 王萌, 高境辰, 张美珍

(太原理工大学体育学院, 太原 030024)

摘要:目的 探究躯干控制对青年群体亚洲蹲和西方蹲时下肢运动生物力学特征的影响,为深蹲训练的应用和推广提供实证性依据。**方法** 24名健康男性青年大学生在带杆、无杆控制条件下进行亚洲蹲和西方蹲,运用红外光点运动捕捉系统和三维测力台采集其下肢运动学和动力学特征。通过Cortex-642.6.2软件,根据欧拉角方法计算获得下肢三维角度,运用逆动力学方法得到三维力矩。通过2×2重复设计的双因素方差分析检验躯干控制和深蹲姿势对下肢运动特征的影响。**结果** 躯干控制和深蹲姿势对运动学和动力学参数均无显著性交互作用($P>0.05$)。西方蹲具有较大的膝关节屈曲角、髌股关节接触力峰值、髌膝伸展力矩峰值之比,较小的踝关节背屈角、髌关节屈曲角($P<0.05$)。带杆深蹲具有较大的踝关节背屈角、髌股关节接触力峰值和髌关节屈曲角,较小的膝关节屈曲角、髌膝伸展力矩峰值之比($P<0.05$)。**结论** 西方蹲有助于训练伸髌肌群肌力,亚洲蹲则有助于训练伸膝肌群肌力。西方蹲髌股关节接触力峰值显著大于亚洲蹲,故推荐髌股关节痛患者采用亚洲蹲。带杆深蹲可补偿人体平衡,建议由于踝关节背屈活动范围受限或胫骨前肌无力人群可以考虑进行带杆深蹲等躯干控制训练,有助于提高深蹲时下肢稳定性。

关键词: 亚洲蹲; 西方蹲; 躯干控制; 运动学; 动力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.01.017

Effects of Different Trunk-Restraint Squatting Postures on Human Lower Limb Kinematics and Dynamics

HAO Letian, CHEN Jijun, YANG Yimin, ZHAO Qi, WANG Meng, GAO Jingchen, ZHANG Meizhen

(College of Physical Education, Taiyuan University of Technology, Taiyuan, 030024, China)

Abstract: Objective To investigate the effect of trunk control on the biomechanical characteristics of lower limb movements during Asian squats (AS) and Western squats (WS) in young adults to provide empirical support for the application and promotion of deep squat training. **Methods** Twenty-four healthy young male collegiate students performed AS and WS with and without bar control, and their lower limb kinematic and kinetic characteristics were collected using an infrared light-point motion capture system and a three-dimensional (3D) dynamometer. The 3D angles of the lower limbs were obtained using Cortex-642.6.2 software, based on the calculation of Euler angles, and the 3D moments were obtained by applying the inverse dynamics method. The effects of trunk control and deep squatting posture on the lower limb kinematic characteristics were examined

收稿日期: 2023-05-15; 修回日期: 2023-06-28

基金项目: 2022年国家级大学生创新创业项目(202210112019)

通信作者: 张美珍, 教授, 硕士生导师, E-mail: meizhen1116@163.com

using a two-factor analysis of variance with a 2×2 repeated design. **Results** There was no significant interaction between trunk control and the deep squatting posture for either kinematic or kinetic parameters ($P > 0.05$). The WS group had a large knee flexion angle, peak patellofemoral contact force, and ratio of peak hip and knee extension moments, and small ankle dorsiflexion and hip flexion angles ($P < 0.05$). The deep squat with a bar had a large ankle dorsiflexion angle, peak patellofemoral contact force, and hip flexion angle as well as a small knee flexion angle and ratio of peak hip and knee extension moments ($P < 0.05$). **Conclusions** WS is helpful for training hip extension muscle groups, whereas AS is helpful for training knee extension muscle strength. The peak patellofemoral joint contact force of the WS is significantly greater than that of the AS; therefore, it is recommended that patients with patellofemoral joint pain use the AS. A squat with a bar can compensate for the body's balance; thus, people with limited ankle dorsiflexion range of motion or anterior tibial muscle weakness may consider trunk control training, such as a deep squat with a bar. This may help improve lower limb stability during squats.

Key words: Asian squat; Western squat; trunk control; kinematics; kinetics

下蹲是人体日常动作和体育运动技能的基本活动,普遍存在于生活实践中,同时亦广泛应用于体育训练、损伤预防和运动康复等方面^[1]。下蹲训练变式多样,可按照足部姿势、下蹲深度、负重等控制条件区分^[2-4]。其中,采用不同足姿变式深蹲成为一种主流的训练手段,不同的足部姿势会引起髌、膝关节运动策略的改变,以更好实现特定的训练目标^[5]。

深蹲足部姿势的变式之一为足跟着地方式。其中,进行全脚掌着地的亚洲蹲训练可以使股四头肌、腓绳肌和腓肠肌高度激活,从而有效地发展髌、膝和踝关节肌肉力量^[6]。然而,对踝关节背屈功能受限的人群进行全脚掌着地的深蹲训练具有一定难度,故通过提踵西方蹲完成深蹲动作。另外,利用提踵的方式进行深蹲训练,对矫正膝关节内侧位移和恢复受限肌群功能有积极影响^[4]。深蹲动作是躯干、大腿、小腿、足4个环节协同作用的复杂且连续的动作^[7]。深蹲时,各个环节的姿势控制会对其他环节的生物力学特征产生影响,其中躯干控制对深蹲训练的影响十分显著^[8]。研究表明,在深蹲时,躯干控制会影响膝关节的运动策略,从而改变髌股和胫股关节应力^[9]。另有研究发现,在保加利亚深蹲训练中,躯干前倾可以显著减小膝关节屈曲力矩,使腓绳肌和股四头肌肌肉激活增加,从而可能降低膝关节前交叉韧带损伤风险^[7]。由此可见,躯干前倾可以改变深蹲时下肢关节生物力学和肌肉激活模式。王凡嘉等^[10]探究了在尽可能保持躯干直立情况下亚洲蹲与西方蹲下肢运动生物力学

差异,但该研究未涉及在不同躯干控制下躯干约束对两种蹲姿的影响。

本文通过带杆约束脊柱弯曲程度从而达到控制躯干姿势目的,探究不同躯干姿势控制在不同深蹲动作中对下肢生物力学特征的影响,为深蹲训练的应用提供参考;同时,本文也对躯干姿势控制对髌股关节受力及膝关节运动损伤发生风险的影响进行分析,为科学深蹲健身训练提供理论参考。本文根据以往研究结论和本研究目的,做出如下假设:①深蹲姿势会改变下肢运动生物力学特征,亚洲蹲可能会改变髌、踝关节的运动策略,如增大髌关节屈曲角和踝关节背屈角;②带杆深蹲可能会对髌股关节运动策略产生影响,如产生更大的髌股关节接触力。

1 研究方法

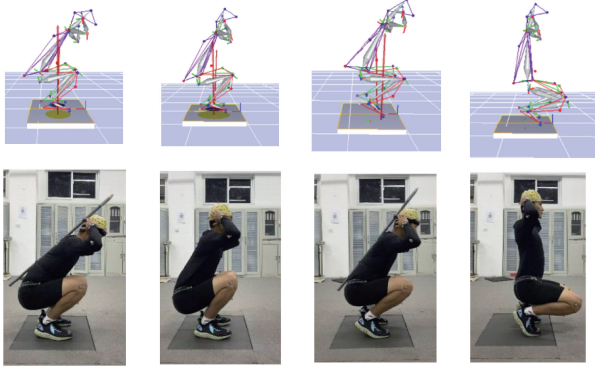
1.1 受试者

招募24名健康大学生为研究对象,年龄(19.8 ± 1.7)岁,身高(180.0 ± 5.0)cm,体质量(71.6 ± 6.2)kg,要求受试者实验前24h未从事剧烈运动,无下肢损伤史,并已在训练或练习中熟练掌握亚洲蹲与西方蹲。测试前要求受试者签署知情同意书。

1.2 数据采集

受试者穿着实验室提供的测试用鞋和紧身衣裤。在经过热身活动后,为受试者粘贴反光标志点,具体贴点位置依据Helen Hayes模型。口令发出后,受试者分别随机进行带杆亚洲蹲、无杆亚洲蹲、带杆西方蹲、无杆西方蹲的4种深蹲姿势(见

图1),对4种深蹲姿势测试顺序设置不同编号,利用随机数生成器设计出随机顺序。亚洲蹲要求全脚掌着地,西方蹲要求前脚掌着地;带杆深蹲要求躯干尽可能贴合杆保持中立,无杆深蹲则要求身体尽可能前倾。测试过程中,运用12镜头红外光点三维运动捕捉系统(Nokov Mars2H,北京度量科技有限公司)及三维测力台(Betec公司,美国)同步采集运动学和动力学数据,采样频率分别为200、1 000 Hz。每名受试者每个动作均采集3次有效数据。



(a) 带杆亚洲蹲 (b) 无杆亚洲蹲 (c) 带杆西方蹲 (d) 无杆西方蹲

图1 深蹲姿势示意图

Fig.1 Diagram of deep squatting posture (a) Asian squat with a bar, (b) Asian squat without a bar, (c) Western squat with a bar, (d) Western squat without a bar

1.3 数据处理

通过Cortex-642.6.2(Motion Analysis公司,美国)软件对运动学、动力学数据进行处理。采用截断频率为13 Hz的Butterworth对所有标志点三维坐标进行平滑^[12],根据反光标志点建立人体环节多刚体模型,采用欧拉角方法计算下肢三维角度。髌关节角度为股骨坐标系相对于骨盆坐标系的转动,膝关节角度为小腿坐标系相对于股骨坐标系的转动,踝关节角度为足坐标系相对于小腿坐标系的转动,环节绕 x 、 y 、 z 轴依次转动,以此获得关节在矢状面(屈曲)、额状面(外翻)和水平面(内旋)的角度。动力学数据则先将原始数据进行50 Hz低通滤波,之后通过逆动力学方法计算下肢三维力矩。下蹲-起立动作过程定义为从身体直立开始缓慢下蹲至身体再次直立为结束,动作开始时刻定义为基线角度+3倍标准差所对应的时刻,其中基线角度为身体直立稳定状态0.5 s内膝关节角度均值,动作结束时刻则为与动作开始时膝关节角度再次相等的

时刻^[11]。此外,根据膝关节屈曲角峰值时刻划分下降期和上升期。髌膝伸展力矩峰值之比为髌关节伸展力矩峰值除以膝关节伸展力矩峰值^[12]。本研究引用Bressel^[13]的计算模型。髌骨与股骨接触面积主要依据Vannatta等^[14]使用的模型回归方程得到,在上述基础上完成髌股关节应力(patellofemoral joint stress, PFJS)的计算:

$$F_Q(\theta_i) = M_{EXT}(\theta_i)/L_q(\theta_i) \quad (1)$$

式中: F_Q 为股四头肌肌力; M_{EXT} 为膝关节伸膝力矩; L_q 为股四头肌有效肌力臂; θ_i 为第 i 帧膝关节屈伸角度。

本文同样假设下蹲过程中矢状面净膝关节力矩为正值时即为伸膝力矩:

$$M_{EXT} = M_{NET} \quad (2)$$

式中: M_{NET} 为矢状面膝关节净力矩(单位: $N \cdot m$)。

L_q 为矢状面膝关节角度 θ 的函数:

$$L_q = \begin{cases} 0.036\theta + 3.0, & 0^\circ \leq \theta < 30^\circ \\ -0.043\theta + 5.4, & 30^\circ \leq \theta < 60^\circ \\ -0.027\theta + 4.3, & 60^\circ \leq \theta < 90^\circ \\ 2.0, & 90^\circ \leq \theta \end{cases} \quad (3)$$

髌股关节力 F_{PF} 计算公式如下:

$$F_{PF} = 2F_Q \sin(\beta/2) \quad (4)$$

$$\beta = 30.46 + 0.53(\theta) \quad (5)$$

式中: β 为股四头肌肌力线与髌韧带拉力线之间的夹角,定义见图2。

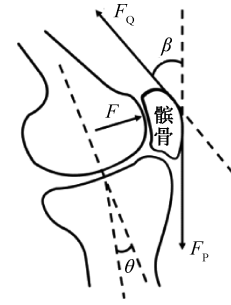


图2 髌股关节隔离体及角度示意图^[15]

Fig.2 Schematic diagram of patellofemoral joint isolation body and angle^[15]

髌骨与股骨的接触面积计算公式如下:

$$S_{PFCA}(\theta_i) = 0.0781 \times \theta_i^2 + 0.6763 \times \theta_i + 151.75 \quad (6)$$

式中: $S_{PFCA}(\theta_i)$ 为髌骨与股骨的接触面积; θ 为矢状面膝关节角度。最终得到髌股关节应力:

$$P_{PFJS}(\theta_i) = F_{PF}(\theta_i)/S_{PFCA}(\theta_i) \quad (7)$$

1.4 统计分析

本文通过 Shapiro-Wilk 检验来确定是否服从正态分布。经检验,本研究数据均符合正态分布,应用 SPSS 26.0 进行 2×2 重复设计的双因素方差分析,检验不同躯干控制(带杆、无杆)和深蹲姿势(亚洲蹲、西方蹲)对下肢运动学和动力学的影响。若存在交互作用,则运用配对样本 t 检验分别比较两种深蹲姿势和躯干控制间是否具有差异,其显著性标准定为一类误差概率不大于 0.05。

2 研究结果

双因素方差分析结果显示,深蹲和躯干控制对

本研究所有指标均无显著性交互作用($P > 0.05$)。

2.1 踝关节生物力学

不论躯干控制,相比亚洲蹲,西方蹲具有显著较大的膝关节屈曲角峰值时刻的踝关节背屈力矩($0.029\text{BH} \times \text{BW}$ vs $0.059\text{BH} \times \text{BW}$, $P < 0.001$)、外翻力矩($-0.008\text{BH} \times \text{BW}$ vs $-0.015\text{BH} \times \text{BW}$, $P < 0.001$),以及较小的踝关节背屈角(18.4° vs 17.1° , $P < 0.001$)、踝关节外翻角(-7.8° vs 5.9° , $P = 0.002$)和踝关节内旋角(5.2° vs -8.2° , $P < 0.001$)。不论深蹲动作,带杆深蹲时踝关节背屈角峰值时刻踝关节背屈角(18.5° vs 17.1° , $P = 0.008$)大于无杆深蹲时(见表 1)。

表 1 深蹲和躯干控制对膝关节屈曲角峰值时刻踝关节运动学和动力学的影响 ($n=24$)

Tab. 1 Effects of deep squat and trunk control on ankle joint kinematics and kinetics at the moment of peak knee flexion angle

参数	无杆深蹲		带杆深蹲	
	亚洲蹲	西方蹲	亚洲蹲	西方蹲
踝关节背屈角/ $(^\circ)$	17.5±6.6 [#]	16.6±5.0 [#]	19.4±5.9	17.6±4.8
踝关节外翻角/ $(^\circ)$	-8.5±1.7 [*]	-5.7±1.1	-7.0±2.8 [*]	-6.2±1.2
踝关节内旋角/ $(^\circ)$	6.9±1.4 [*]	9.2±2.3	6.0±2.8 [*]	9.6±2.7
踝关节背屈力矩/(BH×BW)	0.027±0.016 [*]	0.059±0.011	0.032±0.016 [*]	0.060±0.011
踝关节外翻力矩/(BH×BW)	-0.009±0.004 [*]	-0.016±0.006	-0.010±0.003 [*]	-0.015±0.005
踝关节内外旋力矩/(BH×BW)	0.002±0.001	-0.006±0.004	0.007±0.001	-0.006±0.002

注: BH、BW 分别表示身高和体重; * 表示亚洲蹲与西方蹲之间有显著性差异, # 表示无杆深蹲与带杆深蹲之间有显著性差异,下同。

2.2 膝关节生物力学

不论躯干控制,相比亚洲蹲,西方蹲的膝关节屈曲角峰值时刻的膝关节屈曲角(140.0° vs 146.2° , $P < 0.001$)、外旋角(-3.1° vs -11.8° , $P < 0.001$)、伸展力矩($-0.098\text{BH} \times \text{BW}$ vs $-0.126\text{BH} \times \text{BW}$, $P < 0.001$)、外翻力矩($0.014\text{BH} \times \text{BW}$ vs $-0.021\text{BH} \times \text{BW}$, $P = 0.008$)和内旋力矩($0.005\text{BH} \times \text{BW}$ vs $0.008\text{BH} \times \text{BW}$, $P < 0.001$)明显增大。髌膝

伸展力矩峰值之比方面,西方蹲的髌膝伸展力矩峰值之比显著大于亚洲蹲(4.5 vs 0.7 , $P = 0.038$)。不论深蹲动作,带杆深蹲的膝关节屈曲角峰值时刻膝关节屈曲角(141.6° vs 144.6° , $P < 0.001$)、外翻角(-1.7° vs -3.1° , $P = 0.009$)显著小于无杆深蹲(见表 2)。相比带杆深蹲,无杆深蹲的髌膝伸展力矩峰值之比增大(2.5 vs 2.7 , $P < 0.001$),见图 3。

表 2 深蹲和躯干控制对膝关节屈曲角峰值时刻膝关节运动学和动力学的影响 ($n=24$)

Tab. 2 Effect of deep squat and trunk control on knee kinematics and kinetics at the moment of peak knee flexion angle

参数	无杆深蹲		带杆深蹲	
	亚洲蹲	西方蹲	亚洲蹲	西方蹲
膝关节屈曲角/ $(^\circ)$	142.9±9.4 ^{**}	147.2±6.7 [#]	138.1±11.1 [*]	145.2±3.2
膝关节外翻角/ $(^\circ)$	-1.9±0.7 [#]	-3.2±1.8 [#]	-1.3±0.4	-2.9±0.8
膝关节内外旋角/ $(^\circ)$	-4.3±1.7 [*]	-12.6±3.6	1.9±0.8 [*]	-11.2±2.7
膝关节伸展力矩/(BH×BW)	-0.096±0.025 [*]	-0.122±0.032	-0.102±0.026 [*]	-0.131±0.032
膝关节内外翻力矩/(BH×BW)	0.015±0.003 [*]	-0.019±0.004	0.014±0.002 [*]	-0.023±0.010
膝关节内外旋力矩/(BH×BW)	0.006±0.002 [*]	0.008±0.002	0.005±0.002 [*]	0.007±0.001

2.3 髌股关节动力学

不论躯干控制,西方蹲时髌股关节接触力峰值

显著大于亚洲蹲(21.1BW vs 12.0BW , $P < 0.001$)。

不论深蹲动作,带杆深蹲时髌股关节接触力峰值显

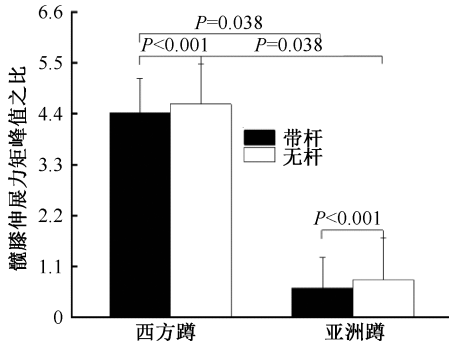
图3 髌膝伸展力矩峰值之比 ($n=24$)

Fig. 3 Ratio of peak hip and knee extension moments

著大于无杆时 (17.3BW vs 15.8BW , $P=0.038$), 见表3。

2.4 髌关节生物力学

不论躯干控制, 相比亚洲蹲, 西方蹲的膝关节屈曲角峰值时刻髌关节外翻角 (-15.0° vs -17.9° ,

表3 深蹲和躯干控制对髌股关节动力学的影响 ($n=24$)

Tab. 3 Effects of deep squat and trunk control on patellofemoral joint dynamics

参数	无杆深蹲		带杆深蹲	
	亚洲蹲	西方蹲	亚洲蹲	西方蹲
髌骨关节接触力峰值/BW	$11.5 \pm 4.0^{* \#}$	$20.1 \pm 5.0^{\#}$	$12.5 \pm 3.9^*$	22.1 ± 4.5
髌骨关节应力峰值/MPa	18.3 ± 2.7	19.8 ± 5.1	-19.1 ± 3.8	17.9 ± 3.7

$P<0.001$) 和外旋角 (-3.8° vs -7.0° , $P<0.001$) 明显增大, 髌关节屈曲角 (96.8° vs 93.9° , $P<0.001$)、屈曲力矩 ($0.095\text{BH} \times \text{BW}$ vs $0.075 \times \text{BW}$, $P<0.001$)、外翻力矩 ($-0.048\text{BH} \times \text{BW}$ vs $0.006\text{BH} \times \text{BW}$, $P=0.013$) 和内旋力矩 ($0.053\text{BH} \times \text{BW}$ vs $0.006\text{BH} \times \text{BW}$, $P<0.001$) 明显减小。不论深蹲动作, 带杆深蹲时膝关节屈曲角峰值时刻髌关节屈曲角 (96.6° vs 94.1° , $P<0.001$) 大于无杆深蹲时 (见表4)。

表4 深蹲和躯干控制对膝关节屈曲角峰值时刻髌关节运动学和动力学的影响 ($n=24$)

Tab. 4 Effects of deep squat and trunk control on hip kinematics and kinetics at the moment of peak knee flexion angle

参数	无杆深蹲		带杆深蹲	
	亚洲蹲	西方蹲	亚洲蹲	西方蹲
髌关节屈曲角/ $^\circ$	$95.6 \pm 5.1^{* \#}$	$92.6 \pm 7.4^{\#}$	$97.9 \pm 3.1^*$	95.3 ± 7.4
髌关节外翻角/ $^\circ$	$-14.7 \pm 5.7^*$	-18.3 ± 4.3	$-15.3 \pm 6.7^*$	-17.7 ± 3.4
髌关节外旋角/ $^\circ$	$-4.4 \pm 0.9^*$	-8.3 ± 2.8	$-3.2 \pm 0.6^*$	-5.8 ± 1.2
髌关节屈曲力矩/($\text{BH} \times \text{BW}$)	$0.093 \pm 0.032^*$	0.072 ± 0.017	$0.097 \pm 0.030^*$	0.078 ± 0.021
髌关节内外翻力矩/($\text{BH} \times \text{BW}$)	$-0.090 \pm 0.033^*$	0.006 ± 0.001	$-0.007 \pm 0.002^*$	0.006 ± 0.003
髌关节内旋力矩/($\text{BH} \times \text{BW}$)	$0.092 \pm 0.016^*$	0.007 ± 0.001	$0.014 \pm 0.005^*$	0.006 ± 0.001

3 讨论

本文旨在讨论深蹲动作和躯干控制对下肢运动生物力学特性的影响。本研究支持第1个假设, 相比西方蹲, 亚洲蹲时髌关节屈曲角和踝关节外翻角均增大。王凡嘉等^[10]研究表明, 亚洲蹲和西方蹲的关节运动学和动力学具有诸多显著性差异, 亚洲蹲较西方蹲躯干屈曲角、骨盆前倾角、髌关节屈曲角、胫骨前肌肌力更大。该结论与本研究结果一致, 推测原因是亚洲蹲在下蹲过程中需要保持全脚掌着地, 从而迫使人体重心后移, 故需要通过增加躯干屈曲角、骨盆前倾角、髌关节屈曲角、胫骨前肌肌力进而促使重心前移, 最终达到维持人体平衡的目的。不难看出, 这是一种平衡补偿策略。因此, 建议踝关节背屈活动范围受限或胫骨前肌无力人群采用西方蹲训练更为安全^[16]。本文认为, 此类患者

亚洲蹲时下肢稳定性较差, 在深蹲训练中难以保持平衡, 从而影响训练效果。本文发现, 西方蹲髌股关节接触力峰值显著大于亚洲蹲, 推测原因是西方蹲相比亚洲蹲膝关节屈曲角更大。根据前人研究可知, 髌股关节接触力随着膝关节屈曲角的增加而增加^[17]。髌股关节接触力增加被认为是导致髌股关节疼痛综合征的原因之一^[18]。然而, 膝关节高屈曲活动在亚洲国家的日常生活及某些职业中极为常见, 且有关利用膝关节抗阻训练 (膝关节高屈曲角深蹲) 的深蹲训练提升股四头肌肌力的研究已有报道^[19]。因此, 在日常生活或进行深蹲训练时, 推荐采用髌股关节接触力峰值较小的亚洲蹲。本文发现, 西方蹲的髌膝伸展力矩峰值之比显著大于亚洲蹲, 由此说明西方蹲以髌关节为主导蹲起, 即更选择性地募集伸髌肌群, 而亚洲蹲以膝关节为主导, 即更选择性地募集伸膝肌群。该结果提示, 西

方蹲训练有利于增强膝关节伸肌肌力,亚洲蹲训练有利于增强髌关节伸肌肌力。因此,在制定训练计划时,建议根据自身的训练目标采用不同深蹲姿势。例如,膝关节术后人群会出现伸髌肌群力量下降,进行肌力恢复训练时可采用伸髌肌群参与度更高的西方蹲训练^[20];田径类运动员进行股四头肌肌力训练时,推荐采用伸膝肌群参与度更高的亚洲蹲训练^[21]。

本文发现,相比无杆深蹲,带杆深蹲的髌关节屈曲角、踝关节背屈角增大,推测原因是带杆深蹲时由于外部装置将躯干控制在相对中立的位置,导致髌关节屈曲角、踝关节背屈角增大补偿人体平衡^[22]。本文认为,在康复训练中,考虑加入带杆深蹲等躯干控制训练可能会帮助改善踝关节活动范围受限和胫骨前肌肌力薄弱、反应延迟,进而有利于提高下肢稳定性。关于髌膝伸展力矩峰值之比,有研究认为,躯干保持中立在深蹲时将会募集更多的伸膝肌群^[23]。在上升阶段,躯干相对中立深蹲时股内侧肌的激活程度高于躯干前倾式深蹲时,躯干前倾式深蹲时半腱肌的激活程度高于躯干中立深蹲时。躯干前倾深蹲时更大的外部阻力和更倾斜的躯干产生了更大的阻力,这需要更大的肌肉力量来平衡。本文结果与前人研究一致,相比无杆深蹲,膝伸展力矩峰值之比减小,说明带杆深蹲更选择性地募集伸膝肌群。由此提示,在深蹲训练中,应选择尽可能保持躯干中立的方式来训练股内侧肌等伸膝肌群肌力。同时,本文还发现,相比带杆深蹲,无杆深蹲更选择性地募集伸髌肌群,该结果与前人的研究结论吻合。躯干前倾的姿势刺激伸髌肌群活动增加,且增强髌关节肌肉力量已经被证明是缓解髌股关节痛患者疼痛的有效训练手段^[24]。本文还发现,相比无杆深蹲,带杆深蹲具有更大的髌股关节接触力。该结果支持本文的第2个假设,故建议髌股关节痛患者在康复训练时选择躯干前倾式深蹲,以增强伸髌肌群肌力。

综上所述,两种深蹲动作与不同躯干控制下的关节运动学、动力学以及关节参与情况均有显著差异。带杆深蹲或亚洲蹲时髌关节屈曲角增大、西方蹲或带杆深蹲会产生更大的髌股关节接触力以及无杆深蹲或西方蹲时以髌关节为主导蹲起,带杆深蹲或亚洲蹲时则以膝关节为主导蹲起。

这些研究结论也提示,在为不同训练需求人群制定训练方案时,应根据不同训练目标选择性地设计训练方式。

虽然本文讨论了不同躯干控制和深蹲动作对下肢运动学和动力学的影响,然而实验测试的两种蹲姿均是在自重情况下进行,尚不清楚不同负重状态下是否会产生类似的下肢生物力学特征。此外,本实验并未采集肌电数据,后续研究将充分考虑利用肌电数据,进行更为全面的生物力学特征分析,为探究不同躯干控制下深蹲动作的肌力变化规律以及各肌群的参与情况提供更全面的实证支持。

4 结论

不论躯干控制,西方蹲髌膝伸展力矩峰值之比显著大于亚洲蹲,即西方蹲更依赖于募集伸髌肌群。因此,对于前交叉韧带损伤、重建术后康复期出现伸髌肌力衰退的人群,在进行髌关节伸肌群力量训练时推荐西方蹲训练,同时该蹲姿对于膝关节术后股四头肌肌力不足、膝关节稳定性较差的人群更安全。相反,亚洲蹲则更募集伸膝肌群。因此,对于短跑或跳跃类运动员在进行专门股四头肌肌力强化训练时,可选用亚洲蹲训练。西方蹲髌股关节接触力峰值显著大于亚洲蹲,故推荐髌股关节痛患者采用髌股关节接触力峰值较小的亚洲蹲。不论蹲姿,带杆深蹲可通过增大髌关节屈曲角、踝关节背屈角补偿人体平衡,在康复训练中,针对由于踝关节背屈活动范围受限或胫骨前肌无力导致无法进行亚洲蹲的人群,可以进行带杆深蹲等躯干控制训练,可能有助于帮助改善踝关节活动范围受限和胫骨前肌肌力薄弱,进而提高下肢稳定性。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:郝乐天、杨亦敏、陈纪均负责研究设计、数据分析及论文撰写;赵麒、王萌、高境辰负责协助研究实施及数据采集;张美珍负责研究指导及论文审查。

参考文献:

- [1] LORENZETTI S, OSTERMANN M, ZEIDLER F, et al. How to squat? Effects of various stance widths, foot placement angles and level of experience on knee, hip and

- trunk motion and loading [J]. BMC Sports Sci Med Rehabil, 2018, 10: 14.
- [2] CORATELLA G, TORNATORE G, CACCAVALE F, *et al.* The activation of gluteal, thigh, and lower back muscles in different squat variations performed by competitive bodybuilders; Implications for resistance training [J]. Int J Environ Res Public Health, 2021, 18(2): 772.
- [3] KIM SH, KWON OY, PARK KN, *et al.* Lower extremity strength and the range of motion in relation to squat depth [J]. J Hum Kinet, 2015, 45(1): 59-69.
- [4] 张乐, 官赫, 刘海波, 等. 深蹲的国内外最新生物力学研究进展[J]. 医用生物力学, 2017, 32(6): 566-571.
ZHANG L, GONG H, LIU HB, *et al.* Research progress in biomechanics of deep squat [J]. J Med Biomech, 2017, 32(6): 566-571.
- [5] SINCLAIR J, TAYLOR PJ, SHADWELL G, *et al.* Two-experiment examination of habitual and manipulated foot placement angles on the kinetics, kinematics, and muscle forces of the barbell back squat in male lifters [J]. Sensors, 2022, 22(18): 6999.
- [6] DA SILVA JJ, SCHOENFELD BJ, MARCHETTI PN, *et al.* Muscle activation differs between partial and full back squat exercise with external load equated [J]. J Strength Cond Res, 2017, 31(6): 1688-1693.
- [7] 周煜. 不同躯干前倾角度下保加利亚深蹲的下肢生物力学特征分析[D]. 武汉: 武汉体育学院, 2022.
- [8] 陈晨. 躯干位置对自重深蹲运动中下肢生物力学的影响研究[D]. 上海: 上海体育学院, 2019.
- [9] SCHOENFELD BJ. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance [J]. J Strength Cond Res, 2010, 24(12): 3497-3506.
- [10] 王凡嘉, 周晨磊, 罗丽娜, 等. 亚洲蹲和西方蹲的下肢关节运动学和肌肉激活比较[J]. 医用生物力学, 2021, 36(5): 705-711.
WANG FJ, ZHOU CL, LUO LN, *et al.* Comparison of the lower limb kinematics and muscle activation between Asian squat and Western squat [J]. J Med Biomech, 2021, 36(5): 705-711.
- [11] YU B, GABRIEL D, NOBLE L, *et al.* Estimate of the optimum cutoff frequency for the Butterworth low-pass digital filter [J]. J Appl Bionics Biomech, 1999, 15(3): 318-329.
- [12] SALEM GJ, SALINAS R, HARDING FV. Bilateral kinematic and kinetic analysis of the squat exercise after anterior cruciate ligament reconstruction [J]. Arch Phys Med Rehabil, 2003, 84(8): 1211-1216.
- [13] BRESSEL E. The influence of ergometer pedaling direction on peak patellofemoral joint forces [J]. Clin Biomech, 2001, 16(5): 431-437.
- [14] VANNATTA CN, KERNOZEK TW. Patellofemoral joint stress during running with alterations in foot strike pattern [J]. Med Sci Sport Exer, 2015, 47(5): 1001-1008.
- [15] 王宝峰, 杨洋, 王俊清, 等. 12周跑姿再训练对髌股关节受力特征影响的研究[J]. 天津体育学院学报, 2020, 35(5): 549-553.
- [16] GOMES J, NETO T, VAZ JR, *et al.* Is there a relationship between back squat depth, ankle flexibility, and Achilles tendon stiffness? [J]. Sport Biomech, 2022, 21(7): 782-795.
- [17] LOUDON JK. Biomechanics and pathomechanics of the patellofemoral joint [J]. Int J Sports Phys Ther, 2016, 11(6): 820-830.
- [18] LIAO TC, KEYAK JH, POWERS CM. Runners with patellofemoral pain exhibit greater peak patella cartilage stress compared with pain-free runners [J]. J Appl Biomech, 2018, 34(4): 298-305.
- [19] KUBO K, IKEBUKURO T, YATA H. Effects of squat training with different depths on lower limb muscle volumes [J]. Eur J Appl Physiol, 2019, 119(9): 1933-1942.
- [20] ALBERTIN ES, MILEY EN, MAY J, *et al.* The effects of hip mobilizations on patient outcomes; A critically appraised topic [J]. J Sport Rehabil, 2019, 28(4): 390-394.
- [21] MAZANI AA, HAMEDINIA MR, HAGHIGHI AH, *et al.* The effect of high speed strength training with heavy and low workloads on neuromuscular function and maximal concentric quadriceps strength [J]. J Sports Med Phys Fitness, 2017, 58(4): 428-434.
- [22] 潘正晔, 王虹, 蔺世杰, 等. 深蹲动作下三连杆模型的对比分析[J]. 医用生物力学, 2020, 35(6): 658-664.
PAN ZY, WANG H, LIN SJ, *et al.* Comparative analysis of three-link model in deep squatting [J]. J Med Biomech, 2020, 35(6): 658-664.
- [23] YAVUZ HU, ERDAĞ D, AMCA AM, *et al.* Kinematic and EMG activities during front and back squat variations in maximum loads [J]. J Sport Sci, 2015, 33(10): 1058-1066.
- [24] SANTOS TR, OLIVEIRA BA, OCARINO JM, *et al.* Effectiveness of hip muscle strengthening in patellofemoral pain syndrome patients; A systematic review [J]. Braz J Phys Ther, 2015, 19: 167-176.