

文章编号: 1004-7220(2024)03-0457-06

# 连续疲劳干预对膝关节主被动生物力学特性的影响

孔祥飞<sup>1</sup>, 王洪丹<sup>2</sup>, 连子瞻<sup>1</sup>, 姚杰<sup>1</sup>, 樊瑜波<sup>1</sup>

(1. 北京航空航天大学 生物与医学工程学院, 北京 100083; 2. 吉林体育学院, 长春 130022)

**摘要:**目的 探究连续疲劳干预对膝关节主被动生物力学特性的影响。方法 招募 27 位健康大学生在等速力量测试系统上进行疲劳实验。疲劳实验包括 3 个疲劳周期, 每个疲劳周期至少 30 次股四头肌连续等长收缩。对比不同疲劳周期的最大被动力矩、平均最大自主收缩(maximum voluntary contraction, MVC)力矩、股外侧肌和股二头肌肌电积分值以及协同收缩指数(co-contraction index, CI)。结果 疲劳周期 3 后, 最大被动力矩显著下降( $P < 0.05$ )。疲劳周期 1、2、3 过程内平均 MVC 力矩、股外侧肌和股二头肌肌电积分值都显著下降( $P < 0.05$ ), 然而二者 CI 全程无显著变化( $P > 0.05$ )。结论 股四头肌等长收缩训练剂量为 90 次的连续疲劳干预会显著影响膝关节主被动生物力学特性。疲劳干预后, 膝关节抵抗被动屈伸能力下降。并且随着疲劳干预进程, 股四头肌主动收缩能力下降, 股四头肌和腘绳肌肌肉激活也下降, 但二者肌群协同收缩水平不变。这种温和的肌群协同收缩模式有益于保持良性膝关节力学加载环境。研究结果有助于理解疲劳后膝关节主被动生物力学特性。

**关键词:** 连续疲劳; 膝关节; 协同收缩; 等长收缩; 生物力学特性

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.03.012

## Effects of Sustained Fatigue on Passive and Active Biomechanical Characteristics of the Knee

KONG Xiangfei<sup>1</sup>, WANG Hongdan<sup>2</sup>, LIAN Zizhan<sup>1</sup>, YAO Jie<sup>1</sup>, FAN Yubo<sup>1</sup>

(1. School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100083, China; 2. Jilin Sport University, Changchun 130022, China)

**Abstract:** **Objective** To investigate the effect of sustained fatigue on the passive and active biomechanical characteristics of the knee. **Methods** Twenty-seven healthy university students were recruited to perform a fatigue experiment using an isokinetic dynamometer. The fatigue experiment included three fatigue cycles with more than 30 sustained quadriceps submaximal voluntary isometric contractions per cycle. The maximum passive torque, mean maximum voluntary contraction (MVC) torque, integrated electromyography of the vastus lateralis and biceps femoris, and co-contraction index (CI) during different fatigue cycles were compared. **Results** The maximum passive torque decreased significantly only after the 3<sup>rd</sup> fatigue cycle ( $P < 0.05$ ). The mean MVC torque and integrated electromyography of the vastus lateralis and biceps femoris decreased significantly during the 1<sup>st</sup>, 2<sup>nd</sup>, and 3<sup>rd</sup> fatigue cycles ( $P < 0.05$ ). However, the CI did not change significantly ( $P > 0.05$ ). **Conclusions** Sustained fatigue intervention with 90-fold isometric contraction training of the quadriceps significantly affected the active and passive biomechanical properties of the knee. After fatigue intervention, the resistance of the knee

收稿日期: 2023-11-19; 修回日期: 2023-12-06

基金项目: 国家自然科学基金项目(12272033, U20A20390), 载人航天工程航天医学实验领域资助项目(HYZHXM01003), 国家重点研发计划课题(2023YFC3603901), 中央高校基本科研业务费专项资金(YWF-23-YG-QB-008), 中国科协青年人才托举工程(YESS 2015QNRC001)

通信作者: 姚杰, 副教授, E-mail: yaojie@buaa.edu.cn

joint to passive flexion and extension decreased. With fatigue intervention, the active contraction ability of the quadriceps decreased, and the activation of the quadriceps femoris and hamstring muscles also decreased; however, the co-contraction level of the two muscle groups remained unchanged. This mild muscle group co-contraction pattern is beneficial for maintaining a benign mechanical loading environment in the knee joints. These results help us understand the active and passive biomechanical properties of knee joints after fatigue.

**Key words:** sustained fatigue; knee joint; co-contraction; isometric contraction; biomechanical characteristics

疲劳通常被定义为肌肉功能降低,直接表现为肌肉力量和功率下降<sup>[1-2]</sup>。膝关节作为易疲劳的关节之一,疲劳可能会影响膝关节被动生物力学特性<sup>[3-4]</sup>。膝关节被动刚度和被动力矩是膝关节被动生物力学特性的典型指标。其中,疲劳会使膝关节被动刚度显著下降<sup>[5]</sup>。同时,最大被动力矩反映了膝关节抵抗被动伸展的能力。尽管有研究观察到动态拉伸和静态拉伸干预会导致最大被动力矩显著上升<sup>[6-8]</sup>,也有研究认为泡沫轴滚压干预对最大被动力矩没有影响<sup>[9]</sup>。然而,疲劳对最大被动力矩的影响尚未明确。因此,探究疲劳对最大被动力矩的影响,可以更好理解疲劳后膝关节被动生物力学特性。

疲劳与膝关节主动生物力学特性也紧密相关,包括膝关节动态关节刚度、峰值力矩、最大自主收缩(maximum voluntary contraction, MVC)力矩和协同收缩指数(co-contraction index, CI)等典型指标。研究发现,疲劳会导致膝关节动态刚度显著下降<sup>[10-11]</sup>;也有研究认为,疲劳会引起步态中膝关节峰值力矩显著下降<sup>[12]</sup>。此外,股四头肌与腘绳肌二者协同收缩是膝关节主动工作的常见生理现象,有助于控制膝关节内部负荷分布<sup>[13-14]</sup>,以及维持合适关节刚度和关节稳定性<sup>[15]</sup>。McEldowney等<sup>[16]</sup>研究发现,疲劳会使舞蹈运动员落地支撑段膝关节肌群协同收缩显著上升。因此,探究疲劳对CI的影响,有助于理解疲劳后膝关节主动工作的特征。

股四头肌是膝关节主要受力结构,股四头肌等长收缩是膝关节康复训练内容之一<sup>[17-18]</sup>。Anwer等<sup>[19]</sup>研究发现,为期5周的等长收缩训练对于膝关节炎患者有良好收益。Daneshjoo等<sup>[20]</sup>进一步研究表明,不同屈膝角度的股四头肌等长收缩训练可有效预防膝关节损伤。等长收缩模式是一种基础肌肉收缩模式,也是膝关节主动工作方式之一<sup>[21-22]</sup>。因此,探究疲劳对等长收缩模式下主动力矩和CI的影响,有助于理解疲劳后膝关节主动生物力学特性。

本文探究股四头肌连续疲劳干预对膝关节主被动生物力学特性的影响,具体包括最大被动力矩、MVC力矩、股外侧肌(vastus lateralis, VL)和股二头肌(biceps femoris, BF)肌电积分值(integrated electromyography, IEMG)以及二者CI。本研究假设:疲劳对膝关节主被动生物力学特性有显著影响,最大被动力矩、MVC力矩、IEMG<sub>VL</sub>、IEMG<sub>BF</sub>以及二者CI都显著下降。

## 1 材料和方法

### 1.1 研究对象

招募27名健康大学生(14男,13女)作为受试者,年龄(23.7±2.6)岁,身高(1.70±0.08)m,体质量(63.4±12.4)kg。所有受试者自愿签署知情同意书。本研究已获得北京航空航天大学学术审查委员会审查批准(BM20220082)。所有受试者以随机顺序执行实验流程,先进行MVC力矩测试,然后进行疲劳干预,共3个疲劳周期。分别记录不同疲劳周期内膝关节被动力矩、自主收缩力矩和肌肉电信号数据。

### 1.2 疲劳实验

**1.2.1 MVC力矩测试** MVC力矩通过BTE等速力量测试系统(Primus RS, BTE Technologies公司,美国)采集。受试者坐在椅子上进行MVC力矩测试,屈髋90°,屈膝60°,躯干、大腿和踝关节均用绑带固定于等速设备,膝关节轴心与等速设备旋转轴对齐<sup>[23-24]</sup>。所有受试者以踢球习惯发力腿为优势腿,在口头激励下快速伸膝5次,每次持续5s,取最大值作为MVC力矩[见图1(a)]。

**1.2.2 疲劳干预** 受试者在BTE等速力量测试系统进行连续等长收缩诱导疲劳,共3个疲劳周期,每个疲劳周期至少进行30次自主等长收缩,每个疲劳周期间隔60s。记录每个疲劳周期的自主收缩力矩,将力矩总和除以该疲劳周期的收缩次数。当自

主等长收缩力矩降低幅度为 MVC 力矩的 20%, 即判定疲劳<sup>[23,25]</sup>。



图 1 实验场景

Fig. 1 Experimental scene (a) BTE isokinetic dynamometer, (b) Noraxon surface electromyography measurements

### 1.3 膝关节被动力矩

受试者通过等速力量测试系统采集 3 个疲劳周期后的膝关节被动力矩。躯干、大腿和踝关节均用绑带固定, 膝关节轴心与等速力量测试系统旋转轴对齐。被动转动速度设为 5 rad/s, 在完全放松的状态下分别采集疲劳前以及疲劳周期 1、2、3 后膝关节被动力矩。初始位置为小腿自然垂直, 结束位置为膝关节最大极限伸展角度。记录最大伸展角度的被动力矩。

### 1.4 平均 IEMG 和 CI

使用 Noraxon 无线肌电系统 (Desktop DTS 16, Noraxon 公司, 美国) 采集肌肉电信号, 采集频率为 1 kHz, 带宽为 0~500 Hz。在贴敷电极前, 先清洁皮肤表面, 以防止造成信号干扰。根据解剖位置定位, 将成对电极贴放于优势腿的股外侧肌和股二头肌肌腹, 平行于肌纤维放置, 所有受试者优势腿均为右腿 [见图 1(b)]。测试前要求受试者熟悉实验动作。

采集的肌电信号均选择 20~150 Hz 范围进行带通滤波, 并除以最大值进行归一化。VL 和 BF 单次收缩平均 IEMG 计算公式如下:

$$IEMG_{VL} = \frac{1}{n} \int_{t_1}^{t_2} EMG_{VL} dt \quad (1)$$

$$IEMG_{BF} = \frac{1}{n} \int_{t_1}^{t_2} EMG_{BF} dt \quad (2)$$

式中:  $n$  为收缩次数;  $EMG_{VL}$ 、 $EMG_{BF}$  分别为股外侧肌和股二头肌的实时肌电信号。

协同收缩指数 (co-contraction index, CI) 计算公式如下:

$$CI = \frac{IEMG_{BF}}{IEMG_{VL} + IEMG_{BF}} \times 100\% \quad (3)$$

式中:  $t_1$ 、 $t_2$  分别为肌电信号采集时间的初始时刻和结束时刻。疲劳前 CI 取 MVC 测试的肌电信号计算。疲劳周期 1、2、3 内 CI 取相应疲劳周期内自主收缩的肌电信号。

### 1.5 数据统计分析

本文使用 G \* Power 3.1.9.7 软件 (德国基尔大学) 估算最小样本量。统计功效水平  $1-\beta$  取 0.85,  $\alpha=0.05$ , 效应量取 0.50<sup>[26]</sup>, 计算获得最小样本量值为 18。因此, 本研究纳入 27 名受试者符合要求。数据统计分析采用 SPSS 统计软件。涉及如下参数: 最大被动力矩、MVC 力矩、 $IEMG_{VL}$ 、 $IEMG_{BF}$ 、CI。采取夏皮洛威尔克检验确定数据正态分布情况。结果表明, 本研究结果数据均呈现非正态分布, 故数据采用中位数 (25 分位, 75 分位) 的形式来描述。选用费雷德曼 Friedman 重复测量方差进行差异性分析。  $P<0.05$  表示差异有统计学意义。

## 2 结果

### 2.1 最大被动力矩对比结果

相比于疲劳前, 仅有疲劳周期 3 后的最大被动力矩显著下降 ( $P=0.001$ )。疲劳前最大被动力矩为 19.900 (16.200, 26.100) N·m, 疲劳周期 3 后为 19.300 (15.300, 23.700) N·m (见图 2)。

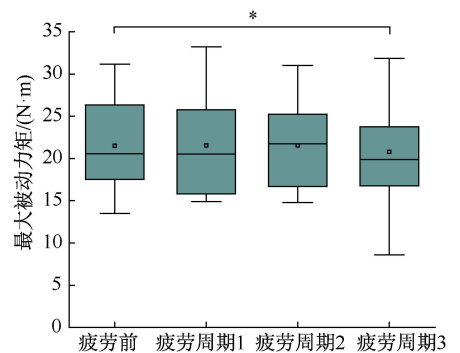


图 2 不同疲劳状态最大被动力矩 ( $P<0.05$ )

Fig. 2 Maximum passive torque in different fatigue conditions

### 2.2 平均 MVC 力矩对比结果

相比于疲劳前, 疲劳周期 1、2、3 内平均 MVC 力

矩显著下降( $P < 0.001, P < 0.001, P = 0.001$ )。疲劳前平均 MVC 力矩为  $61.370 (27.570, 90.020) \text{ N}\cdot\text{m}$ , 疲劳周期 3 内为  $56.060 (19.580, 74.110) \text{ N}\cdot\text{m}$  (见图 3)。

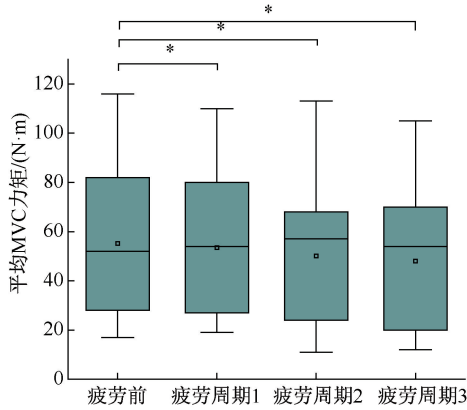


图3 不同疲劳状态平均 MVC 力矩 (\* $P < 0.05$ )

Fig. 3 Mean maximal voluntary contraction torque in different fatigue conditions

### 2.3 IEMG<sub>VL</sub>、IEMG<sub>BF</sub> 对比结果

相比于疲劳前,疲劳周期 1、2、3 内的 IEMG<sub>VL</sub> 呈现显著下降( $P < 0.001, P < 0.001, P = 0.001$ )。疲劳前股 IEMG<sub>VL</sub> 为  $0.018 (0.012, 0.032) \mu\text{V}\cdot\text{s}$ , 疲劳周期 3 内显著下降为  $0.010 (0.005, 0.016) \mu\text{V}\cdot\text{s}$ 。相比于疲劳前,疲劳周期 1、2、3 内 IEMG<sub>BF</sub> 呈现显著下降( $P < 0.001, P < 0.001, P = 0.001$ )。疲劳前 IEMG<sub>BF</sub> 为  $0.019 (0.012, 0.038) \mu\text{V}\cdot\text{s}$ , 疲劳周期 3 内显著下降为  $0.011 (0.006, 0.015) \mu\text{V}\cdot\text{s}$  (见图 4)。

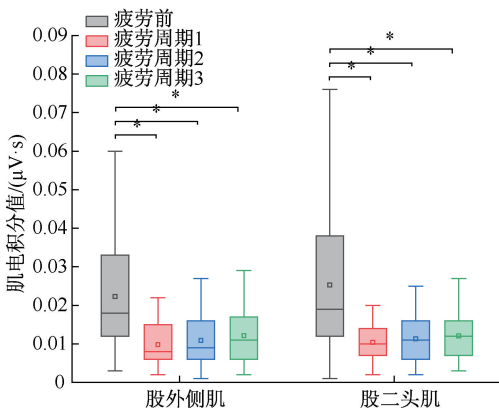


图4 不同疲劳状态股外侧肌和股二头肌肌电积分值(\* $P < 0.05$ )

Fig. 4 Integrated electromyography (IEMG) of vastus lateralis and biceps femoris in different fatigue conditions

### 2.4 CI 对比结果

相比于疲劳前,疲劳周期 1、2、3 内 CI 无显著变化( $P = 0.076$ )。疲劳前 CI 为  $0.531 (0.422, 0.602)$ , 疲劳周期 3 内的 CI 为  $0.515 (0.406, 0.628)$  (见图 5)。

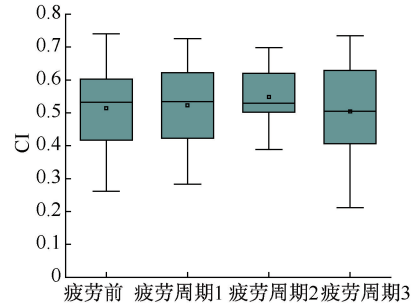


图5 不同疲劳状态股外侧肌和股二头肌协同收缩指数

Fig. 5 Co-contraction index (CI) of vastus lateralis and biceps femoris in different fatigue conditions

## 3 讨论

本研究表明,疲劳对膝关节主被动生物力学特性有显著影响,疲劳周期 3 后膝关节被动力矩显著降低,而疲劳周期 1、2、3 内平均 MVC、IEMG<sub>VL</sub>、IEMG<sub>BF</sub> 都显著降低,而二者协同收缩水平变化无统计学意义。

最大被动力矩是反映膝关节骨骼肌肉系统抵抗被动屈伸能力的指标<sup>[7-8]</sup>。然而,目前关于疲劳与膝关节最大被动力矩之间关系的研究还鲜有报道。有研究表明,静态拉伸和动态拉伸会导致最大被动力矩显著升高<sup>[6-8]</sup>。Chen 等<sup>[27]</sup>研究认为,这与拉伸后膝关节肌肉肌腱的抗拉力显著提高有关,本质上是拉伸后肌肉张力-肌肉长度关系变长。但本文结果显示,60 次等长收缩训练剂量(2 个疲劳周期)未引起最大被动力矩显著变化,而 90 次等长收缩训练剂量(3 个疲劳周期)才导致膝关节被动抵抗屈伸能力下降。

本文显示,平均 MVC 力矩在疲劳周期 1、2、3 过程中显著下降,与 Rozand 等<sup>[1]</sup>发现不同强度疲劳会导致 MVC 力矩下降的结果类似,MVC 力矩下降可能与疲劳后肌肉硬度、肌肉刚度下降有关<sup>[28-30]</sup>。同时,疲劳周期 1、2、3 过程中 IEMG<sub>VL</sub>、IEMG<sub>BF</sub> 降低可能与神经募集能力下降有关<sup>[31]</sup>。本研究计算的 CI 为  $0.406 \sim 0.628$ ,与 Kellis 等<sup>[32]</sup>研究结果( $0.130 \sim 0.708$ )在一定范围吻合。该具体数值符合本研究

股四头肌最大自主等长收缩模式中股四头肌收缩为主、腘绳肌协同收缩为辅的实际情况,后者协同收缩程度弱于股四头肌。

目前鲜有关于疲劳对股四头肌和腘绳肌等长收缩模式下协同收缩影响的研究。McEldowney等<sup>[16]</sup>研究发现,舞蹈运动员疲劳后落地支撑过程中协同收缩上升,需要更高的协同收缩以保证落地过程的关节稳定性。此外,膝关节术后或者膝关节损伤患者步态存在协同收缩异常上升的现象,例如关节置换<sup>[33]</sup>、ACL重建<sup>[34]</sup>、前交叉韧带缺失<sup>[35]</sup>,通常认为这种异常增高的协同收缩与股四头肌萎缩变弱、激活程度不足以及步态中膝关节峰值力矩变小有关,会引起髌股关节面压力增高,是可能导致膝关节严重的病理机制。本研究中,CI计算基于等长收缩模式;而其他研究是基于步态、跳跃等特征动作或向心离心肌肉收缩模式下CI计算,这种不同工况条件的区别可能导致CI变化规律不同。本研究中,连续疲劳干预实际是股四头肌训练剂量90次且在等长收缩模式下完成,虽然达到力矩下降20%为疲劳标准<sup>[36]</sup>,股四头肌自主收缩能力也短暂变弱,但CI仍未显著改善,可以认为环绕膝关节肌群处于良性的协同收缩模式。Kingma等<sup>[37]</sup>研究认为,合适的腘绳肌协同收缩是一种保护膝关节ACL的策略。Nagai等<sup>[38]</sup>也进一步指出,合适的肌群协同收缩水平对于膝关节运动康尤为重要,尤其是爬山和跳深着陆等具体动作<sup>[39-41]</sup>。本文结果可为康复方案中抗阻收缩剂量和肌肉收缩模式提供参考。

## 4 结论

本文结果表明,股四头肌抗等长收缩剂量为90次的连续疲劳干预,会显著影响膝关节层级的主被动生物力学特征。疲劳干预导致膝关节抵抗被动拉伸能力下降,主动收缩能力也下降,但不会影响肌群协同收缩水平。这种温和的协同收缩模式有益于保持良性膝关节力学加载环境。本研究结论有助于了解疲劳后膝关节主被动生物力学特性。

本研究的局限性如下:①参考已有研究涉及膝关节运动测试的实验方法<sup>[42-43]</sup>,仅采集VL和BF的肌电信号,后续研究将会采集更多肌肉的肌电数据,例如股中肌、股内侧肌、半腱肌和半膜肌;②不同疲劳周期中的多次等长收缩肌电值不同,仅取平

均值进行粗略比较,未来将进行整体数据的全面对比分析;③计算了肌肉等长模式下的CI,未来将进一步研究向心、离心收缩模式下的CI。

**利益冲突声明:**无。

**作者贡献声明:**孔祥飞、王洪丹、连子瞻负责实验操作、数据分析及论文撰写;姚杰、樊瑜波负责实验设计、论文写作指导及修改。

## 参考文献:

- [1] ROZAND V, CATTAGNI T, THEUREL J, et al. Neuromuscular fatigue following isometric contractions with similar torque time integral [J]. *Int J Sports Med*, 2015, 36(1): 35-40.
- [2] BOJSEN-MOLLER J, SCHWARTZ S, MAGNUSSON S. Limited difference in time to failure between sustained force and position control contractions with the knee extensors [J]. *Scand J Med Sci Sports*, 2011, 21(6): 48-55.
- [3] ROZZI S, LEPHART S, FU F. Effects of muscular fatigue on knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female athletes [J]. *J Athl Train*, 1999, 34(2): 106-114.
- [4] HERDA T, HERDA N, COSTA P, et al. The effects of dynamic stretching on the passive properties of the muscle-tendon unit [J]. *J Sports Sci*, 1999, 31(5): 479-487.
- [5] KONG X, LIAN Z, YAN Y, et al. The responses of continuous knee passive stiffness following fatigue [J]. *J Med Biol Eng*, 2023, 43(5): 596-602.
- [6] IWATA M, YAMAMOTO A, MATSUO S, et al. Dynamic stretching has sustained effects on range of motion and passive stiffness of the hamstring muscles [J]. *J Sports Sci Med*, 2019, 18(1): 13-20.
- [7] MATSUO S, SUZUKI S, IWATA M, et al. Changes in force and stiffness after static stretching of eccentrically-damaged hamstrings [J]. *Eur J Appl Physiol*, 2015, 115(5): 981-991.
- [8] KATAURA S, SUZUKI S, MATSUO S, et al. Acute effects of the different intensity of static stretching on flexibility and isometric muscle force [J]. *J Strength Cond Res*, 2017, 31(12): 3403-3410.
- [9] KRAUSE F, WILKE J, NIEDERER D, et al. Acute effects of foam rolling on passive stiffness, stretch sensation and fascial sliding: A randomized controlled trial [J]. *Mov Sci*, 2019, 67(1): 102514.
- [10] SHAO E, LU Z, CEN X, et al. The effect of fatigue on lower limb joint stiffness at different walking speeds [J]. *Diagnostics*, 2022, 12(6): 1470.
- [11] WANG D, DEVITO G, DITROILO M, et al. Effect of sex

- and fatigue on muscle stiffness and musculoarticular stiffness of the knee joint in a young active population [J]. *J Sports Sci*, 2017, 35(16): 1582-1591.
- [12] PARIJAT P, LOCKHART T. Effects of quadriceps fatigue on the biomechanics of gait and slip propensity [J]. *Gait Posture*, 2008, 28(4): 568-573.
- [13] BARATTA R, SOLOMONOW M, ZHOU B, *et al.* Muscular coactivation—The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability [J]. *Am J Sports Med*, 1988, 16(2): 113-122.
- [14] SOLOMONOW M, BARATTA R, ZHOU B, *et al.* The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability [J]. *Am J Sports Med*, 1988, 15(3): 207-213.
- [15] AIT-HADDOU R, BINDING P, HERZOG W. Theoretical considerations on cocontraction of sets of agonistic and antagonistic muscles [J]. *J Biomech*, 2000, 33(9): 1105-1111.
- [16] MCELDFOWNEY K, HOPPER L, ETLINSTEIN H, *et al.* Fatigue effects on quadriceps and hamstrings activation in dancers performing drop landings [J]. *J Dance Med Sci*, 2013, 17(3): 109-114.
- [17] BISCARINI A, CONTEMORI S, BUSTI D, *et al.* Knee flexion with quadriceps cocontraction: A new therapeutic exercise for the early stage of ACL rehabilitation [J]. *J Biomech*, 2016, 49(16): 3855-3860.
- [18] HUANG L, GUO B, XU F, *et al.* Effects of quadriceps functional exercise with isometric contraction in the treatment of knee osteoarthritis [J]. *Int J Rheum Dis*, 2018, 21(5): 952-959.
- [19] ANWER S, ALGHADIR A. Effect of isometric quadriceps exercise on muscle strength, pain, and function in patients with knee osteoarthritis: A randomized controlled study [J]. *J Phys Ther Sci*, 2014, 26(5): 745-748.
- [20] DANESHJOO A, RAHNAMA N, MOKHTAR A, *et al.* Effectiveness of injury prevention programs on developing quadriceps and hamstrings strength of young male professional soccer players [J]. *J Hum Kinet*, 2013, 39(1): 115-125.
- [21] ALEGRE L, FERRI-MORALES A, RODRIGUEZ-CASARES R, *et al.* Effects of isometric training on the knee extensor moment-angle relationship and vastus lateralis muscle architecture [J]. *Eur J Appl Physiol*, 2014, 114(11): 2437-2446.
- [22] BABAULT N, POUSSON M, BALLAY Y, *et al.* Activation of human quadriceps femoris during isometric, concentric, and eccentric contractions [J]. *J Appl Physiol*, 2001, 91(6): 2628-2634.
- [23] MATHUR S, ENG J, MACINTYRE D. Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps [J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2005, 15(1): 102-110.
- [24] PLACE N, MAFFIULETTI N, MARTIN A, *et al.* Assessment of the reliability of central and peripheral fatigue after sustained maximal voluntary contraction of the quadriceps muscle [J]. *Muscle Nerve*, 2007, 35(4): 486-495.
- [25] CALLAGHAN M, MCCARTHY C, OLDFHAM J. Electromyographic fatigue characteristics of the quadriceps in patellofemoral pain syndrome [J]. *Man Ther*, 2001, 6(1): 27-33.
- [26] FAUL F, ERDFELDER E, LANG A, *et al.* G\*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences [J]. *Behav Res Methods*, 2007, 39(2): 175-191.
- [27] CHEN T, NOSAKA K, SACCO P. Intensity of eccentric exercise, shift of optimum angle, and the magnitude of repeated-bout effect [J]. *J Appl Physiol*, 2007, 102(3): 992-999.
- [28] NORDEZ A, GUEVEL A, CASARI P, *et al.* Assessment of muscle hardness changes induced by a submaximal fatiguing isometric contraction [J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2009, 19(3): 484-491.
- [29] MOREL B, HUG F, NORDEZ A, *et al.* Reduced active muscle stiffness after intermittent submaximal isometric contractions [J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2019, 51(12): 2603-2609.
- [30] ANDO R, SUZUKI Y. Positive relationship between passive muscle stiffness and rapid force production [J]. *Human Mov Sci*, 2019, 66(1): 285-291.
- [31] MAEESTU J, CICHELLA A, PURGE P, *et al.* Electromyographic and neuromuscular fatigue thresholds as concepts of fatigue [J]. *J Strength Cond Res*, 2006, 20(4): 824-828.
- [32] KELLIS E, ARABATZI F, PAPADOPOULOS C. Muscle co-activation around the knee in drop jumping using the co-contraction index [J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2003, 13(3): 229-238.
- [33] THOMAS A, JUDD D, DAVIDSON B, *et al.* Quadriceps/hamstrings co-activation increases early after total knee arthroplasty [J]. *Knee*, 2014, 21(6): 1115-1119.
- [34] BLACKBURN T, PIETROSIMONE B, GOODWIN J, *et al.* Quadriceps/hamstring co-activation during gait in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction [J]. *Osteoarthr Cartilage*, 2017, 25(2): S110-S110.
- [35] AALBERSBERG S, KINGMA I, VANDIEEN J. Hamstrings co-activation in ACL-deficient subjects during isometric whole-leg extensions [J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2009, 17(8): 946-955.