

## Research Paper



# Competitive Level Modulates Neuromuscular and Biomechanical Responses to Acute Clean-and-Jerk Fatigue: Elite versus Sub-Elite Weightlifters

Saif Rasheed Ghanim<sup>\*1</sup>

1. College of Physical Education and Sports Sciences, University of Samarra, Samarra, Iraq.

Scan to read online



**Citation:** Ghanim SR. Competitive Level Modulates Neuromuscular and Biomechanical Responses to Acute Clean-and-Jerk Fatigue: Elite versus Sub-Elite Weightlifters. Journal of Sport Biomechanics. 2027;12(4):824–853. <https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.4.824>



### Article Info:

**Received:** 29 August 2026

**Accepted:** 19 October 2026

**Published:** 24 October 2026

### Keywords:

Olympic weightlifting, Electromyography, Muscle fatigue, Motor coordination, Joint kinematics, Barbell velocity

## ABSTRACT

**Objective** To determine whether competitive level influences acute fatigue-related neuromuscular and biomechanical responses during the clean and jerk.

**Methods** Twenty-eight competitive weightlifters were classified a priori into elite ( $n = 14$ ) and sub-elite ( $n = 14$ ) groups. Participants performed four sets of three clean-and-jerk repetitions at 75% of their one-repetition maximum (1RM), with 90 s of rest between sets. Post-fatigue assessments included ratings of perceived exertion (RPE), capillary blood lactate concentration, countermovement jump (CMJ) performance, synchronized surface electromyography (sEMG), and three-dimensional joint and barbell kinematics. Group  $\times$  Time interaction p-values were adjusted using the Holm procedure within prespecified outcome families.

**Results** Blood lactate concentrations increased in both groups, with no significant Group  $\times$  Time interaction (Holm-adjusted  $p = 0.142$ ). The RPE interaction was not significant after adjustment for multiple comparisons (Holm-adjusted  $p = 0.076$ ). Sub-elite weightlifters exhibited greater reductions in CMJ height and peak power (Holm-adjusted  $p = 0.006$  and  $0.004$ , respectively). Rectus femoris median frequency (RF-MDF) decreased more markedly in sub-elite weightlifters ( $-18.4$  vs.  $-11.3$  Hz; Holm-adjusted  $p = 0.004$ ), accompanied by a greater increase in muscle onset-time variability ( $+11.8$  vs.  $+3.2$  ms; Holm-adjusted  $p < 0.002$ ). Fatigue-related declines in peak clean velocity, peak jerk velocity, and maximum barbell height during the clean, along with greater changes in horizontal barbell displacement, were more pronounced in sub-elite weightlifters (all Holm-adjusted  $p \leq 0.016$ ).

**Conclusion** Higher competitive level was associated with smaller fatigue-related impairments in neuromuscular timing, CMJ performance, and barbell mechanics. Findings related to joint angles, erector spinae median frequency, and muscle coactivation should be interpreted descriptively because complete interaction analyses were unavailable.

### \* Corresponding Author:

Saif Rasheed Ghanim

Saif.rasheed@uosamarra.edu.iq

This is an open access article distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution 4.0 International License \(CC BY 4.0\)](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/), which permits unrestricted use, distribution, adaptation, and reproduction in any medium or format, provided the original author(s) and the source are credited.

© 2027 The Author(s). Journal of Sport Biomechanics published by Islamic Azad University, Hamedan Branch.

## Introduction

Olympic weightlifting requires rapid force production and precise coordination of whole-body movements while maintaining a controlled three-dimensional barbell trajectory (1–4). Phase-specific force production and lower-limb joint mechanics are closely associated with weightlifting performance (5, 6). The clean and jerk is particularly demanding because the pull and catch phases are followed by a second explosive movement, the jerk, which requires athletes to regain postural stability and execute a rapid dip-and-drive action under substantial external loads (7–9). Studies examining pulling-phase mechanics and recent investigations involving national- and international-level weightlifters have further highlighted the importance of technical proficiency throughout the first pull, transition, and second pull phases (10–12). Competitive level may therefore influence an athlete's ability to maintain technical consistency as fatigue develops. Elite weightlifters generally exhibit relatively low trial-to-trial variability in barbell kinematics, while movement organization differs across competitive levels (13, 14). Recent studies published in the *Journal of Sport Biomechanics* have also highlighted the importance of accurate barbell-velocity measurement and documented fatigue-related changes in coordination and sport-specific movement patterns (15–17). Collectively, these findings support an integrated assessment of barbell mechanics alongside neuromuscular and joint-kinematic responses.

Performance fatigability is task-specific and refers to an acute reduction in the capacity to sustain the force, power, or coordination required for a given task (18, 19). Surface electromyography (sEMG) provides complementary information regarding neuromuscular responses to fatigue. Under standardized acquisition and processing conditions, a reduction in median frequency (MDF) may reflect localized fatigue-related changes in muscle-fiber conduction properties, whereas muscle activation timing and coactivation measures may provide insight into changes in neuromuscular coordination (20–24). Nevertheless, sEMG recordings obtained during dynamic movements require cautious interpretation because muscle length, contraction velocity, electrode positioning, and movement artifacts can influence signal characteristics (22–24). Fatigue may also compromise technical execution before an athlete becomes unable to complete a lift. Previous research on the power clean and Olympic weightlifting has identified fatigue-related alterations in barbell velocity, force-production characteristics, and barbell trajectory, while redistribution of rest periods may attenuate some of these changes (25–27). However, whether these responses differ according to competitive level during the complete clean-and-jerk movement remains unclear. In particular, limited research has simultaneously examined physiological responses, phase-matched sEMG activity, joint kinematics, and barbell trajectory in elite and sub-elite weightlifters performing an identical acute fatiguing protocol.

Accordingly, the primary aim of this study was to determine whether competitive level influences fatigue-related changes in barbell mechanics and neuromuscular activation timing during the clean and jerk. Secondary aims were to characterize physiological and performance-related responses to fatigue and to explore changes in joint kinematics and sEMG-derived measures. We hypothesized that sub-elite weightlifters would exhibit greater reductions in peak barbell velocity during the clean and jerk, larger decreases in rectus femoris median frequency (RF-MDF), and greater increases in muscle activation onset-time variability than elite weightlifters. An exploratory pooled multivariable regression analysis was also conducted to examine whether changes in RF-MDF, knee angle during the jerk dip, rectus femoris–biceps femoris (RF-BF) coactivation, and competitive level were associated with acute reductions in jerk velocity.

## Methods

### Study Design and Participants

A 2 (competitive level: elite vs. sub-elite)  $\times$  2 (time: pre- vs. post-fatigue) mixed experimental design was employed. Competitive level was the between-participant factor, and time was the within-participant factor. Participants completed familiarization and one-repetition maximum (1RM)

verification before the experimental session. Physiological, neuromuscular, joint-kinematic, and barbell-kinematic measurements were obtained before and within a standardized four-minute window following a clean-and-jerk fatigue protocol. This four-minute window was protocol-driven rather than intended to represent a physiological recovery threshold. It allowed assessments to be conducted in a fixed sequence with consistent timing across participants, thereby minimizing timing-related measurement variability while capturing the early post-exercise fatigue state (27). Twenty-eight competitive weightlifters completed the study, including 14 elite and 14 sub-elite athletes. The eligible age range was 18–30 years, selected to minimize age-related heterogeneity while representing a typical competitive age range. This was an operational eligibility criterion rather than a federation-defined age category. Additional inclusion criteria were active training in the snatch and clean and jerk, technical proficiency in the full clean-and-jerk movement, and the absence of a current musculoskeletal injury that restricted lifting. Both male and female athletes were eligible to ensure that the sample reflected the broader competitive population rather than a single-sex cohort. The observed sex distribution was identical across competitive levels (10 men and 4 women per group). This distribution was not imposed as a sex-specific recruitment quota, and the study was not powered to investigate sex-specific effects. Participants were classified a priori using a predefined composite system incorporating verified competitive achievement, body-mass-adjusted performance, and structured Olympic-weightlifting experience. Elite weightlifters were required to meet at least two of the following three criteria: (a) active competitive registration, with a top-three placing at a national championship and/or previous participation in international competition under a recognized weightlifting federation; (b) a verified competition Sinclair Total > 360 points for men or > 260 points for women; and (c) at least five years of continuous structured Olympic-weightlifting training, with a habitual frequency of at least five sessions per week. Sub-elite weightlifters competed at the regional or provincial level without national-team selection or a top-three national placing, had verified Sinclair Totals of 280–340 points for men or 190–240 points for women, and had completed 2–4 years of structured training at a frequency of 3–4 sessions per week. Athletes with intermediate Sinclair Totals (341–360 points for men or 241–260 points for women) or discordant competitive and training classifications were excluded. Sinclair values were calculated from verified competition totals (snatch + clean and jerk) and body mass. Variables incorporated into the classification system, including training experience, competition standard, Sinclair performance, and strength level, were considered descriptors of competitive level rather than independent experimental findings.

A formal a priori sample size calculation was not performed because recruitment was constrained by the availability of actively competing weightlifters who met the predefined and deliberately separated competitive-level criteria. To characterize the precision limitations of the achieved sample, a post hoc sensitivity analysis was performed using conventional power-analysis methods (28). With 14 participants per group, a two-sided  $\alpha = 0.05$ , and 80% power, the study was sensitive to a standardized between-group difference in change scores of approximately  $d = 1.10$ . For the pooled regression model with four predictors ( $N = 28$ ), the minimum detectable incremental effect was approximately  $f^2 = 0.52$ , corresponding to  $R^2 \approx 0.34$  under the specified model. Accordingly, the study was primarily capable of detecting large effects, and smaller effects may have remained undetected. The multivariable regression was therefore considered exploratory rather than confirmatory. The study was approved by the Scientific Research Ethics Committee of the College of Physical Education and Sports Sciences, University of Samarra (Approval No. 32; January 18, 2026). Written informed consent was obtained from all participants before data collection, and all procedures were conducted in accordance with the Declaration of Helsinki.

### Instrumentation and Data Acquisition

Surface electromyography (sEMG) was recorded continuously from the dominant side using a 16-channel Trigno Avanti Wireless System (Delsys Inc., Natick, MA, USA) at a sampling frequency of 2,000 Hz. Lower-limb dominance was defined as the preferred leg for kicking a ball, consistent with

a commonly used task-specific approach to determining leg dominance (29). Upper-limb dominance was determined by self-report. When necessary, excess hair was removed, the skin was lightly abraded, and electrode sites were cleaned with 70% isopropyl alcohol. Dry Trigno sensors were aligned with muscle-fiber orientation over the vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF), biceps femoris (BF), gluteus maximus (GM), medial gastrocnemius (MG), erector spinae at approximately L3 (ES), anterior deltoid (AD), and upper trapezius (UT), following standardized anatomical placement procedures (21). Sensors were secured using manufacturer-compatible adhesive interfaces, with additional cohesive fixation when necessary to minimize movement artifacts. Three-dimensional bilateral joint kinematics and barbell trajectories were recorded using an eight-camera Vicon Vantage V5 motion-capture system (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK) operating at 250 Hz. The calibrated capture volume, approximately  $4.0 \times 2.5 \times 2.5$  m, encompassed the lifting platform. A modified full-body Plug-in Gait marker configuration was used, incorporating standard anatomical markers supplemented by rigid thigh and shank clusters. Lower-limb and pelvic landmarks included the anterior and posterior superior iliac spines, lateral femoral epicondyles, lateral malleoli, calcanei, and second metatarsal heads. Trunk and upper-limb landmarks included C7, T10, the clavicular notch, sternum, acromioclavicular regions, lateral humeral epicondyles, and radial and ulnar styloid processes. Four additional retroreflective markers were attached symmetrically to the barbell collar sleeves to reconstruct the three-dimensional barbell trajectory. High-speed sagittal-plane video was recorded at 250 frames/s using a Sony RX100 VII camera (Sony Corp., Tokyo, Japan) to support verification of movement-phase boundaries.

Capillary blood lactate concentration was measured using a Lactate Pro 2 LT-1730 analyzer (ARKRAY Inc., Kyoto, Japan) from a 0.3- $\mu$ L fingertip blood sample. The analyzer has previously undergone point-of-care validation (30). Countermovement jump performance was assessed using a PASCO 2-Axis Force Platform (PASCO Scientific, Roseville, CA, USA) operating at 1,000 Hz, with data acquisition controlled by PASCO Capstone software, version 2.4. Takeoff velocity was calculated by integrating the net vertical impulse, and jump height was subsequently determined using the equation  $h = v_{\text{takeoff}}^2 / (2g)$ , where  $g = 9.81 \text{ m/s}^2$  (31). Peak mechanical power was determined using normalized center-of-mass velocity and normalized vertical force. A common transistor-transistor logic (TTL) pulse was recorded by both the sEMG and motion-capture systems to synchronize the acquired signals. This shared event marker enabled temporal alignment of muscle activation, joint movement, and barbell events. Phase transitions were additionally verified using high-speed video.

### Experimental Procedures and Fatigue Protocol

Participants were instructed to avoid strenuous resistance exercise for 48 h, alcohol consumption for 24 h, and caffeine intake for at least 3 h before testing. They were also asked to maintain their usual pre-session meal and hydration routines. Before testing, participants completed a supervised dynamic warm-up followed by progressive clean-and-jerk loading. The original protocol documentation did not retain an exercise-by-exercise description of the warm-up; therefore, specific upper- and lower-limb exercises were not reconstructed retrospectively. This limitation was acknowledged to avoid introducing procedural details that had not been prospectively documented. Progressive clean-and-jerk attempts were performed at approximately 40%, 60%, 75%, and 85% of the participants' self-reported 1RM. Loads were subsequently increased in increments of 2.5–5.0 kg until the highest technically correct lift was identified, with at least 3 min of recovery between near-maximal attempts. Familiarization included fatigue-protocol pacing, standardized pre- and post-fatigue lifting trials, CMJ procedures, the motion-capture environment, and electrode placement. Following electrode placement and signal-quality verification, maximal voluntary isometric contractions (MVICs) were performed to normalize sEMG amplitude. For each muscle, two sets of five maximal attempts were conducted, with 2 min of recovery between sets. Standardized verbal encouragement was provided. The highest mean root mean square (RMS) amplitude obtained from a stable 500-ms window was used as the reference value corresponding to 100% MVIC.

Muscle-specific testing positions were as follows: VL and RF, seated knee extension at approximately 60° of knee flexion; BF, prone knee flexion at approximately 45°; GM, prone hip extension with the knee flexed to approximately 90°; MG, standing isometric plantarflexion against fixed resistance; ES, prone isometric trunk extension in a modified Sorensen position; AD, seated shoulder flexion with the knee at approximately 90° of flexion; and UT, seated isometric shoulder elevation against fixed resistance. Rigid fixation or nonelastic straps were used where applicable to reduce examiner-dependent resistance. Following 10 min of seated rest, baseline RPE and capillary blood lactate concentration were recorded. Participants then completed baseline CMJ assessments and pre-fatigue clean-and-jerk trials. The fatigue protocol consisted of four sets of three clean-and-jerk repetitions at 75% of the verified 1RM, with 90 s of rest between sets. Participants were instructed to maintain technically correct lifting performance throughout the protocol. This standardized bout was selected to provide repeated exposure to relatively high external loads while remaining technically feasible across both competitive groups, consistent with previous research using Olympic-weightlifting movements and their derivatives to investigate acute fatigue responses (27). Post-fatigue assessments followed a predefined, time-locked sequence beginning immediately after the final repetition (Fig. 1). At 30 s, whole-body RPE was recorded using the CR10 scale (32). Capillary blood lactate was measured at 60 s. At 90 s, participants performed two maximal CMJs separated by 15 s, and the trial yielding the greater jump height was retained. Between 120 and 240 s, participants performed three single clean-and-jerk repetitions at 80% 1RM, with 60 s of recovery between trials. sEMG and three-dimensional kinematic data were recorded simultaneously. For each movement phase, data from the three valid trials were averaged within each condition to obtain neuromuscular and kinematic outcomes.

### Surface Electromyography Processing

Raw sEMG signals were visually inspected, demeaned, and band-pass filtered between 20 and 450 Hz using a fourth-order zero-phase Butterworth filter. A 50-Hz notch filter was applied only when power-line interference was detected. Signal segments affected by clipping, sensor impacts, or nonphysiological artifacts were excluded. RMS amplitude was calculated using a 50-ms moving window and normalized to the corresponding MVIC value (%MVIC). Analysis windows were matched to movement phases using synchronized kinematic events to minimize potential bias

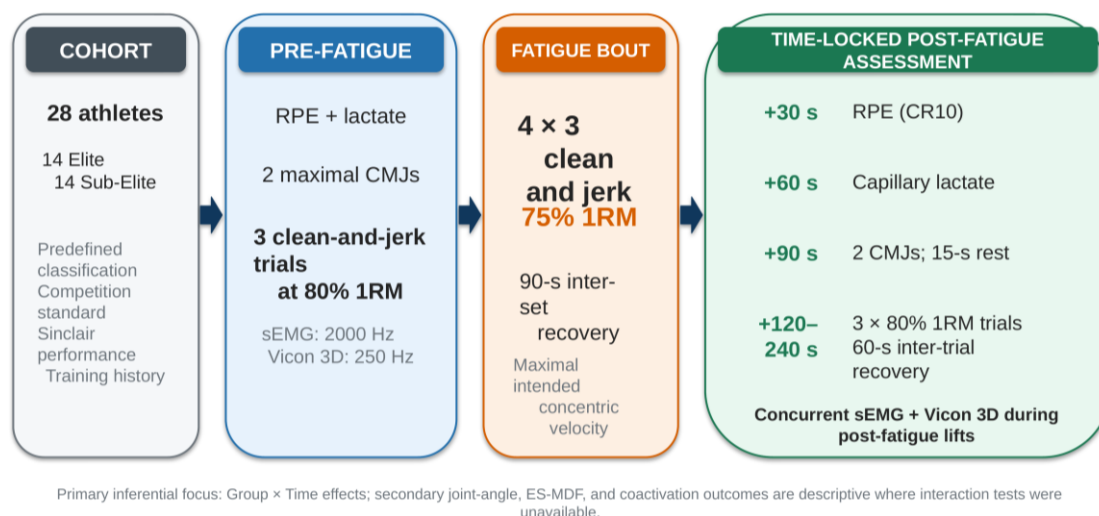


**Fig. 1.** Experimental design and time-standardized post-fatigue assessment. RPE, rating of perceived exertion; CMJ, countermovement jump; sEMG, surface electromyography; 1RM, one-repetition maximum.

arising from differences in contraction duration. Power spectral density was estimated within each analysis window, and median frequency (MDF) was defined as the frequency dividing the power spectrum into two regions of equal power. Rectus femoris MDF (RF-MDF) was designated as the primary spectral fatigue outcome, whereas erector spinae MDF (ES-MDF) was retained as an exploratory secondary measure. Rectus femoris–biceps femoris (RF–BF) coactivation was calculated from the overlap between normalized muscle activation profiles and expressed as a dimensionless index. Muscle activation onset was identified using a threshold referenced to resting signal noise and subsequently verified by visual inspection of the synchronized recordings. Onset-time variability was defined as the dispersion of event-referenced muscle activation onset times across the selected muscles. Interpretation of dynamic sEMG outcomes accounted for potential influences of muscle length, contraction velocity, and electrode movement on signal characteristics (20, 22–24).

### Kinematic Data Processing

Three-dimensional marker trajectories were reconstructed using Vicon Nexus software, version 2.14. Short gaps involving fewer than five consecutive frames were filled using spline interpolation only when the adjacent trajectory data supported reliable reconstruction. Marker coordinates were low-pass filtered using a fourth-order zero-phase Butterworth filter with an 8-Hz cutoff frequency selected through residual analysis. Vertical barbell velocity was calculated by numerical differentiation of the filtered vertical-position signal. The clean was divided into five phases: first pull, transition, second pull, turnover, and catch. The jerk was divided into four phases: dip, drive, turnover/flight, and recovery. Knee angle was defined as the sagittal-plane included angle between the thigh and shank, with approximately 180° representing full extension and smaller angles indicating greater flexion. Hip angle was defined using the corresponding sagittal pelvis–thigh convention, with values approaching 180° representing extension. Trunk inclination was measured relative to the global vertical axis, with 0° indicating an upright posture and positive values indicating forward inclination. Ankle angle was defined as the angle between the shank and foot, with approximately 90° representing the neutral position, values below 90° indicating dorsiflexion, and values above 90° indicating plantarflexion. Identical definitions and processing procedures were applied to pre- and post-fatigue trials.

### Outcome Measures

The primary barbell-kinematic outcomes were peak vertical velocity during the clean, peak vertical velocity during the jerk, maximum barbell height during the clean, and anteroposterior horizontal barbell displacement relative to the starting position. Neuromuscular outcomes included RF-MDF and muscle activation onset-time variability. Physiological and performance-related outcomes included capillary blood lactate concentration, RPE, CMJ height, and CMJ peak power. Joint-kinematic variables included peak knee extension during the second pull of the clean, forward trunk inclination during the clean catch, knee angle during the jerk dip, and peak knee and hip angular velocities during the jerk drive. These variables were treated as exploratory mechanistic descriptors because complete Group  $\times$  Time inferential results were unavailable for all outcomes. ES-MDF and RF–BF coactivation were also retained as exploratory descriptive measures.

### Statistical Analysis

Continuous variables were summarized as means  $\pm$  standard deviations (SD). Age and body mass were compared descriptively between groups, whereas sex distribution was summarized categorically. Training experience, clean-and-jerk 1RM, relative strength, Sinclair Total, and competition standard were treated as descriptors of the predefined competitive-level classifications rather than independent baseline outcomes. The primary inferential framework examined the effects of group (elite vs. sub-elite), time (pre- vs. post-fatigue), and the Group  $\times$  Time interaction. To control the family-wise Type I error rate, the Holm procedure was applied within three prespecified outcome families: (a) fatigue verification and performance outcomes (blood lactate, RPE, CMJ height, and CMJ peak power); (b) neuromuscular interaction outcomes (RF-MDF and onset-time

variability); and (c) barbell-kinematic outcomes (clean peak velocity, jerk peak velocity, maximum clean barbell height, and horizontal barbell displacement). Both unadjusted and Holm-adjusted *p*-values were reported, with adjusted values used for inferential interpretation. Where the original statistical output provided only  $p < 0.001$ , the adjusted threshold was reported conservatively according to the number of comparisons within the relevant outcome family (e.g., Holm-adjusted  $p < 0.002$  or  $p < 0.004$ ). Complete Group  $\times$  Time inferential results were unavailable for joint-angle variables, ES-MDF, and RF-BF coactivation. Therefore, these outcomes were reported descriptively without within-group significance testing. No claims regarding competitive-level moderation were made for these variables. An exploratory pooled multiple linear regression analysis examined acute changes in peak vertical jerk velocity (post-fatigue minus pre-fatigue, m/s). Predictor variables were changes in RF-MDF (Hz), changes in knee angle during the jerk dip (degrees), changes in the RF-BF coactivation index, and competitive level (coded as 0 = elite and 1 = sub-elite). Regression coefficients, 95% confidence intervals,  $R^2$ , adjusted  $R^2$ , and variance inflation factors were reported. Previously considered group-stratified regression models were excluded because the subgroup sample size ( $n = 14$ ) was insufficient for stable multivariable estimation. Statistical significance was set at  $p < 0.05$ , although the pooled regression was interpreted as exploratory and hypothesis-generating. All 28 participants completed the experimental protocol, and no missing performance data required imputation.

## Results

The final sample comprised 28 weightlifters, with 10 men and 4 women in each competitive group (elite and sub-elite). The identical sex distribution minimized differences in sex composition between groups; however, the study was neither designed nor powered to investigate sex-specific effects. Age and body mass did not differ significantly between groups. As expected from the predefined classification criteria, elite weightlifters had greater training experience, strength performance, Sinclair Totals, and competitive achievements. These characteristics were considered descriptors of competitive level rather than independent experimental findings (Table 1). All participants completed the experimental protocol, with no reported adverse events or missing performance data.

Capillary blood lactate concentration increased markedly following exercise in both groups, with no significant Group  $\times$  Time interaction after Holm adjustment (Holm-adjusted  $p = 0.142$ ). Similarly, the Group  $\times$  Time interaction for ratings of perceived exertion (RPE) did not remain significant after correction for multiple comparisons (Holm-adjusted  $p = 0.076$ ). In contrast, sub-elite weightlifters exhibited significantly greater reductions in countermovement jump (CMJ) height and peak power than elite weightlifters, with significant Group  $\times$  Time interactions after Holm adjustment (Holm-adjusted  $p = 0.006$  and  $p = 0.004$ , respectively; Table 2).

**Table 1.** Demographic, physical, and performance characteristics by competitive tier.

| Variable                  | Elite (n=14)           | Sub-Elite (n=14)    | Interpretation            |
|---------------------------|------------------------|---------------------|---------------------------|
| Sex, male/female          | 10/4                   | 10/4                | Matched distribution      |
| Age (years)               | 24.1 $\pm$ 2.2         | 22.8 $\pm$ 2.6      | $p=0.165$ ; $d=0.54$      |
| Body mass (kg)            | 84.2 $\pm$ 9.8         | 82.6 $\pm$ 10.5     | $p=0.678$ ; $d=0.16$      |
| Training age (years)      | 6.8 $\pm$ 1.4          | 3.1 $\pm$ 0.7       | Classification descriptor |
| Clean-and-jerk 1RM (kg)   | 158.5 $\pm$ 14.2       | 124.0 $\pm$ 11.5    | Classification descriptor |
| Relative strength (kg/kg) | 1.88 $\pm$ 0.12        | 1.50 $\pm$ 0.09     | Classification descriptor |
| Sinclair Total (points)   | 372.4 $\pm$ 16.8       | 310.2 $\pm$ 18.2    | Classification descriptor |
| Competition standard      | National/International | Regional/Provincial | Classification descriptor |

*Note.* Values are mean  $\pm$  SD unless otherwise indicated. Training age, strength, Sinclair Total, and competition standard are components or expected correlates of the predefined tier classification and are not interpreted as independent experimental findings.

**Table 2.** Physiological and whole-body performance-fatigue responses.

| Outcome                   | Elite Pre   | Elite Post/change | Sub-Elite Pre | Sub-Elite Post/change | Raw p | Holm p |
|---------------------------|-------------|-------------------|---------------|-----------------------|-------|--------|
| Blood lactate (mmol/L)    | 1.38 ± 0.30 | 8.72 ± 1.25       | 1.46 ± 0.38   | 9.58 ± 1.52           | 0.142 | 0.142  |
| RPE (CR10)                | 1.90 ± 0.45 | 8.20 ± 0.75       | 2.30 ± 0.52   | 9.00 ± 0.68           | 0.038 | 0.076  |
| CMJ height change (%)     | -           | -8.4 ± 2.1        | -             | -14.2 ± 3.2           | 0.002 | 0.006  |
| CMJ peak-power change (%) | -           | -7.8 ± 2.3        | -             | -13.6 ± 3.5           | 0.001 | 0.004  |

Note. Raw *p*-values test Group × Time. Holm *p*-values are family-wise adjusted across lactate, RPE, CMJ height, and CMJ peak power. Adjusted *p*-values are used for inference.

Descriptive analyses indicated greater fatigue-related changes in joint kinematics among sub-elite weightlifters. Peak knee extension during the second pull of the clean decreased by 1.7° in elite weightlifters and 6.4° in sub-elite weightlifters. Under the adopted joint-angle convention, approximately 180° represented full knee extension; therefore, smaller angles indicated reduced knee extension during the second pull. Forward trunk inclination during the clean catch increased by 2.7° and 9.8° in elite and sub-elite weightlifters, respectively. Trunk inclination was measured relative to the global vertical axis, with positive values indicating greater forward inclination. Knee angle during the jerk dip decreased by 2.7° in elite weightlifters and 8.6° in sub-elite weightlifters, indicating greater knee flexion during the dip phase. Peak knee and hip angular velocities during the jerk drive also decreased, with reported reductions of 6.2% and 15.8%, respectively (Table 3).

Rectus femoris median frequency (RF-MDF) decreased more markedly in sub-elite than elite weightlifters (−18.4 vs. −11.3 Hz), with a significant Group × Time interaction after Holm adjustment (Holm-adjusted *p* = 0.004). Muscle activation onset-time variability increased by 11.8 ms in sub-elite weightlifters compared with 3.2 ms in elite weightlifters, and the interaction remained significant after correction (Holm-adjusted *p* < 0.002). Erector spinae median frequency (ES-MDF) and rectus femoris–biceps femoris (RF–BF) coactivation exhibited numerically greater changes in sub-elite weightlifters. However, these findings were reported descriptively because complete Group × Time interaction analyses were unavailable (Table 4). All four barbell-kinematic outcomes demonstrated significant Group × Time interactions after Holm adjustment within the prespecified outcome family (Table 5). Peak vertical barbell velocity during the clean decreased by 4.1% in elite weightlifters and 8.1% in sub-elite weightlifters (Holm-adjusted *p* = 0.016). Peak vertical barbell velocity during the jerk decreased by 6.1% and 13.6%, respectively (Holm-adjusted *p* = 0.006). Maximum barbell height during the clean was largely maintained in elite weightlifters (−0.8%) but decreased by 4.3% in sub-elite weightlifters (Holm-adjusted *p* = 0.016). Horizontal barbell displacement increased by 28.1% in elite weightlifters and 72.7% in sub-elite weightlifters, with a significant Group × Time interaction (Holm-adjusted *p* < 0.004). The exploratory pooled multiple linear regression model, incorporating four predictors, was statistically significant ( $F(4, 23) = 10.321$ , *p* < 0.001) and explained 64.2% of the variance in acute changes in peak jerk velocity ( $R^2 = 0.642$ ; adjusted  $R^2 = 0.580$ ). Greater

**Table 3.** Exploratory joint-angle kinematics before and after fatigue.

| Exploratory joint outcome                   | Elite Pre -> Post (Δ)                 | Sub-Elite Pre -> Post (Δ)             | Inferential status |
|---------------------------------------------|---------------------------------------|---------------------------------------|--------------------|
| Peak knee extension - clean second pull     | 174.2 ± 2.8 -> 172.5 ± 3.1 (−1.7 deg) | 171.8 ± 3.4 -> 165.4 ± 4.6 (−6.4 deg) | Descriptive only   |
| Trunk forward inclination - clean catch     | 21.4 ± 3.1 -> 24.1 ± 3.8 (+2.7 deg)   | 24.8 ± 3.9 -> 34.6 ± 5.2 (+9.8 deg)   | Descriptive only   |
| Knee angle - jerk dip                       | 114.5 ± 4.1 -> 111.8 ± 4.5 (−2.7 deg) | 112.1 ± 4.8 -> 103.5 ± 6.1 (−8.6 deg) | Descriptive only   |
| Peak knee/hip angular velocity - jerk drive | −6.2%                                 | −15.8%                                | Descriptive only   |

Note. Lower knee-angle values indicate greater flexion. No Group × Time inference is claimed for these outcomes because complete interaction statistics were unavailable.

**Table 4.** Phase-matched neuromuscular fatigue and timing outcomes.

| Outcome                     | Elite change | Sub-Elite change | Raw p  | Holm p | Inferential status |
|-----------------------------|--------------|------------------|--------|--------|--------------------|
| RF-MDF (Hz)                 | -11.3        | -18.4            | 0.004  | 0.004  | Group × Time       |
| Onset-time variability (ms) | +3.2         | +11.8            | <0.001 | <0.002 | Group × Time       |
| ES-MDF (Hz)                 | -4.2         | -10.8            | -      | -      | Descriptive only   |
| RF-BF coactivation index    | 0.34 → 0.38  | 0.38 → 0.47      | -      | -      | Descriptive only   |

Note. MDF, median frequency; RF, rectus femoris; BF, biceps femoris; ES, erector spinae. Holm adjustment was applied to the two neuromuscular Group × Time tests. ES-MDF and coactivation are descriptive only.

**Table 5.** Barbell kinematics before and after acute fatigue.

| Barbell outcome              | Elite Pre     | Elite Post ( $\Delta$ %) | Sub-Elite Pre | Sub-Elite Post ( $\Delta$ %) | Raw p  | Holm p |
|------------------------------|---------------|--------------------------|---------------|------------------------------|--------|--------|
| Clean peak velocity (m/s)    | 1.720 ± 0.080 | 1.650 ± 0.100 (-4.1%)    | 1.610 ± 0.110 | 1.480 ± 0.150 (-8.1%)        | 0.012  | 0.016  |
| Jerk peak velocity (m/s)     | 1.810 ± 0.100 | 1.700 ± 0.120 (-6.1%)    | 1.690 ± 0.130 | 1.460 ± 0.170 (-13.6%)       | 0.002  | 0.006  |
| Clean maximum bar height (m) | 1.190 ± 0.050 | 1.180 ± 0.060 (-0.8%)    | 1.160 ± 0.060 | 1.110 ± 0.080 (-4.3%)        | 0.008  | 0.016  |
| Horizontal displacement (m)  | 0.032 ± 0.008 | 0.041 ± 0.012 (+28.1%)   | 0.044 ± 0.014 | 0.076 ± 0.025 (+72.7%)       | <0.001 | <0.004 |

Note. Holm *p*-values are family-wise adjusted across the four barbell-kinematic interaction tests. Positive horizontal-displacement change denotes greater bar-path excursion.

reductions in RF-MDF and knee angle during the jerk dip were associated with larger reductions in peak jerk velocity. Similarly, greater increases in RF–BF coactivation and sub-elite competitive status were associated with greater velocity losses (Table 6). Variance inflation factors were below 2.45, indicating no evidence of substantial multicollinearity based on this diagnostic. Nevertheless, given the relatively small sample size ( $N = 28$ ) and the sensitivity analysis indicating adequate statistical power primarily for large multivariable effects, these findings should be interpreted as exploratory and require independent replication. No group-stratified regression analyses were retained.

## Discussion

The findings of the present study indicate that competitive level was associated with differences in the magnitude of acute fatigue-related changes in countermovement jump (CMJ) performance, rectus femoris median frequency (RF-MDF), muscle activation onset-time variability, and barbell mechanics during a standardized clean-and-jerk fatigue protocol. These conclusions are based on Group × Time interactions that remained significant after Holm correction for multiple comparisons. No between-group differences were inferred for joint-angle variables, erector spinae median frequency (ES-MDF), or muscle coactivation because complete interaction analyses were unavailable for these outcomes.

Both groups exhibited substantial increases in capillary blood lactate concentration following the

**Table 6.** Exploratory multiple regression predicting acute change in jerk peak vertical velocity.

| Predictor                          | B      | SE B  | $\beta$ | t      | p     | 95% CI for B     |
|------------------------------------|--------|-------|---------|--------|-------|------------------|
| Intercept                          | -0.024 | 0.018 | -       | -1.333 | 0.196 | [-0.061, 0.013]  |
| $\Delta$ RF-MDF (Hz)               | 0.007  | 0.002 | 0.428   | 3.500  | 0.002 | [0.003, 0.011]   |
| $\Delta$ jerk-dip knee angle (deg) | 0.009  | 0.003 | 0.315   | 3.000  | 0.006 | [0.003, 0.015]   |
| $\Delta$ RF-BF coactivation index  | -0.420 | 0.168 | -0.264  | -2.500 | 0.020 | [-0.767, -0.073] |
| Group (Sub-Elite vs Elite)         | -0.058 | 0.022 | -0.291  | -2.636 | 0.015 | [-0.103, -0.013] |

Note.  $R^2=0.642$ ; adjusted  $R^2=0.580$ ;  $F(4,23)=10.321$ ,  $p<0.001$ . Group coded 0=Elite and 1=Sub-Elite. Change=Post-Pre; more negative jerk-velocity change denotes greater loss. All VIF values were <2.45. The model is exploratory.

fatigue protocol, with no significant Group  $\times$  Time interaction. Thus, the observed between-group differences in performance deterioration were not accompanied by statistically detectable differences in lactate responses. Similarly, the Group  $\times$  Time interaction for ratings of perceived exertion (RPE) did not remain significant after adjustment for multiple comparisons. A recent randomized study involving trained athletes demonstrated that resistance-training load and blood-flow restriction protocols can differentially affect strength, blood lactate concentration, and RPE, highlighting the importance of considering perceptual and metabolic responses alongside performance outcomes (33). In contrast, sub-elite weightlifters exhibited significantly greater reductions in CMJ height and peak power after Holm adjustment, indicating greater performance fatigability in this group. Although CMJ measures are widely used as practical indicators of neuromuscular status, they should be interpreted as global performance outcomes rather than direct indicators of a specific physiological fatigue mechanism (27, 31). The most consistent neuromuscular findings involved RF-MDF and muscle activation onset-time variability. The greater reduction in RF-MDF observed in sub-elite weightlifters is consistent with more pronounced fatigue-related changes in the spectral characteristics of rectus femoris activity under the standardized, phase-matched processing conditions used in this study (22–24). Similarly, the greater increase in onset-time variability suggests increased temporal dispersion in muscle activation patterns following fatigue. Previous studies have also reported fatigue-related alterations in lower-limb coordination and sport-specific movement organization (16, 17). However, these findings do not establish a causal relationship between localized muscle fatigue and deterioration in barbell mechanics, as neither mediation nor formal neuromuscular–mechanical coupling analyses were performed.

The joint-kinematic findings require cautious interpretation. Descriptive analyses indicated that sub-elite weightlifters exhibited greater reductions in knee extension during the second pull, increased forward trunk inclination during the clean catch, greater knee flexion during the jerk dip, and larger reductions in peak knee and hip angular velocities during the jerk drive. These patterns are biomechanically plausible and broadly consistent with previous research highlighting the contribution of hip and knee kinematics to weightlifting performance (6, 11, 12), as well as recent investigations of jerk and jerk-dip mechanics (7, 8). Nevertheless, complete Group  $\times$  Time inferential analyses were unavailable for these secondary variables. Consequently, the observed numerical differences cannot be interpreted as statistically established differences in fatigue responses between competitive levels. The clearest evidence of competitive-level differences emerged from the barbell-kinematic outcomes. Sub-elite weightlifters exhibited approximately twice the percentage reduction in peak clean velocity compared with elite weightlifters, along with a greater reduction in peak jerk velocity, a larger decrease in maximum barbell height during the clean, and a more pronounced increase in horizontal barbell displacement. All four Group  $\times$  Time interactions remained significant after Holm adjustment. These findings are consistent with previous research demonstrating that fatigue, set configuration, and exercise selection influence barbell velocity and related performance measures (25–27). They are also broadly aligned with studies examining the validity, reliability, and practical interpretation of barbell-velocity and trajectory measurements in weightlifting and resistance exercise (13, 15, 34–36). However, greater horizontal displacement should not automatically be interpreted as technical deterioration without considering movement direction, phase-specific requirements, and individual lifting strategies.

The pooled multivariable regression analysis was exploratory. Although the model explained a relatively large proportion of the observed variance in acute jerk-velocity changes, it included four predictors in a sample of only 28 athletes. The sensitivity analysis further indicated that the study was adequately powered primarily to detect large multivariable effects. Accordingly, the model should not be considered a validated predictive equation, and its individual coefficients should not be interpreted as evidence of causal neuromuscular–mechanical relationships. Instead, the findings identify a set of potentially relevant variables, including RF-MDF, jerk-dip knee angle, RF-BF

coactivation, and competitive level, that warrant further investigation in larger independent samples. Group-specific multivariable regression models were not retained because the sample size of 14 participants per group was insufficient to support stable estimation of multiple regression coefficients. The operational definition of competitive level also warrants consideration. Participants were deliberately classified into elite and sub-elite groups using a composite of competitive achievement, Sinclair performance, and training history. Consequently, differences in training experience, 1RM performance, relative strength, and Sinclair Totals were expected characteristics of the predefined groups rather than outcomes attributable to the fatigue protocol. Competitive level should therefore be interpreted as a composite indicator of athletic expertise and performance status rather than a single independent exposure. Moreover, because these characteristics were incorporated into the classification criteria, their individual contributions to the observed fatigue responses cannot be isolated.

Several limitations should be acknowledged. First, the relatively small sample was drawn from a narrowly defined competitive population, and the sensitivity analysis indicated that the study was primarily capable of detecting large effects. Second, although both male and female weightlifters participated, the study was not designed or powered to examine sex-specific responses. Third, spectral measures derived from dynamic sEMG may be influenced by contraction velocity, muscle length, electrode movement, and other factors despite standardized sensor placement and phase-matched processing (22–24). Fourth, complete Group  $\times$  Time interaction analyses were unavailable for several secondary joint-kinematic and neuromuscular variables, restricting their interpretation to descriptive comparisons. Fifth, the original protocol documentation did not retain sufficient detail regarding the exercise-specific content of the dynamic warm-up to permit reliable retrospective reporting. Sixth, although the post-fatigue assessment sequence was standardized, the intervals between RPE, lactate, CMJ, and lifting assessments allowed some physiological recovery to occur. Therefore, the observed responses represent different time points within the early post-exercise period rather than strictly simultaneous measures of fatigue. Finally, the exploratory regression model requires external validation before it can be used for prediction.

From a practical perspective, the most consistent competitive-level differences after correction for multiple comparisons were observed in peak clean and jerk velocity, horizontal barbell displacement, CMJ performance, RF-MDF, and muscle activation onset-time variability. Barbell-velocity measurements and video-based trajectory analysis may provide practical tools for monitoring fatigue-related changes in lifting performance, provided that the measurement systems demonstrate acceptable validity and reliability (13, 15, 34–36). Laboratory-based sEMG and three-dimensional motion analysis may offer additional information regarding neuromuscular and movement characteristics when available. Although changes in joint angles and muscle coactivation may be useful for individualized technical assessment, the present study did not establish statistically significant between-group differences in these secondary outcomes. Coaches should therefore interpret these measures as descriptive indicators of individual movement responses rather than validated diagnostic thresholds for fatigue or technical deterioration.

## Conclusion

Acute fatigue induced by a standardized clean-and-jerk protocol was accompanied by substantial physiological responses in both competitive groups. However, sub-elite weightlifters exhibited significantly greater deterioration in countermovement jump (CMJ) performance, rectus femoris median frequency (RF-MDF), muscle activation onset-time variability, and barbell kinematics, as demonstrated by Group  $\times$  Time interactions that remained significant after Holm adjustment. Compared with sub-elite weightlifters, elite weightlifters showed smaller reductions in peak clean and jerk velocities and maximum barbell height during the clean, along with a smaller increase in horizontal barbell displacement. Although secondary joint-kinematic, erector spinae median frequency (ES-MDF), and muscle coactivation measures showed descriptive patterns suggesting

greater fatigue-related movement changes in sub-elite weightlifters, these differences were not confirmed by complete interaction analyses. Overall, the findings highlight the potential value of integrating neuromuscular and biomechanical assessments when monitoring fatigue-related changes in weightlifting performance. Larger studies are needed to confirm these findings and establish their practical applicability.

## **Ethical Considerations**

### **Compliance with ethical guidelines**

The study was approved by the Scientific Research Ethics Committee of the College of Physical Education and Sports Sciences, University of Samarra (Approval No. 32, dated 18 January 2026). Written informed consent was obtained from all participants before data collection. All procedures were conducted in accordance with the principles of the Declaration of Helsinki.

### **Funding**

This research received no specific grant from any funding agency in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

### **Authors' contributions**

Saif Rasheed Ghanim: Conceptualization, Methodology, Investigation, Data Curation, Formal Analysis, Validation, Visualization, Writing – Original Draft, Writing – Review & Editing, Project Administration, and Supervision. The author read and approved the final version of the manuscript.

### **Conflicts of interest**

The author declares no conflict of interest.

### **Data Availability Statement**

The datasets generated and/or analyzed during the current study are available from the corresponding author upon reasonable request, subject to institutional and ethical requirements for participant confidentiality.

### **Use of Artificial Intelligence**

OpenAI ChatGPT (GPT-5.6 Sol) was used solely for language editing. All scientific content, numerical values, statistical outputs, references, and final wording were reviewed and approved by the author.

## مقاله پژوهشی

## نقش تعدیل کننده سطح رقابتی در پاسخ های عصبی عضلانی و بیومکانیکی به خستگی حاد ناشی از حرکت دوزرب وزنه برداری: مقایسه وزنه برداران نخبه و زیر نخبه

سیف راشد غنیم\* 

۱. دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه سامرا، سامرا، عراق.

Scan to read online

**Citation:** Ghanim SR. Competitive Level Modulates Neuromuscular and Biomechanical Responses to Acute Clean-and-Jerk Fatigue: Elite versus Sub-Elite Weightlifters. Journal of Sport Biomechanics. 2027;12(4):824-853. <https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.4.824>

## چکیده

**هدف** هدف پژوهش حاضر تعیین این بود که آیا سطح رقابتی بر پاسخ های عصبی عضلانی و بیومکانیکی مرتبط با خستگی حاد هنگام اجرای حرکت دوزرب وزنه برداری تأثیر می گذارد یا خیر.

**روش ها** در این پژوهش، ۲۸ وزنه بردار در دو گروه نخبه و زیرنخبه (هر گروه ۱۴ نفر) شرکت کردند. پروتکل خستگی شامل چهار ست سه تکراری حرکت دوزرب با شدت ۷۵ درصد یک تکرار بیشینه (1RM) و ۹۰ ثانیه استراحت بین ست ها بود. پس از خستگی، میزان درک فشار (RPE)، لاکتات خون، عملکرد پرش عمودی با حرکت مخالف (CMJ)، فعالیت الکتریکی عضلات (SEMG) و سینماتیک سه بعدی مفاصل و هالتر ارزیابی شدند. مقادیر احتمال تعامل گروه × زمان برای مقایسه های چندگانه با روش هولم تعدیل شدند.

**یافته ها** غلظت لاکتات خون و میزان درک فشار در هر دو گروه افزایش یافت، اما تعامل گروه × زمان برای هیچ یک پس از تعدیل به روش هولم معنادار نبود (به ترتیب  $p = 0.142$  و  $p = 0.076$ )، در مقابل، وزنه برداران زیرنخبه کاهش بیشتری در ارتفاع پرش عمودی و توان اوج (به ترتیب  $p = 0.006$  و  $p = 0.004$ )، فرکانس میانه عضله راست رانی ( $p = 0.004$ ) و افزایش بیشتری در تغییرپذیری زمان شروع فعالیت عضلانی ( $p < 0.002$ ) نشان دادند. همچنین، افت سرعت اوج هالتر در مراحل کلین و جرک و حداکثر ارتفاع هالتر، همراه با افزایش جابه جایی افقی آن، در گروه زیرنخبه به طور معناداری بیشتر بود (تمام مقادیر  $p$  تعدیل شده  $\geq 0.016$ ).

**نتیجه گیری** سطح رقابتی بالاتر با اختلالات کمتر ناشی از خستگی در زمان بندی فعالیت عصبی عضلانی، عملکرد پرش عمودی با حرکت مخالف و ویژگی های مکانیکی حرکت هالتر همراه بود. یافته های مربوط به زوایای مفصلی، فرکانس میانه عضلات راست کننده ستون فقرات و هم فعالی عضلانی باید صرفاً به صورت توصیفی تفسیر شوند؛ زیرا تحلیل های کامل تعامل برای این متغیرها در دسترس نبود.

## اطلاعات مقاله:

دریافت: ۷ شهریور ۱۴۰۵

پذیرش: ۲۷ مهر ۱۴۰۵

انتشار: ۲ آبان ۱۴۰۵

## کلیدواژه ها:

وزنه برداری، الکترومایوگرافی، خستگی عضلانی، هماهنگی حرکتی، کینماتیک مفاصل، سرعت هالتر

## \* نویسنده مسئول:

سیف راشد غنیم

Saif.rasheed@uosamarra.edu.iq

This is an open access article distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution 4.0 International License \(CC BY 4.0\)](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/), which permits unrestricted use, distribution, adaptation, and reproduction in any medium or format, provided the original author(s) and the source are credited.

© 2027 The Author(s). Journal of Sport Biomechanics published by Islamic Azad University, Hamedan Branch.

## مقدمه

وزنه‌برداری المپیکی مستلزم تولید سریع نیرو و هماهنگی دقیق حرکات کل بدن، همراه با حفظ مسیر کنترل‌شده سه‌بعدی هالتر است (۱-۴). تولید نیرو در مراحل مختلف حرکت و ویژگی‌های مکانیکی مفاصل اندام تحتانی ارتباط نزدیکی با عملکرد وزنه‌برداری دارند (۵، ۶). حرکت دوزرب به‌ویژه از این نظر چالش‌برانگیز است که مراحل کشش و دریافت هالتر با یک حرکت انفجاری دوم، یعنی مرحله جرک، دنبال می‌شوند. این مرحله مستلزم آن است که ورزشکاران پایداری پاسچرال خود را مجدداً برقرار کرده و حرکت سریع پایین‌رفتن و رانش را تحت بارهای خارجی قابل‌توجه اجرا کنند (۷-۹). مطالعات بررسی‌کننده مکانیک مراحل کشش و پژوهش‌های اخیر روی وزنه‌برداران سطوح ملی و بین‌المللی نیز اهمیت مهارت فنی را در مراحل کشش اول، انتقال و کشش دوم برجسته کرده‌اند (۱۰-۱۲). بنابراین، سطح رقابتی ممکن است بر توانایی ورزشکار در حفظ ثبات تکنیکی هنگام بروز خستگی تأثیر بگذارد. وزنه‌برداران نخبه عموماً تغییرپذیری نسبتاً کمتری را در کینماتیک هالتر بین تکرارهای متوالی نشان می‌دهند؛ درحالی‌که سازمان‌دهی حرکتی نیز در سطوح مختلف رقابتی متفاوت است (۱۳، ۱۴). مطالعات اخیر منتشرشده در مجله بیومکانیک ورزشی نیز بر اهمیت اندازه‌گیری دقیق سرعت هالتر تأکید کرده و تغییرات مرتبط با خستگی را در هماهنگی و الگوهای حرکتی ویژه ورزش گزارش کرده‌اند (۱۵-۱۷). در مجموع، این یافته‌ها از رویکردی یکپارچه برای ارزیابی ویژگی‌های مکانیکی هالتر در کنار پاسخ‌های عصبی-عضلانی و کینماتیک مفاصل حمایت می‌کنند.

خستگی‌پذیری عملکردی ماهیتی وابسته به نوع تکلیف دارد و به کاهش حاد ظرفیت حفظ نیرو، توان یا هماهنگی موردنیاز برای اجرای یک تکلیف مشخص اشاره می‌کند (۱۸، ۱۹). الکترومایوگرافی سطحی (SEMG) اطلاعات مکملی درباره پاسخ‌های عصبی-عضلانی به خستگی فراهم می‌کند. در شرایط استاندارد ثبت و پردازش سیگنال، کاهش فرکانس میانه (MDF) ممکن است بازتاب‌دهنده تغییرات موضعی مرتبط با خستگی در ویژگی‌های هدایت الکتریکی فیبرهای عضلانی باشد؛ درحالی‌که شاخص‌های زمان‌بندی فعالیت عضلانی و هم‌فعالی عضلات می‌توانند اطلاعاتی درباره تغییرات هماهنگی عصبی-عضلانی ارائه دهند (۲۰-۲۴). بااین‌حال، تفسیر سیگنال‌های الکترومایوگرافی سطحی ثبت‌شده هنگام حرکات پویا نیازمند احتیاط است؛ زیرا طول عضله، سرعت انقباض، محل قرارگیری الکترودها و آرتیفکت‌های حرکتی می‌توانند بر ویژگی‌های سیگنال تأثیر بگذارند (۲۲-۲۴). خستگی همچنین ممکن است پیش از آنکه ورزشکار توانایی تکمیل حرکت را از دست بدهد، اجرای تکنیکی را مختل کند. پژوهش‌های پیشین درباره حرکت پاورکلین و وزنه‌برداری المپیکی، تغییرات مرتبط با خستگی را در سرعت هالتر، ویژگی‌های تولید نیرو و مسیر حرکت هالتر شناسایی کرده‌اند؛ درحالی‌که بازتوزیع دوره‌های استراحت ممکن است برخی از این تغییرات را کاهش دهد (۲۵-۲۷). بااین‌حال، هنوز مشخص نیست که آیا این پاسخ‌ها هنگام اجرای کامل حرکت دوزرب، بسته به سطح رقابتی ورزشکاران متفاوت هستند یا خیر. به‌ویژه، پژوهش‌های محدودی به بررسی هم‌زمان پاسخ‌های فیزیولوژیکی، فعالیت الکترومایوگرافی سطحی متناظر با مراحل حرکت، کینماتیک مفاصل و مسیر حرکت هالتر در وزنه‌برداران نخبه و زیرنخبه تحت یک پروتکل یکسان خستگی حاد پرداخته‌اند.

بر این اساس، هدف اصلی پژوهش حاضر تعیین این بود که آیا سطح رقابتی بر تغییرات مرتبط با خستگی در ویژگی‌های مکانیکی هالتر و زمان‌بندی فعالیت عصبی-عضلانی هنگام اجرای حرکت دوزرب تأثیر می‌گذارد یا خیر. اهداف ثانویه شامل توصیف پاسخ‌های فیزیولوژیکی و عملکردی به خستگی و بررسی اکتشافی تغییرات کینماتیک مفاصل و شاخص‌های استخراج‌شده از الکترومایوگرافی سطحی بود. فرض بر این بود که وزنه‌برداران زیرنخبه در مقایسه با وزنه‌برداران نخبه، کاهش بیشتری در سرعت اوج هالتر طی مراحل کلین و جرک، کاهش بیشتری در فرکانس میانه عضله راست‌رانی (RF-MDF) و افزایش بیشتری در تغییرپذیری زمان

شروع فعالیت عضلانی نشان دهند. همچنین، یک تحلیل رگرسیون چندمتغیره تجمیعی با رویکرد اکتشافی انجام شد تا بررسی شود آیا تغییرات فرکانس میانه عضله راست رانی، زاویه زانو در مرحله پایین رفتن جرک، هم‌فعالی عضلات راست رانی و دوسرانی (RF-BF) و سطح رقابتی با کاهش حاد سرعت هالتر در مرحله جرک ارتباط دارند یا خیر؟

## روش‌ها

### طرح پژوهش و آزمودنی‌ها

در پژوهش حاضر از طرح آمیخته ۲ (سطح رقابتی: نخبه و زیرنخبه)  $2 \times 2$  (زمان: پیش و پس از خستگی) استفاده شد. سطح رقابتی به‌عنوان عامل بین‌آزمودنی و زمان به‌عنوان عامل درون‌آزمودنی در نظر گرفته شد. شرکت‌کنندگان پیش از جلسه آزمایشی، مراحل آشنایی با پروتکل و تعیین یک تکرار بیشینه (1RM) را تکمیل کردند. اندازه‌گیری‌های فیزیولوژیکی، عصبی عضلانی، کینماتیکی مفاصل و کینماتیکی هالتر، پیش از اجرای پروتکل خستگی ناشی از حرکت دوزرب و در یک بازه زمانی استاندارد چهاردقیقه‌ای پس از آن انجام شدند. این بازه چهاردقیقه‌ای بر اساس الزامات پروتکل پژوهش تعیین شد و هدف از آن، تعیین یک آستانه فیزیولوژیکی برای بازیافت نبود. این زمان‌بندی امکان اجرای ارزیابی‌ها را با توالی ثابت و زمان‌بندی یکسان برای تمامی شرکت‌کنندگان فراهم کرد و ضمن کاهش تغییرپذیری اندازه‌گیری ناشی از تفاوت‌های زمانی، وضعیت خستگی در مراحل اولیه پس از فعالیت را ثبت کرد (۲۷). در مجموع، ۲۸ وزنه‌بردار رقابتی شامل ۱۴ ورزشکار نخبه و ۱۴ ورزشکار زیرنخبه در پژوهش شرکت کردند. دامنه سنی واجد شرایط ۱۸ تا ۳۰ سال تعیین شد تا ضمن کاهش ناهمگنی مرتبط با سن، محدوده سنی متداول در رقابت‌های وزنه‌برداری نیز پوشش داده شود. این محدوده سنی به‌عنوان یک معیار عملیاتی ورود به پژوهش در نظر گرفته شد و مبتنی بر طبقه‌بندی سنی رسمی فدراسیون نبود. سایر معیارهای ورود شامل تمرین فعال در حرکات یک‌ضرب و دوزرب، برخورداری از مهارت فنی کافی برای اجرای کامل حرکت دوزرب و نداشتن آسیب اسکلتی عضلانی فعلی که اجرای حرکت را محدود کند، بود. ورزشکاران زن و مرد واجد شرایط شرکت در پژوهش بودند تا نمونه مورد مطالعه بازتاب‌دهنده جامعه گسترده‌تری از وزنه‌برداران رقابتی باشد و به یک جنس محدود نشود. توزیع جنسیتی در دو سطح رقابتی یکسان بود؛ به‌طوری‌که در هر گروه ۱۰ مرد و ۴ زن حضور داشتند. این توزیع به‌عنوان سهمیه از پیش تعیین‌شده برای جذب آزمودنی‌ها اعمال نشد و حجم نمونه نیز برای بررسی اثرات اختصاصی جنسیت تعیین نشده بود. شرکت‌کنندگان بر اساس یک نظام طبقه‌بندی ترکیبی از پیش تعیین‌شده، شامل موفقیت‌های رقابتی تأییدشده، عملکرد تعدیل‌شده بر اساس جرم بدن و سابقه تمرین ساختاریافته وزنه‌برداری المپیک، در دو گروه قرار گرفتند. وزنه‌برداران نخبه باید دست‌کم دو مورد از سه معیار زیر را دارا می‌بودند: الف) ثبت نام فعال در رقابت‌های رسمی همراه با کسب یکی از سه رتبه برتر مسابقات قهرمانی کشور و/یا سابقه حضور در رقابت‌های بین‌المللی تحت نظارت فدراسیون معتبر وزنه‌برداری؛ ب) برخورداری از امتیاز تأییدشده مجموع سینکلر بیش از ۳۶۰ برای مردان یا بیش از ۲۶۰ برای زنان؛ و ج) حداقل پنج سال تمرین مستمر و ساختاریافته وزنه‌برداری المپیک با فراوانی معمول حداقل پنج جلسه در هفته. وزنه‌برداران زیرنخبه در رقابت‌های منطقه‌ای یا استانی شرکت داشتند، اما سابقه انتخاب برای تیم ملی یا کسب یکی از سه رتبه برتر مسابقات قهرمانی کشور را نداشتند. امتیاز مجموع سینکلر این ورزشکاران برای مردان بین ۲۸۰ تا ۳۴۰ و برای زنان بین ۱۹۰ تا ۲۴۰ بود و سابقه تمرینی آن‌ها شامل دو تا چهار سال تمرین ساختاریافته با فراوانی سه تا چهار جلسه در هفته می‌شد. ورزشکارانی که امتیاز سینکلر آن‌ها در محدوده میانی قرار داشت (۳۴۱ تا ۳۶۰ برای مردان یا ۲۴۱ تا ۲۶۰ برای زنان) یا بین معیارهای رقابتی و سابقه تمرینی آن‌ها ناهمخوانی وجود داشت، از

پژوهش کنار گذاشته شدند. امتیاز سینکدر بر اساس مجموع رکوردهای تأییدشده مسابقاتی در حرکات یک‌ضرب و دوضرب و جرم بدن محاسبه شد. متغیرهای مورد استفاده در نظام طبقه‌بندی، شامل سابقه تمرینی، سطح رقابت، عملکرد سینکدر و سطح قدرت، به‌عنوان ویژگی‌های توصیفی سطوح رقابتی در نظر گرفته شدند و نه یافته‌های تجربی مستقل.

محاسبه رسمی حجم نمونه پیش از اجرای پژوهش انجام نشد؛ زیرا جذب آزمودنی‌ها به تعداد وزنه‌برداران فعال واجد شرایط وابسته بود که معیارهای از پیش تعیین‌شده و عمده‌اً متمایز دو سطح رقابتی را برآورده می‌کردند. برای مشخص کردن محدودیت‌های ناشی از حجم نمونه به‌دست‌آمده، تحلیل حساسیت پس از تعیین حجم نمونه با استفاده از روش‌های متداول تحلیل توان آماری انجام شد (۲۸). با در نظر گرفتن ۱۴ شرکت‌کننده در هر گروه، سطح معناداری دوطرفه ۰/۰۵ و توان آماری ۸۰ درصد، طرح پژوهش قادر به شناسایی تفاوت استانداردشده بین‌گروهی در نمرات تغییر در حدود  $d=1/10$  بود. برای مدل رگرسیون تجمیعی با چهار متغیر پیش‌بین ( $N=28$ )، حداقل اندازه اثر افزایشی قابل تشخیص تقریباً  $f^2=0/52$  برآورد شد که تحت مدل مشخص‌شده معادل  $R^2 \approx 0/34$  بود. بنابراین، پژوهش عمده‌اً توانایی شناسایی اثرات بزرگ را داشت و ممکن است اثرات کوچک‌تر شناسایی نشده باشند. از این رو، تحلیل رگرسیون چندمتغیره به‌عنوان یک تحلیل اکتشافی و نه تأییدی در نظر گرفته شد. این پژوهش به تأیید کمیته اخلاق پژوهش علمی دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه سامرا رسید (شماره تأییدیه ۳۲، مورخ ۱۸ ژانویه ۲۰۲۶). پیش از جمع‌آوری داده‌ها، رضایت‌نامه آگاهانه کتبی از تمامی شرکت‌کنندگان دریافت شد و تمام مراحل پژوهش مطابق با اصول اعلامیه هلسینکی انجام گرفت.

### ابزارها و ثبت داده‌ها

فعالیت الکتریکی عضلات به‌صورت پیوسته از سمت غالب بدن با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی سطحی بی‌سیم ۱۶ کاناله Trigno Avanti (شرکت Delsys، ناتیگ، ماساچوست، ایالات متحده آمریکا) و با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰۰ هرتز ثبت شد. برتری اندام تحتانی بر اساس پای ترجیحی برای ضربه زدن به توپ تعیین شد که با یکی از روش‌های متداول و اختصاصی تکلیف برای تعیین برتری پا مطابقت دارد (۲۹). برتری اندام فوقانی نیز بر اساس خوداظهاری آزمودنی‌ها تعیین شد. در صورت نیاز، موه‌های زائد محل نصب الکترودها برداشته شد، پوست به‌آرامی سایش داده شد و محل ثبت با الکل ایزوپروپیل ۷۰ درصد تمیز شد. حسگرهای خشک Trigno مطابق با جهت فیبرهای عضلانی و با استفاده از روش‌های استاندارد جای‌گذاری آناتومیکی، روی عضلات پهن خارجی (VL)، راست‌رانی (RF)، دوسرانی (BF)، سیرینی بزرگ (GM)، دوقلوی داخلی (MG)، راست‌کننده ستون فقرات در حدود سطح مهره سوم کمری (ES)، دلتوئید قدامی (AD) و دوزنقه‌ای فوقانی (UT) قرار گرفتند (۲۱). حسگرها با استفاده از چسب‌های سازگار با تجهیزات شرکت سازنده ثابت شدند و در صورت لزوم، برای کاهش آرتیفکت‌های حرکتی از تثبیت‌کننده‌های چسبنده اضافی استفاده شد. کینماتیک سه‌بعدی مفاصل دو طرف بدن و مسیر حرکت هالتر با استفاده از سامانه ثبت حرکت هشت‌دوربین Vicon Vantage V5 (شرکت Vicon Motion Systems، آکسفورد، انگلستان) با فرکانس نمونه‌برداری ۲۵۰ هرتز ثبت شد. حجم کالیبره‌شده ثبت حرکت با ابعاد تقریبی  $400 \times 205 \times 205$  متر، سکوی وزنه‌برداری را دربر می‌گرفت. برای ثبت حرکات از آرایش اصلاح‌شده نشانگرهای تمام‌بدن Plug-in Gait استفاده شد که علاوه بر نشانگرهای آناتومیکی استاندارد، شامل خوشه‌های صلب نشانگر روی ران و ساق بود. نقاط آناتومیکی اندام تحتانی و لگن شامل خارهای خاصره‌ای قدامی و خلفی فوقانی، اپی‌کندیل‌های خارجی استخوان ران، قوزک‌های خارجی، استخوان‌های پاشنه و سر استخوان‌های دوم کف پا بودند. نقاط آناتومیکی تنه و اندام فوقانی نیز شامل مهره‌های C7 و T10، بریدگی ترقوه‌ای، استخوان جناغ، نواحی مفصل آکرومیوکلایوئیکولار، اپی‌کندیل‌های خارجی

استخوان بازو و زوائد نیزه‌ای استخوان‌های زند زیرین و زند زیرین بودند. چهار نشانگر بازتابنده به صورت متقارن روی قسمت‌های استوانه‌ای دو انتهای هالتر نصب شدند تا مسیر سه‌بعدی حرکت هالتر بازسازی شود. همچنین، فیلم‌برداری پرسرعت در صفحه سهمی با سرعت ۲۵۰ فریم بر ثانیه و با استفاده از دوربین Sony RX100 VII (شرکت Sony، توکیو، ژاپن) انجام شد تا تعیین مرز مراحل حرکت با دقت بیشتری بررسی شود.

غلظت لاکتات خون مویرگی با استفاده از دستگاه Lactate Pro 2 LT-1730 (شرکت ARKRAY، کیوتو، ژاپن) و نمونه خون ۰/۳ میکرولیتری گرفته‌شده از نوک انگشت اندازه‌گیری شد. اعتبار این دستگاه برای اندازه‌گیری در محل مراقبت پیش‌تر بررسی و گزارش شده است (۳۰). عملکرد پرش عمودی با حرکت مخالف (CMJ) با استفاده از صفحه نیروسنج دومحوره PASCO (شرکت PASCO Scientific، روزویل، کالیفرنیا، ایالات متحده آمریکا) با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز ارزیابی شد. ثبت داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار PASCO Capstone نسخه ۲/۴ انجام گرفت. سرعت لحظه جدا شدن از زمین از طریق انتگرال‌گیری تکانه خالص عمودی محاسبه شد و سپس ارتفاع پرش با استفاده از رابطه زیر به دست آمد (۳۱):

$$h = v_{\text{takeoff}}^2 / (2g)$$

در این رابطه،  $g$  برابر با ۹/۸۱ متر بر مجذور ثانیه است. توان مکانیکی اوج نیز با استفاده از سرعت نرمال‌شده مرکز جرم و نیروی عمودی نرمال‌شده تعیین شد. برای هم‌زمان‌سازی داده‌های ثبت‌شده، یک پالس مشترک منطقی ترانزیستور-ترانزیستور (TTL) در هر دو سامانه الکترومایوگرافی سطحی و ثبت حرکت ضبط شد. این نشانگر رویداد مشترک، امکان هم‌ترازسازی زمانی فعالیت عضلات، حرکات مفصلی و رویدادهای حرکتی هالتر را فراهم کرد. علاوه بر این، مرز مراحل مختلف حرکت با استفاده از تصاویر ویدئویی پرسرعت بررسی و تأیید شد.

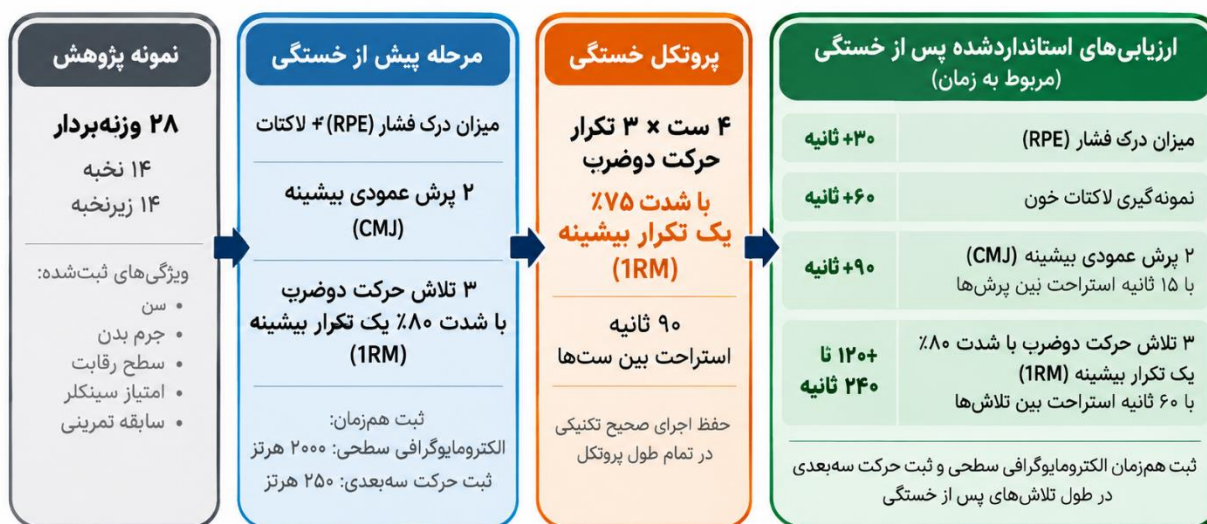
### مراحل اجرای پژوهش و پروتکل خستگی

از شرکت‌کنندگان خواسته شد که طی ۴۸ ساعت پیش از آزمون از انجام تمرینات مقاومتی شدید، طی ۲۴ ساعت پیش از آزمون از مصرف الکل و دست‌کم طی سه ساعت پیش از آزمون از مصرف کافئین خودداری کنند. همچنین، به آنان توصیه شد الگوی معمول تغذیه و آب‌رسانی پیش از جلسه تمرین خود را حفظ کنند. پیش از شروع آزمون‌ها، شرکت‌کنندگان یک برنامه گرم‌کردن پویای تحت نظارت را اجرا کردند و سپس بار تمرینی حرکت دوضرب به تدریج افزایش یافت. در مستندات اولیه پروتکل پژوهش، جزئیات تمرین به تمرین برنامه گرم‌کردن ثبت نشده بود؛ بنابراین، تمرینات اختصاصی اندام فوقانی و تحتانی به صورت گذشته‌نگر بازسازی نشدند. این محدودیت گزارش‌دهی به منظور جلوگیری از افزودن جزئیات اجرایی که در زمان انجام پژوهش مستندسازی نشده بودند، مورد توجه قرار گرفت.

تلاش‌های پیش‌رونده حرکت دوضرب ابتدا با شدت‌های تقریبی ۴۰، ۶۰ و ۷۵ درصد یک تکرار بیشینه خوداظهاری‌شده آزمودنی‌ها انجام شد. سپس، بار تمرینی در افزایش‌های ۲/۵ تا ۵ کیلوگرمی بالا برده شد تا بیشترین وزنه‌ای که ورزشکار قادر به اجرای صحیح آن از نظر تکنیکی بود، تعیین شود. بین تلاش‌های نزدیک به بیشینه، حداقل سه دقیقه استراحت در نظر گرفته شد. مرحله آشنایی با آزمون شامل تمرین زمان‌بندی پروتکل خستگی، اجرای تکرارهای استاندارد پیش و پس از خستگی، آشنایی با آزمون CMJ، محیط ثبت حرکت و نحوه نصب الکترودها بود. پس از نصب الکترودها و بررسی کیفیت سیگنال، انقباضات ایزومتریک ارادی بیشینه (MVIC) برای نرمال‌سازی دامنه سیگنال الکترومایوگرافی انجام شدند. برای هر عضله، دو ست شامل پنج تلاش بیشینه اجرا شد و بین ست‌ها دو دقیقه استراحت در نظر گرفته شد. در طول آزمون‌ها، تشویق کلامی استاندارد ارائه شد. بیشترین مقدار میانگین دامنه

ریشه میانگین مربعات (RMS) به دست آمده از یک پنجره زمانی پایدار ۵۰۰ میلی ثانیه‌ای، به عنوان مقدار مرجع معادل ۱۰۰ درصد MVIC در نظر گرفته شد. وضعیت‌های آزمون اختصاصی عضلات به شرح زیر بودند: برای عضلات پهن خارجی و راست رانی، بازکردن زانو در وضعیت نشسته با حدود ۶۰ درجه خم‌شدگی زانو؛ برای عضله دوسررانی، خم کردن زانو در وضعیت دمر با حدود ۴۵ درجه خم‌شدگی؛ برای عضله سیرینی بزرگ، بازکردن مفصل ران در وضعیت دمر با زانوی خم‌شده در حدود ۹۰ درجه؛ برای عضله دوقلوی داخلی، پلان تارفلکشن ایزومتریک مچ پا در وضعیت ایستاده در برابر مقاومت ثابت؛ برای عضلات راست کننده ستون فقرات، بازکردن ایزومتریک تنه در وضعیت دمر و در موقعیت اصلاح شده آزمون سورنس؛ برای عضله دلتوئید قدامی، خم کردن شانه در وضعیت نشسته با زانوی خم‌شده در حدود ۹۰ درجه؛ و برای عضله دوزنقه‌ای فوقانی، بالابردن ایزومتریک شانه در وضعیت نشسته در برابر مقاومت ثابت. در موارد لازم، از تثبیت کننده‌های صلب یا تسمه‌های غیرکشسان استفاده شد تا وابستگی مقاومت اعمال شده به آزمونگر کاهش یابد. پس از ۱۰ دقیقه استراحت در وضعیت نشسته، میزان درک فشار (RPE) و غلظت لاکتات خون مویرگی در شرایط پایه ثبت شدند. سپس، آزمودنی‌ها ارزیابی اولیه CMJ و تکرارهای پیش از خستگی حرکت دوزرب را انجام دادند. پروتکل خستگی شامل چهار ست سه تکراری حرکت دوزرب با شدت ۷۵ درصد یک تکرار بیشینه تأیید شده بود و بین ست‌ها ۹۰ ثانیه استراحت در نظر گرفته شد. از شرکت کنندگان خواسته شد در تمام طول پروتکل، اجرای صحیح تکنیکی حرکت را حفظ کنند. این پروتکل استاندارد به منظور ایجاد مواجهه تکراری با بارهای خارجی نسبتاً بالا، همراه با حفظ امکان اجرای صحیح حرکت در هر دو گروه رقابتی، انتخاب شد. انتخاب این روش با پژوهش‌های پیشین که از حرکات وزنه‌برداری المپیکی و مشتقات آن‌ها برای بررسی پاسخ‌های حاد خستگی استفاده کرده‌اند، همسو بود (۲۷).

ارزیابی‌های پس از خستگی مطابق با یک توالی زمانی از پیش تعیین شده و از لحظه پایان آخرین تکرار آغاز شدند (شکل ۱). در ثانیه ۳۰، میزان درک فشار کل بدن با استفاده از مقیاس CR10 ثبت شد (۳۲). در ثانیه ۶۰، نمونه خون مویرگی برای اندازه‌گیری لاکتات گرفته شد. در ثانیه ۹۰، شرکت کنندگان دو پرس عمودی بیشینه با حرکت مخالف را با فاصله استراحت ۱۵ ثانیه انجام دادند و پرس



یادداشت: ویژگی‌های اولیه (سن، جرم بدن، سطح رقابت، امتیاز سینکلر و سابقه تمرینی) بین گروه‌ها ثبت شدند، اما در شکل نمایش داده نشده‌اند.

شکل ۱. طرح پژوهش و زمان‌بندی استاندارد ارزیابی‌های پس از خستگی ناشی از حرکت دوزرب وزنه‌برداری.

که ارتفاع بیشتری داشت برای تحلیل انتخاب شد. در فاصله زمانی ۱۲۰ تا ۲۴۰ ثانیه پس از خستگی، شرکت کنندگان سه تکرار منفرد حرکت دوضرب را با شدت ۸۰ درصد یک تکرار بیشینه و با ۶۰ ثانیه استراحت بین تکرارها اجرا کردند. در این مرحله، داده‌های الکترومایوگرافی سطحی و کینماتیک سه‌بعدی به‌صورت هم‌زمان ثبت شدند. برای هر مرحله حرکت، داده‌های سه تکرار معتبر در هر شرایط آزمایشی میانگین‌گیری شدند تا متغیرهای عصبی-عضلانی و کینماتیکی به دست آیند.

### پردازش داده‌های الکترومایوگرافی سطحی

سیگنال‌های خام الکترومایوگرافی سطحی ابتدا به‌صورت دیداری بررسی شدند، میانگین آن‌ها حذف شد و سپس با استفاده از فیلتر میان‌گذر باتروورث مرتبه چهارم با فاز صفر و محدوده فرکانسی ۲۰ تا ۴۵۰ هرتز فیلتر شدند. فیلتر ناچ ۵۰ هرتز تنها در مواردی اعمال شد که تداخل ناشی از برق شهر شناسایی شده بود. بخش‌هایی از سیگنال که تحت تأثیر اشباع دامنه، ضربه به حسگر یا آرتیفکت‌های غیرفیزیولوژیکی قرار داشتند، از تحلیل کنار گذاشته شدند. دامنه RMS با استفاده از پنجره متحرک ۵۰ میلی‌ثانیه‌ای محاسبه و نسبت به مقدار MVIC متناظر نرمال‌سازی شد و به‌صورت درصد MVIC گزارش گردید. پنجره‌های تحلیل بر اساس مراحل متناظر حرکت و با استفاده از رویدادهای کینماتیکی هم‌زمان‌شده تعیین شدند تا سوگیری احتمالی ناشی از تفاوت در مدت‌زمان انقباض کاهش یابد.

چگالی طیفی توان در هر پنجره تحلیل برآورد شد و فرکانس میانه (MDF) به‌عنوان فرکانسی تعریف شد که طیف توان را به دو بخش با توان برابر تقسیم می‌کند. فرکانس میانه عضله RF-MDF به‌عنوان متغیر اصلی طیفی مرتبط با خستگی تعیین شد؛ درحالی‌که فرکانس میانه عضلات ES-MDF به‌عنوان متغیر ثانویه اکتشافی در نظر گرفته شد. هم‌انقباضی عضلات راست‌رانی و دوسرانی بر اساس میزان هم‌پوشانی پروفایل‌های فعالیت عضلانی نرمال‌شده محاسبه و به‌صورت یک شاخص بدون بعد بیان شد. زمان شروع فعالیت عضلانی با استفاده از آستانه‌ای مبتنی بر نویز سیگنال در حالت استراحت شناسایی شد و سپس با بررسی دیداری سیگنال‌های هم‌زمان‌شده مورد تأیید قرار گرفت. تغییرپذیری زمان شروع فعالیت عضلانی به‌عنوان میزان پراکندگی زمان‌های شروع فعالیت عضلات منتخب نسبت به رویداد مرجع تعریف شد. در تفسیر متغیرهای الکترومایوگرافی سطحی هنگام حرکات پویا، تأثیرات احتمالی طول عضله، سرعت انقباض و جابه‌جایی الکتروود بر ویژگی‌های سیگنال مورد توجه قرار گرفت (۲۰، ۲۲-۲۴).

### پردازش داده‌های کینماتیکی

مسیرهای سه‌بعدی نشانگرها با استفاده از نرم‌افزار Vicon Nexus نسخه ۲/۱۴ بازسازی شدند. شکاف‌های کوتاه داده‌ای شامل کمتر از پنج فریم متوالی، تنها در صورتی با استفاده از درون‌یابی اسپلاین تکمیل شدند که داده‌های مسیر در فریم‌های مجاور امکان بازسازی قابل اعتماد را فراهم می‌کردند. مختصات نشانگرها با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باتروورث مرتبه چهارم با فاز صفر و فرکانس قطع ۸ هرتز فیلتر شدند. فرکانس قطع بر اساس تحلیل باقیمانده‌ها انتخاب شد. سرعت عمودی هالتر از طریق مشتق‌گیری عددی از سیگنال فیلترشده موقعیت عمودی محاسبه شد. حرکت کلین به پنج مرحله شامل کشش اول، انتقال، کشش دوم، چرخش و انتقال هالتر و دریافت هالتر تقسیم شد. حرکت جرک نیز به چهار مرحله شامل پایین‌رفتن، رانش، انتقال و مرحله پرواز و بازبایی وضعیت تقسیم شد. زاویه زانو به‌عنوان زاویه داخلی بین ران و ساق در صفحه سهمی تعریف شد؛ به‌طوری‌که زاویه تقریباً ۱۸۰ درجه نشان‌دهنده بازشدگی کامل زانو و مقادیر کمتر بیانگر خم‌شدگی بیشتر بودند. زاویه ران بر اساس قرارداد متناظر زاویه بین لگن و ران در صفحه سهمی تعریف شد و مقادیر نزدیک به ۱۸۰ درجه نشان‌دهنده بازشدگی مفصل ران بودند. زاویه تمایل تنه نسبت به محور عمودی دستگاه مختصات سراسری اندازه‌گیری شد؛ به‌طوری‌که صفر درجه نشان‌دهنده وضعیت قائم و مقادیر مثبت بیانگر تمایل

تنه به جلو بودند. زاویه مچ پا نیز به عنوان زاویه بین ساق و پا تعریف شد؛ به طوری که زاویه تقریباً ۹۰ درجه نشان دهنده وضعیت خنثی، مقادیر کمتر از ۹۰ درجه بیانگر دورسی فلکشن و مقادیر بیشتر از ۹۰ درجه نشان دهنده پلان تار فلکشن بودند. تعاریف و مراحل پردازش یکسانی برای تکرارهای پیش و پس از خستگی اعمال شد.

### متغیرهای پژوهش

متغیرهای اصلی کینماتیکی هالتر شامل سرعت عمودی اوج در مرحله کلین، سرعت عمودی اوج در مرحله جرک، حداکثر ارتفاع هالتر در مرحله کلین و جابه جایی افقی هالتر در راستای قدامی-خلفی نسبت به موقعیت شروع حرکت بودند. متغیرهای عصبی عضلانی شامل فرکانس میانه عضله راست رانی و تغییرپذیری زمان شروع فعالیت عضلانی بودند. متغیرهای فیزیولوژیکی و عملکردی نیز شامل غلظت لاکتات خون مویرگی، میزان درک فشار، ارتفاع پرش عمودی با حرکت مخالف و توان اوج این پرش بودند. متغیرهای کینماتیکی مفاصل شامل بیشینه بازشدگی زانو در مرحله کشش دوم کلین، تمایل تنه به جلو هنگام دریافت هالتر در مرحله کلین، زاویه زانو در مرحله پایین رفتن جرک و سرعت زاویه ای اوج مفاصل زانو و ران در مرحله رانش جرک بودند. این متغیرها به عنوان شاخص های توصیفی اکتشافی مرتبط با سازوکارهای حرکتی در نظر گرفته شدند؛ زیرا نتایج کامل استنباطی تعامل گروه  $\times$  زمان برای تمامی آن ها در دسترس نبود. فرکانس میانه عضلات راست کننده ستون فقرات و هم فعالی عضلات راست رانی و دوسرانی نیز به عنوان متغیرهای توصیفی اکتشافی در تحلیل حفظ شدند.

### تجزیه و تحلیل آماری

متغیرهای پیوسته به صورت میانگین  $\pm$  انحراف معیار گزارش شدند. سن و جرم بدن به صورت توصیفی بین گروه ها مقایسه شدند؛ درحالی که توزیع جنسیتی به صورت طبقه ای گزارش شد. سابقه تمرینی، یک تکرار بیشینه حرکت دوزبر، قدرت نسبی، امتیاز مجموع سینکлер و سطح رقابت به عنوان ویژگی های توصیفی طبقه بندی از پیش تعیین شده سطوح رقابتی در نظر گرفته شدند و نه متغیرهای مستقل پایه. چارچوب اصلی تحلیل استنباطی شامل بررسی اثر گروه (نخه در برابر زیرنخه)، اثر زمان (پیش در برابر پس از خستگی) و تعامل گروه  $\times$  زمان بود. به منظور کنترل نرخ خطای نوع اول در سطح خانواده آزمون ها، روش تعدیل هولم برای سه خانواده از پیش تعیین شده متغیرهای پیامد اعمال شد: الف) متغیرهای تأیید خستگی و عملکرد شامل لاکتات خون، میزان درک فشار، ارتفاع CMJ و توان اوج CMJ؛ ب) متغیرهای عصبی عضلانی مربوط به تعامل شامل RF-MDF و تغییرپذیری زمان شروع فعالیت عضلانی؛ و ج) متغیرهای کینماتیکی هالتر شامل سرعت اوج کلین، سرعت اوج جرک، حداکثر ارتفاع هالتر در کلین و جابه جایی افقی هالتر. مقادیر احتمال تعدیل نشده و تعدیل شده به روش هولم گزارش شدند و تفسیر استنباطی بر اساس مقادیر تعدیل شده انجام گرفت. در مواردی که خروجی اولیه تحلیل آماری تنها مقدار  $p < 0.001$  را ارائه کرده بود، آستانه تعدیل شده به صورت محافظه کارانه و متناسب با تعداد مقایسه ها در خانواده مربوطه گزارش شد؛ برای مثال،  $p$  تعدیل شده به روش هولم  $p < 0.002$  و یا  $p < 0.004$ . نتایج کامل استنباطی تعامل گروه  $\times$  زمان برای متغیرهای زوایای مفصلی، ES-MDF و هم فعالی RF-BF در دسترس نبود. بنابراین، این متغیرها بدون انجام آزمون معناداری درون گروهی و صرفاً به صورت توصیفی گزارش شدند. همچنین، هیچ ادعایی درباره نقش تعدیل کننده سطح رقابتی برای این متغیرها مطرح نشد. یک تحلیل رگرسیون خطی چندمتغیره تجمیعی با رویکرد اکتشافی برای بررسی تغییرات حاد سرعت عمودی اوج هالتر در مرحله جرک انجام شد. متغیر وابسته به صورت اختلاف مقدار پس از خستگی منهای مقدار پیش از خستگی، بر حسب متر بر ثانیه، تعریف شد. متغیرهای پیش بین شامل تغییرات فرکانس میانه عضله راست رانی (هرتز)، تغییرات زاویه زانو در مرحله پایین رفتن جرک (درجه)، تغییرات شاخص هم فعالی عضلات

راست رانی و دوسر رانی و سطح رقابتی بودند. سطح رقابتی به صورت صفر برای گروه نخبه و یک برای گروه زیرنخبه کدگذاری شد. ضرایب رگرسیون، فاصله های اطمینان ۹۵ درصد، ضریب تعیین ( $R^2$ )، ضریب تعیین تعدیل شده و عوامل تورم واریانس گزارش شدند. مدل های رگرسیون تفکیک شده بر اساس گروه که پیش تر مدنظر قرار گرفته بودند، کنار گذاشته شدند؛ زیرا حجم نمونه هر زیرگروه (۱۴ نفر) برای برآورد پایدار یک مدل رگرسیون چندمتغیره کافی نبود. سطح معناداری آماری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد؛ باین حال، نتایج رگرسیون تجمعی صرفاً به عنوان یافته های اکتشافی و فرضیه ساز تفسیر شدند. تمامی ۲۸ شرکت کننده پروتکل آزمایشی را تکمیل کردند و به دلیل نبود داده گمشده در متغیرهای عملکردی، نیازی به جایگزینی داده ها نبود.

## یافته ها

نمونه نهایی پژوهش شامل ۲۸ وزنه بردار بود که در هر یک از گروه های نخبه و زیرنخبه، ۱۰ مرد و ۴ زن حضور داشتند. یکسان بودن توزیع جنسیتی در دو گروه، عدم تعادل ناشی از ترکیب جنسیتی را به حداقل رساند؛ باین حال، پژوهش حاضر برای بررسی اثرات اختصاصی جنسیت طراحی نشده بود و توان آماری کافی برای این منظور نداشت. سن و جرم بدن بین دو گروه تفاوت معناداری نداشتند. همان طور که بر اساس معیارهای طبقه بندی از پیش تعیین شده انتظار می رفت، وزنه برداران نخبه در مقایسه با وزنه برداران زیرنخبه از سابقه تمرینی بیشتر، عملکرد قدرتی بالاتر، امتیاز مجموع سینکله بیشتر و دستاوردهای رقابتی بالاتری برخوردار بودند. این ویژگی ها به عنوان شاخص های توصیفی سطح رقابتی در نظر گرفته شدند و نه یافته های تجربی مستقل (جدول ۱). تمامی شرکت کنندگان پروتکل آزمایشی را تکمیل کردند و هیچ رویداد نامطلوب یا داده گمشده ای در متغیرهای عملکردی گزارش نشد.

غلظت لاکتات خون مویرگی پس از فعالیت در هر دو گروه به طور قابل توجهی افزایش یافت، اما تعامل گروه  $\times$  زمان پس از تعدیل به روش هولم معنادار نبود ( $p=0/142$  تعدیل شده به روش هولم). به همین ترتیب، تعامل گروه  $\times$  زمان برای میزان درک فشار (RPE) نیز پس از اصلاح مقایسه های چندگانه معنادار باقی نماند ( $p=0/076$  تعدیل شده به روش هولم). در مقابل، وزنه برداران زیرنخبه در مقایسه با وزنه برداران نخبه کاهش بیشتری در ارتفاع پرش عمودی با حرکت مخالف (CMJ) و توان اوج نشان دادند و تعامل گروه  $\times$  زمان برای هر دو متغیر پس از تعدیل به روش هولم معنادار بود (به ترتیب ۰/۰۰۶ و ۰/۰۰۴  $p=$  تعدیل شده به روش هولم) (جدول ۲).

تحلیل های توصیفی نشان دادند که تغییرات کینماتیکی مفاصل مرتبط با خستگی در وزنه برداران زیرنخبه بیشتر بود. بیشینه بازشدگی

جدول ۱. ویژگی های جمعیت شناختی، جسمانی و عملکردی بر اساس سطح رقابتی

| متغیر                             | نخبه (۱۴ نفر)    | نیمه نخبه (۱۴ نفر) | تفسیر                    |
|-----------------------------------|------------------|--------------------|--------------------------|
| جنسیت (مرد/زن)                    | ۱۰ مرد، ۴ زن     | ۱۰ مرد، ۴ زن       | توزیع یکسان              |
| سن (سال)                          | $24/1 \pm 2/2$   | $22/8 \pm 2/6$     | $p = 0/165$ ; $d = 0/54$ |
| توده بدن (کیلوگرم)                | $84/2 \pm 9/8$   | $82/6 \pm 10/5$    | $p = 0/678$ ; $d = 0/16$ |
| سابقه تمرین (سال)                 | $6/8 \pm 1/4$    | $3/1 \pm 0/7$      | شاخص توصیفی طبقه بندی    |
| یک تکرار بیشینه دوز ضرب (کیلوگرم) | $158/5 \pm 14/2$ | $124/0 \pm 11/5$   | شاخص توصیفی طبقه بندی    |
| قدرت نسبی (کیلوگرم/کیلوگرم)       | $1/88 \pm 0/12$  | $1/50 \pm 0/09$    | شاخص توصیفی طبقه بندی    |
| مجموع امتیاز سینکله               | $372/4 \pm 16/8$ | $310/2 \pm 18/2$   | شاخص توصیفی طبقه بندی    |
| سطح مسابقات                       | ملی/بین المللی   | منطقه ای/استانی    | شاخص توصیفی طبقه بندی    |

یادداشت: مقادیر به صورت میانگین  $\pm$  انحراف معیار ارائه شده اند، مگر آنکه خلاف آن ذکر شده باشد. سابقه تمرین، قدرت، مجموع امتیاز سینکله و سطح مسابقات، اجزای تعریف سطح رقابتی یا متغیرهای مرتبط مورد انتظار با آن هستند و نباید به عنوان یافته های تجربی مستقل تفسیر شوند.

جدول ۲. پاسخ‌های فیزیولوژیکی و عملکرد کل بدن به خستگی

| شاخص                          | نخه، پیش‌آزمون  | نخه، پس‌آزمون/تغییر | نیمه‌نخه، پیش‌آزمون | نیمه‌نخه، پس‌آزمون/تغییر | p خام   | p هولم  |
|-------------------------------|-----------------|---------------------|---------------------|--------------------------|---------|---------|
| لاکتات خون (میلی‌مول بر لیتر) | $1/38 \pm 0/30$ | $1/25 \pm 1/22$     | $1/46 \pm 0/38$     | $9/58 \pm 1/52$          | $0/142$ | $0/142$ |
| میزان تلاش ادراک‌شده (CR۱۰)   | $1/90 \pm 0/45$ | $1/20 \pm 0/75$     | $2/30 \pm 0/52$     | $9/00 \pm 0/68$          | $0/076$ | $0/038$ |
| تغییر ارتفاع پرش CMJ (%)      | —               | $-8/4 \pm 2/1$      | —                   | $-14/2 \pm 3/2$          | $0/006$ | $0/002$ |
| تغییر توان اوج CMJ (%)        | —               | $-7/8 \pm 2/3$      | —                   | $-13/6 \pm 3/5$          | $0/004$ | $0/001$ |

یادداشت: مقادیر p خام مربوط به آزمون اثر متقابل گروه × زمان هستند. مقادیر p هولم برای چهار متغیر لاکتات خون، میزان تلاش ادراک‌شده، ارتفاع پرش CMJ و توان اوج CMJ با هدف کنترل خطای خانواده‌ای تعدیل شده‌اند. استنباط آماری بر اساس مقادیر p تعدیل شده انجام می‌شود.

زانو در مرحله کشش دوم حرکت کلین در وزنه‌برداران نخه ۱/۷ درجه و در وزنه‌برداران زیرنخه ۶/۴ درجه کاهش یافت. بر اساس قرارداد زاویه‌ای مورد استفاده، زاویه تقریباً ۱۸۰ درجه نشان‌دهنده بازشدگی کامل زانو بود؛ بنابراین، مقادیر زاویه‌ای کمتر بیانگر کاهش میزان بازشدگی زانو در مرحله کشش دوم بودند. تمایل تنه به جلو هنگام دریافت هالتر در مرحله کلین، در وزنه‌برداران نخه و زیرنخه به ترتیب ۲/۷ و ۹/۸ درجه افزایش یافت. زاویه تمایل تنه نسبت به محور عمودی دستگاه مختصات سراسری اندازه‌گیری شد و مقادیر مثبت نشان‌دهنده تمایل بیشتر تنه به جلو بودند. زاویه زانو در مرحله پایین‌رفتن جرک در وزنه‌برداران نخه ۲/۷ درجه و در وزنه‌برداران زیرنخه ۸/۶ درجه کاهش یافت که نشان‌دهنده افزایش خم‌شدگی زانو در این مرحله بود. سرعت زاویه‌ای اوج مفصل زانو و ران در مرحله رانش جرک نیز کاهش یافت و مقادیر کاهش گزارش‌شده به ترتیب ۶/۲ و ۱۵/۸ درصد بودند (جدول ۳).

فرکانس میانه عضله RF-MDF در وزنه‌برداران زیرنخه در مقایسه با وزنه‌برداران نخه کاهش بیشتری نشان داد (۱۸/۴- در برابر ۱۱/۳- هرتز) و تعامل گروه × زمان پس از تعدیل به روش هولم معنادار باقی ماند ( $p = 0/004$  تعدیل شده به روش هولم). تغییرپذیری زمان شروع فعالیت عضلانی در وزنه‌برداران زیرنخه ۱۱/۸ میلی‌ثانیه و در وزنه‌برداران نخه ۳/۲ میلی‌ثانیه افزایش یافت و تعامل مربوط به این متغیر نیز پس از تعدیل معنادار بود ( $p = 0/002$  تعدیل شده به روش هولم). فرکانس میانه عضلات ES-MDF و هم‌فعالی عضلات RF-BF نیز از نظر عددی تغییرات بیشتری را در وزنه‌برداران زیرنخه نشان دادند. با این حال، از آنجاکه نتایج کامل تحلیل تعامل گروه × زمان برای این متغیرها در دسترس نبود، یافته‌های مربوط به آن‌ها صرفاً به صورت توصیفی گزارش شدند (جدول ۴). هر چهار متغیر کینماتیکی هالتر پس از تعدیل به روش هولم در خانواده از پیش تعیین‌شده متغیرهای پیامد، تعامل معنادار

جدول ۳. کینماتیک اکتشافی زوایای مفصل پیش و پس از خستگی

| متغیر کینماتیکی اکتشافی                          | نخه: پیش‌آزمون ← پس‌آزمون (Δ)                      | نیمه‌نخه: پیش‌آزمون ← پس‌آزمون (Δ)                 | وضعیت استنباط آماری |
|--------------------------------------------------|----------------------------------------------------|----------------------------------------------------|---------------------|
| بیشینه باز شدن زانو در مرحله کشش دوم کلین        | $174/2 \pm 2/8$ → $172/5 \pm 3/1$ ( $-1/7^\circ$ ) | $171/8 \pm 3/4$ → $165/4 \pm 4/6$ ( $-6/4^\circ$ ) | صرفاً توصیفی        |
| تمایل تنه به جلو هنگام دریافت هالتر در کلین      | $21/4 \pm 3/1$ → $24/1 \pm 3/8$ ( $+2/7^\circ$ )   | $24/8 \pm 3/9$ → $34/6 \pm 5/2$ ( $+9/8^\circ$ )   | صرفاً توصیفی        |
| زاویه زانو در مرحله دیپ جرک                      | $114/5 \pm 4/1$ → $111/8 \pm 4/5$ ( $-2/7^\circ$ ) | $112/1 \pm 4/8$ → $103/5 \pm 6/1$ ( $-8/6^\circ$ ) | صرفاً توصیفی        |
| بیشینه سرعت زاویه‌ای زانو/ران در مرحله دراپو جرک | $-6/2\%$                                           | $-15/8\%$                                          | صرفاً توصیفی        |

یادداشت: مقادیر کمتر زاویه زانو نشان‌دهنده خم شدن بیشتر آن است. به دلیل در دسترس نبودن آماره‌های کامل اثر متقابل گروه × زمان، برای این متغیرها هیچ استنباط آماری درباره این اثر ارائه نمی‌شود.

جدول ۴. شاخص‌های خستگی عضبی عضلانی و زمان‌بندی در مراحل متناظر حرکت

| شاخص                                     | تغییر در گروه نخه | تغییر در گروه نیمه‌نخه | p خام  | p هولم | وضعیت استنباط آماری    |
|------------------------------------------|-------------------|------------------------|--------|--------|------------------------|
| RF-MDF (هرتر)                            | -۱۱/۳             | -۱۸/۴                  | ۰/۰۰۴  | ۰/۰۰۴  | اثر متقابل گروه × زمان |
| تغییرپذیری زمان شروع فعالیت (میلی ثانیه) | +۳/۲              | +۱۱/۸                  | <۰/۰۰۱ | <۰/۰۰۲ | اثر متقابل گروه × زمان |
| ES-MDF (هرتر)                            | -۴/۲              | -۱۰/۸                  | —      | —      | صرفاً توصیفی           |
| شاخص هم‌فعالی RF-BF                      | ۰/۳۴ ↔ ۰/۳۸       | ۰/۴۷ ↔ ۰/۳۸            | —      | —      | صرفاً توصیفی           |

یادداشت: MDF، فرکانس میانه؛ RF، عضله راست‌رانی؛ BF، عضله دوسرانی؛ ES، عضله راست‌کننده ستون فقرات. اصلاح هولم برای دو آزمون اثر متقابل گروه × زمان در شاخص‌های عضبی عضلانی اعمال شد. نتایج ES-MDF و شاخص هم‌فعالی صرفاً توصیفی هستند. در شاخص هم‌فعالی، مقادیر از پیش‌آزمون به پس‌آزمون گزارش شده‌اند.

گروه × زمان را نشان دادند (جدول ۵). سرعت عمودی اوج هالتر در مرحله کلین در وزنه‌برداران نخه ۴/۱ درصد و در وزنه‌برداران زیرنخه ۸/۱ درصد کاهش یافت ( $p = ۰/۰۱۶$  تعدیل شده به روش هولم). سرعت عمودی اوج هالتر در مرحله جرک نیز در دو گروه به ترتیب ۶/۱ و ۱۳/۶ درصد کاهش نشان داد ( $p = ۰/۰۰۶$  تعدیل شده به روش هولم). حداکثر ارتفاع هالتر در مرحله کلین در وزنه‌برداران نخه تقریباً حفظ شد و تنها ۰/۸ درصد کاهش یافت؛ درحالی‌که این متغیر در وزنه‌برداران زیرنخه ۴/۳ درصد کاهش نشان داد ( $p = ۰/۰۱۶$  تعدیل شده به روش هولم). جابه‌جایی افقی هالتر در وزنه‌برداران نخه ۲۸/۱ درصد و در وزنه‌برداران زیرنخه ۷۲/۷ درصد افزایش یافت و تعامل گروه × زمان برای این متغیر نیز معنادار بود ( $p = ۰/۰۰۴$  تعدیل شده به روش هولم).

مدل رگرسیون خطی چندمتغیره تجمیعی اکتشافی، شامل چهار متغیر پیش‌بین، از نظر آماری معنادار بود ( $p < ۰/۰۰۱$ ،  $R^2 = ۱۰/۳۲۱$ ،  $F = (۴, ۲۳)$ ، و  $۶۴/۲$  درصد از واریانس تغییرات حاد سرعت اوج هالتر در مرحله جرک را تبیین کرد ( $R^2 = ۰/۵۸۰$ ،  $R^2 = ۰/۶۴۲$ ، تعدیل شده). کاهش بیشتر فرکانس میانه عضله راست‌رانی و زاویه زانو در مرحله پایین‌رفتن جرک با کاهش بیشتر سرعت اوج هالتر در مرحله جرک همراه بود. همچنین، افزایش بیشتر هم‌فعالی عضلات راست‌رانی و دوسرانی و تعلق به گروه زیرنخه با افت بیشتر سرعت هالتر ارتباط داشتند (جدول ۶). مقادیر عامل تورم واریانس کمتر از ۲/۴۵ بودند که بر اساس این شاخص، شواهدی از هم‌خطی چندگانه شدید بین متغیرهای پیش‌بین مشاهده نشد. باین‌حال، با توجه به حجم نمونه نسبتاً محدود (۲۸ نفر) و نتایج تحلیل حساسیت که نشان‌دهنده توان آماری کافی عمدتاً برای شناسایی اثرات بزرگ در مدل چندمتغیره بود، این یافته‌ها باید با رویکرد اکتشافی تفسیر شوند و تأیید آن‌ها در پژوهش‌های مستقل ضروری است. هیچ‌یک از تحلیل‌های رگرسیون تفکیک‌شده بر اساس گروه در نتایج نهایی حفظ نشدند.

جدول ۵. کینماتیک هالتر پیش و پس از خستگی حاد

| متغیر کینماتیکی هالتر             | نخه پیش‌آزمون | نخه پس‌آزمون (تغییر %) | نیمه‌نخه پیش‌آزمون | نیمه‌نخه پس‌آزمون (تغییر %) | p خام  | p هولم |
|-----------------------------------|---------------|------------------------|--------------------|-----------------------------|--------|--------|
| سرعت اوج کلین (متر بر ثانیه)      | ۱/۷۲۰ ± ۰/۰۸۰ | ۱/۶۵۰ ± ۰/۱۰۰ (-۴/۱%)  | ۱/۶۱۰ ± ۰/۱۱۰      | ۱/۴۸۰ ± ۰/۱۵۰ (-۸/۱%)       | ۰/۰۱۲  | ۰/۰۱۶  |
| سرعت اوج جرک (متر بر ثانیه)       | ۱/۸۱۰ ± ۰/۱۰۰ | ۱/۷۰۰ ± ۰/۱۲۰ (-۶/۱%)  | ۱/۶۹۰ ± ۰/۱۳۰      | ۱/۴۶۰ ± ۰/۱۷۰ (-۱۳/۶%)      | ۰/۰۰۲  | ۰/۰۰۶  |
| بیشینه ارتفاع هالتر در کلین (متر) | ۱/۱۹۰ ± ۰/۰۵۰ | ۱/۱۸۰ ± ۰/۰۶۰ (-۰/۸%)  | ۱/۱۶۰ ± ۰/۰۶۰      | ۱/۱۱۰ ± ۰/۰۸۰ (-۴/۳%)       | ۰/۰۰۸  | ۰/۰۱۶  |
| جابه‌جایی افقی هالتر (متر)        | ۰/۰۳۲ ± ۰/۰۰۸ | ۰/۰۴۱ ± ۰/۰۱۲ (+۲۸/۱%) | ۰/۰۴۴ ± ۰/۰۱۴      | ۰/۰۷۶ ± ۰/۰۲۵ (+۷۲/۷%)      | <۰/۰۰۱ | <۰/۰۰۴ |

یادداشت: مقادیر p به روش هولم برای چهار آزمون اثر متقابل کینماتیک هالتر اصلاح شده‌اند. تغییر مثبت جابه‌جایی افقی نشان‌دهنده افزایش دامنه حرکت مسیر هالتر است.

جدول ۶. رگرسیون چندگانه اکتشافی برای پیش‌بینی تغییر حاد سرعت عمودی اوج هالتر در حرکت دوزرب

| متغیر پیش‌بین                              | B      | خطای معیار B | $\beta$ | t      | p     | فاصله اطمینان ۹۵٪ برای B |
|--------------------------------------------|--------|--------------|---------|--------|-------|--------------------------|
| عرض از مبدأ                                | -۰/۰۳۴ | ۰/۰۱۸        | —       | -۱/۳۳۳ | ۰/۱۹۶ | [-۰/۰۶۱, ۰/۰۱۳]          |
| تغییر MDF عضله راست‌رانی (هترز)            | ۰/۰۰۷  | ۰/۰۰۲        | ۰/۴۲۸   | ۳/۵۰۰  | ۰/۰۰۲ | [۰/۰۰۳, ۰/۰۱۱]           |
| تغییر زاویه زانو در مرحله دیپ دوزرب (درجه) | ۰/۰۰۹  | ۰/۰۰۳        | ۰/۳۱۵   | ۳/۰۰۰  | ۰/۰۰۶ | [۰/۰۰۳, ۰/۰۱۵]           |
| تغییر شاخص هم‌فعالی RF-BF                  | -۰/۴۲۰ | ۰/۱۶۸        | -۰/۲۶۴  | -۲/۵۰۰ | ۰/۰۲۰ | [-۰/۷۶۷, -۰/۰۷۳]         |
| گروه (نیمه‌نخبه در مقایسه با نخبه)         | -۰/۰۵۸ | ۰/۰۲۲        | -۰/۲۹۱  | -۲/۶۳۶ | ۰/۰۱۵ | [-۰/۱۰۳, -۰/۰۱۳]         |

یادداشت: ضریب تعیین  $R^2=۰/۶۴۲$ ؛ ضریب تعیین تعدیل‌شده  $R^2=۰/۳۲۱$ ،  $F(۴, ۲۳)=۱۰/۳۲۱$ ،  $p<۰/۰۰۱$ ؛ کدگذاری گروه: ۰ = نخبه و ۱ = نیمه‌نخبه. تغییر برابر با پس‌آزمون منهای پیش‌آزمون است؛ تغییر منفی‌تر سرعت دوزرب نشان‌دهنده افت بیشتر است. تمام مقادیر VIF کمتر از ۲/۴۵ بودند. این مدل ماهیت اکتشافی دارد.

## بحث

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که سطح رقابتی وزنه‌برداران با میزان تغییرات حاد ناشی از خستگی در عملکرد پرش عمودی با حرکت مخالف، فرکانس میانه عضله راست‌رانی، تغییرپذیری زمان شروع فعالیت عضلانی و ویژگی‌های مکانیکی حرکت هالتر طی یک پروتکل استاندارد خستگی ناشی از حرکت دوزرب ارتباط داشت. این نتیجه‌گیری‌ها بر اساس تعامل‌های گروه  $\times$  زمان صورت گرفتند که پس از اصلاح مقایسه‌های چندگانه به روش هولم همچنان معنادار باقی ماندند. در مقابل، برای متغیرهای زوایای مفصلی، فرکانس میانه عضلات راست‌کننده ستون فقرات و هم‌فعالی عضلانی، به دلیل در دسترس نبودن نتایج کامل تحلیل تعامل، هیچ‌گونه تفاوت استنباطی بین دو گروه مطرح نشد.

هر دو گروه پس از اجرای پروتکل خستگی، افزایش قابل‌توجهی در غلظت لاکتات خون مویرگی نشان دادند؛ با این حال، تعامل گروه  $\times$  زمان برای این متغیر معنادار نبود. بنابراین، تفاوت‌های مشاهده‌شده بین دو گروه در میزان افت عملکرد، با شواهد آماری مبنی بر تفاوت پاسخ لاکتات همراه نبود. به همین ترتیب، تعامل گروه  $\times$  زمان برای میزان درک فشار نیز پس از اصلاح مقایسه‌های چندگانه معنادار باقی نماند. یک مطالعه تصادفی‌سازی‌شده اخیر روی ورزشکاران تمرین‌کرده نشان داد که شدت بار تمرین مقاومتی و پروتکل‌های محدودسازی جریان خون می‌توانند تأثیرات متفاوتی بر قدرت، غلظت لاکتات خون و میزان درک فشار داشته باشند. این یافته بر اهمیت بررسی پاسخ‌های ادراکی و متابولیکی در کنار شاخص‌های عملکردی تأکید می‌کند (۳۳). در مقابل، وزنه‌برداران زیرنخبه پس از تعدیل آماری به روش هولم، کاهش معنادار بیشتری در ارتفاع پرش عمودی با حرکت مخالف و توان اوج نشان دادند که بیانگر خستگی‌پذیری عملکردی بیشتر در این گروه است. اگرچه شاخص‌های CMJ به‌طور گسترده به‌عنوان ابزارهای کاربردی برای ارزیابی وضعیت عصبی-عضلانی استفاده می‌شوند، باید آن‌ها را شاخص‌هایی از عملکرد کلی در نظر گرفت و نه معیارهایی مستقیم برای شناسایی یک سازوکار فیزیولوژیکی خاص خستگی (۳۱، ۲۷). پایدارترین یافته‌های عصبی-عضلانی مربوط به فرکانس میانه عضله راست‌رانی و تغییرپذیری زمان شروع فعالیت عضلانی بودند. کاهش بیشتر RF-MDF در وزنه‌برداران زیرنخبه با تغییرات بارزتر مرتبط با خستگی در ویژگی‌های طیفی فعالیت عضله راست‌رانی سازگار است؛ به‌ویژه آنکه در پژوهش حاضر پردازش سیگنال‌ها به‌صورت استاندارد و در مراحل متناظر حرکت انجام شد (۲۲-۲۴). همچنین، افزایش بیشتر تغییرپذیری زمان شروع فعالیت عضلانی می‌تواند نشان‌دهنده افزایش پراکندگی زمانی در الگوهای فعال‌سازی عضلات پس از خستگی باشد. پژوهش‌های پیشین نیز تغییرات مرتبط با خستگی را در هماهنگی اندام تحتانی و سازمان‌دهی حرکات اختصاصی ورزشی گزارش کرده‌اند (۱۶، ۱۷). با این حال، یافته‌های حاضر وجود رابطه علی بین خستگی موضعی عضلات و افت ویژگی‌های مکانیکی حرکت هالتر را اثبات نمی‌کنند؛ زیرا تحلیل میانجی‌گری یا بررسی رسمی ارتباط میان متغیرهای عصبی-عضلانی و مکانیکی انجام نشده است.

یافته‌های مربوط به کینماتیک مفاصل باید با احتیاط بیشتری تفسیر شوند. تحلیل‌های توصیفی نشان دادند که وزنه‌برداران زیرنخبه در مقایسه با وزنه‌برداران نخبه، کاهش بیشتری در میزان بازشدگی زانو طی مرحله کشش دوم حرکت کلین، افزایش بیشتری در تمایل تنه به جلو هنگام دریافت هالتر، خم‌شدگی بیشتر زانو در مرحله پایین‌رفتن جرک و کاهش بیشتری در سرعت زاویه‌ای اوج مفاصل زانو و ران طی مرحله رانش جرک داشتند. این الگوها از نظر بیومکانیکی قابل توجیه هستند و به‌طور کلی با پژوهش‌های پیشین که بر نقش کینماتیک مفاصل ران و زانو در عملکرد وزنه‌برداری تأکید کرده‌اند (۶، ۱۱، ۱۲)، و همچنین مطالعات اخیر درباره ویژگی‌های مکانیکی حرکت جرک و مرحله پایین‌رفتن آن (۷، ۸)، همخوانی دارند. با این حال، نتایج کامل تحلیل استنباطی تعامل گروه  $\times$  زمان برای این متغیرهای ثانویه در دسترس نبود. بنابراین، تفاوت‌های عددی مشاهده‌شده را نمی‌توان به‌عنوان شواهدی از تفاوت آماری تأییدشده در پاسخ به خستگی بین دو سطح رقابتی تفسیر کرد. روشن‌ترین شواهد مربوط به تفاوت‌های مرتبط با سطح رقابتی در متغیرهای کینماتیکی هالتر مشاهده شد. وزنه‌برداران زیرنخبه در مقایسه با وزنه‌برداران نخبه، تقریباً دو برابر کاهش درصدی در سرعت اوج هالتر طی مرحله کلین نشان دادند. همچنین، کاهش سرعت اوج هالتر در مرحله جرک، افت حداکثر ارتفاع هالتر در مرحله کلین و افزایش جابه‌جایی افقی هالتر در این گروه بیشتر بود. تعامل گروه  $\times$  زمان برای هر چهار متغیر پس از تعدیل به روش هولم همچنان معنادار باقی ماند. این یافته‌ها با نتایج پژوهش‌های پیشین که نشان داده‌اند خستگی، ساختار ست‌های تمرینی و نوع تمرین می‌توانند بر سرعت هالتر و سایر شاخص‌های عملکردی تأثیر بگذارند، همسو هستند (۲۵-۲۷). همچنین، نتایج حاضر به‌طور کلی با مطالعاتی که اعتبار، پایایی و قابلیت تفسیر کاربردی اندازه‌گیری سرعت و مسیر حرکت هالتر را در وزنه‌برداری و تمرینات مقاومتی بررسی کرده‌اند، مطابقت دارند (۱۳، ۱۵، ۳۴-۳۶). با این حال، افزایش جابه‌جایی افقی هالتر را نباید بدون در نظر گرفتن جهت حرکت، الزامات اختصاصی هر مرحله و راهبردهای فردی وزنه‌برداران، به‌طور خودکار نشانه افت کیفیت تکنیک دانست.

تحلیل رگرسیون چندمتغیره تجمیعی در پژوهش حاضر ماهیتی اکتشافی داشت. اگرچه مدل توانست بخش نسبتاً زیادی از واریانس تغییرات حاد سرعت هالتر در مرحله جرک را تبیین کند، این مدل شامل چهار متغیر پیش‌بین در نمونه‌ای متشکل از تنها ۲۸ ورزشکار بود. علاوه بر این، تحلیل حساسیت نشان داد که توان آماری پژوهش عمدتاً برای شناسایی اثرات بزرگ در مدل چندمتغیره کافی بوده است. بنابراین، مدل حاضر نباید به‌عنوان یک معادله پیش‌بینی معتبر و نهایی در نظر گرفته شود و ضرایب منفرد آن نیز نباید به‌عنوان شواهدی از روابط علی بین ویژگی‌های عصبی-عضلانی و مکانیکی تفسیر شوند. در عوض، یافته‌های این تحلیل مجموعه‌ای از متغیرهای بالقوه مرتبط شامل RF-MDF، زاویه زانو در مرحله پایین‌رفتن جرک، هم‌فعالی عضلات راست‌رانی و دوسرانی و سطح رقابتی را شناسایی می‌کنند که بررسی بیشتر آن‌ها در نمونه‌های مستقل و بزرگ‌تر ضروری است. مدل‌های رگرسیون چندمتغیره تفکیک‌شده بر اساس گروه در تحلیل نهایی حفظ نشدند؛ زیرا حجم نمونه ۱۴ نفری هر گروه برای برآورد پایدار ضرایب متعدد رگرسیون کافی نبود.

تعریف عملیاتی سطح رقابتی نیز در تفسیر یافته‌ها اهمیت دارد. شرکت‌کنندگان به‌صورت هدفمند و بر اساس ترکیبی از موفقیت‌های رقابتی، عملکرد سینکرو و سابقه تمرینی در دو گروه نخبه و زیرنخبه طبقه‌بندی شدند. در نتیجه، تفاوت‌های مربوط به سابقه تمرینی، عملکرد یک تکرار بیشینه، قدرت نسبی و امتیاز مجموع سینکرو، ویژگی‌های مورد انتظار گروه‌های از پیش تعریف‌شده بودند و نباید به‌عنوان پیامدهای ناشی از پروتکل خستگی در نظر گرفته شوند. بنابراین، سطح رقابتی باید به‌عنوان یک شاخص ترکیبی از تجربه، تخصص و وضعیت عملکردی ورزشکار تفسیر شود و نه یک عامل مستقل منفرد. افزون بر این، از آنجاکه این ویژگی‌ها در معیارهای طبقه‌بندی گروه‌ها لحاظ شده بودند، نمی‌توان سهم مستقل هر یک از آن‌ها را در پاسخ‌های مشاهده‌شده به خستگی مشخص کرد.

پژوهش حاضر با چند محدودیت همراه بود. نخست، حجم نمونه نسبتاً محدود بود و شرکت کنندگان از جامعه‌ای با ویژگی‌های رقابتی مشخص انتخاب شدند. همچنین، تحلیل حساسیت نشان داد که پژوهش عمدتاً توانایی شناسایی اثرات بزرگ را داشته است. دوم، اگرچه وزنه‌برداران زن و مرد در پژوهش شرکت کردند، طرح پژوهش و حجم نمونه برای بررسی پاسخ‌های اختصاصی جنسیت مناسب نبود. سوم، شاخص‌های طیفی حاصل از الکترومایوگرافی سطحی در حرکات پویا ممکن است تحت تأثیر عواملی مانند سرعت انقباض، طول عضله، جابه‌جایی الکتروود و سایر عوامل قرار گیرند؛ حتی زمانی که محل نصب حسگرها استاندارد باشد و پردازش سیگنال‌ها در مراحل متناظر حرکت انجام شود (۲۲-۲۴). چهارم، نتایج کامل تحلیل تعامل گروه  $\times$  زمان برای برخی متغیرهای ثانویه کینماتیکی و عصبی-عضلانی در دسترس نبود و به همین دلیل، تفسیر آن‌ها به مقایسه‌های توصیفی محدود شد. پنجم، جزئیات کافی از محتوای اختصاصی تمرینات گرم کردن پویا در مستندات اولیه پروتکل ثبت نشده بود و در نتیجه، امکان گزارش دقیق و قابل اعتماد آن‌ها به صورت گذشته‌نگر وجود نداشت. ششم، اگرچه توالی ارزیابی‌های پس از خستگی استاندارد شده بود، فاصله‌های زمانی بین اندازه‌گیری میزان درک فشار، لاکتات خون، CMJ و اجرای حرکت دوزرب، امکان وقوع مقداری باز یافت فیزیولوژیکی را فراهم می‌کرد. بنابراین، پاسخ‌های مشاهده‌شده بیانگر وضعیت ورزشکاران در زمان‌های مختلف دوره اولیه پس از فعالیت هستند و نباید به عنوان اندازه‌گیری‌های کاملاً هم‌زمان خستگی در نظر گرفته شوند. در نهایت، مدل رگرسیون اکتشافی پیش از استفاده برای اهداف پیش‌بینی، به اعتبارسنجی خارجی نیاز دارد.

از دیدگاه کاربردی، پایداری‌ترین تفاوت‌های مرتبط با سطح رقابتی پس از اصلاح مقایسه‌های چندگانه در سرعت اوج هالتر طی مراحل کلین و جرک، جابه‌جایی افقی هالتر، عملکرد CMJ، فرکانس میانه عضله راست رانی و تغییرپذیری زمان شروع فعالیت عضلانی مشاهده شدند. اندازه‌گیری سرعت هالتر و تحلیل مسیر حرکت آن با استفاده از تصاویر ویدئویی می‌تواند ابزارهای کاربردی برای پایش تغییرات عملکردی مرتبط با خستگی در وزنه‌برداری باشند؛ مشروط بر آنکه سامانه‌های اندازه‌گیری مورد استفاده از اعتبار و پایایی قابل قبول برخوردار باشند (۱۳، ۱۵، ۳۴-۳۶). در صورت دسترسی به تجهیزات آزمایشگاهی، الکترومایوگرافی سطحی و تحلیل سه‌بعدی حرکت نیز می‌تواند اطلاعات تکمیلی درباره ویژگی‌های عصبی-عضلانی و الگوهای حرکتی فراهم کند. اگرچه تغییرات زوایای مفصلی و هم‌فعالی عضلانی ممکن است برای ارزیابی اختصاصی تکنیک هر ورزشکار مفید باشند، پژوهش حاضر تفاوت‌های آماری معناداری را بین دو گروه در این متغیرهای ثانویه اثبات نکرد. بنابراین، مریدان باید از این شاخص‌ها به عنوان اطلاعات توصیفی درباره پاسخ‌های حرکتی فردی ورزشکاران استفاده کنند و نه به عنوان آستانه‌های تشخیصی معتبر برای شناسایی خستگی یا افت کیفیت تکنیک.

### نتیجه‌گیری نهایی

خستگی حاد ناشی از اجرای پروتکل استاندارد حرکت دوزرب وزنه‌برداری با پاسخ‌های فیزیولوژیکی قابل توجهی در هر دو گروه رقابتی همراه بود. با این حال، وزنه‌برداران زیرنخبه در مقایسه با وزنه‌برداران نخبه، افت بیشتری در عملکرد پرش عمودی با حرکت مخالف، کاهش بیشتری در فرکانس میانه عضله راست رانی، افزایش بیشتری در تغییرپذیری زمان شروع فعالیت عضلانی و تغییرات نامطلوب‌تری در شاخص‌های کینماتیکی هالتر نشان دادند. تعامل گروه  $\times$  زمان برای این متغیرها پس از تعدیل آماری به روش هولم همچنان معنادار باقی ماند. وزنه‌برداران نخبه کاهش کمتری در سرعت اوج هالتر طی مراحل کلین و جرک و حداکثر ارتفاع هالتر در مرحله کلین داشتند و افزایش جابه‌جایی افقی هالتر نیز در آن‌ها کمتر بود. اگرچه متغیرهای ثانویه کینماتیکی مفصل، فرکانس میانه عضلات راست‌کننده ستون فقرات و هم‌فعالی عضلانی از نظر توصیفی الگوهایی سازگار با تغییرات حرکتی بیشتر ناشی از خستگی

در وزنه‌پردازان زیرنخبه نشان دادند، این تفاوت‌ها به دلیل در دسترس نبودن نتایج کامل تحلیل تعامل گروه  $\times$  زمان، از نظر آماری تأیید نشدند. در مجموع، یافته‌های پژوهش حاضر بر ارزش بالقوه استفاده تلفیقی از ارزیابی‌های عصبی عضلانی و بیومکانیکی برای پایش تغییرات عملکردی مرتبط با خستگی در وزنه‌برداری تأکید دارند. انجام پژوهش‌هایی با حجم نمونه بیشتر برای تأیید این یافته‌ها و تعیین کاربرد عملی آن‌ها ضروری است.

## ملاحظات اخلاقی

### پیروی از اصول اخلاق پژوهش

این پژوهش به تأیید کمیته اخلاق پژوهش علمی دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه سامرا رسید (شماره تأییدیه ۳۲، مورخ ۱۸ ژانویه ۲۰۲۶). پیش از جمع‌آوری داده‌ها، رضایت‌نامه آگاهانه کتبی از تمامی شرکت‌کنندگان دریافت شد و تمامی مراحل پژوهش مطابق با اصول اعلامیه هلسینکی انجام گرفت.

### حامی مالی

این پژوهش هیچ‌گونه حمایت مالی اختصاصی از سوی سازمان‌های تأمین‌کننده بودجه در بخش‌های دولتی، تجاری یا غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

### مشارکت نویسندگان

سیف رشید غانم: مفهوم‌سازی، روش‌شناسی، اجرای پژوهش، گردآوری و مدیریت داده‌ها، تحلیل رسمی داده‌ها، اعتبارسنجی، مصورسازی داده‌ها، نگارش پیش‌نویس اولیه، بازبینی و ویرایش مقاله، مدیریت پروژه و نظارت بر اجرای پژوهش. نویسنده نسخه نهایی مقاله را مطالعه و تأیید کرده است.

### تعارض

نویسنده اعلام می‌کند که هیچ‌گونه تعارض منافی وجود ندارد.

### دسترسی به داده‌ها

مجموعه داده‌های تولیدشده و/یا تحلیل‌شده در پژوهش حاضر، بنا به درخواست منطقی و با رعایت الزامات سازمانی و اخلاقی مربوط به حفظ محرمانگی اطلاعات شرکت‌کنندگان، از طریق نویسنده مسئول در دسترس خواهند بود.

### استفاده از هوش مصنوعی

از ابزار ChatGPT شرکت OpenAI برای کمک به ویرایش زبانی و بهبود وضوح نگارش مقاله استفاده شده است. نویسنده متن نهایی را بررسی و تأیید کرده و مسئولیت کامل محتوای علمی، داده‌های عددی، تحلیل‌های آماری، منابع و نتیجه‌گیری‌های مقاله را بر عهده دارد.

## References

1. Storey A, Smith HK. Unique aspects of competitive weightlifting: performance, training and physiology. *Sports Medicine*. 2012;42(9):769-790. [DOI:10.1007/BF03262294]
2. Stone MH, Pierce KC, Sands WA, Stone ME. Weightlifting: a brief overview. *Strength and Conditioning Journal*. 2006;28(1):50-66. [DOI:10.1519/1533-4295(2006)28[50:WABO]2.0.CO;2]
3. Garhammer J. Power production by Olympic weightlifters. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1980;12(1):54-60. [DOI:10.1249/00005768-198021000-00011]
4. Garhammer J. Biomechanical profiles of Olympic weightlifters. *International Journal of Sport Biomechanics*. 1985;1(2):122-130. [DOI:10.1123/ijsb.1.2.122]
5. Gourgoulis V, Aggeloussis N, Mavromatis G, Garas A. Three-dimensional kinematic analysis of the snatch of elite Greek weightlifters. *Journal of Sports Sciences*. 2000;18(8):643-652. [DOI:10.1080/02640410050082332]
6. Kipp K, Redden J, Sabick MB, Harris C. Weightlifting performance is related to kinematic and kinetic patterns of the hip and knee joints. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2012;26(7):1838-1844. [DOI:10.1519/JSC.0b013e318239c1d2]
7. Liu G, He Z, Ye B, Guo H, Pan H, Zhu H, et al. Comparative analysis of the kinematic characteristics of lunge-style and squat-style jerk techniques in elite weightlifters. *Life*. 2024;14(9):1086. [DOI:10.3390/life14091086]
8. Ye B, Liu G, He Z, Xu J, Pan H, Zhu H. Biomechanical mechanisms of anterior cruciate ligament injury in the jerk dip phase of clean and jerk: a case study of an injury event captured on-site. *Heliyon*. 2024;10(11):e31390. [DOI:10.1016/j.heliyon.2024.e31390]
9. Soriano MA, Suchomel TJ, Comfort P. Weightlifting overhead pressing derivatives: a review of the literature. *Sports Medicine*. 2019;49(6):867-885. [DOI:10.1007/s40279-019-01096-8]
10. Suchomel TJ, Comfort P, Stone MH. Weightlifting pulling derivatives: rationale for implementation and application. *Sports Medicine*. 2015;45(6):823-839. [DOI:10.1007/s40279-015-0314-y]
11. Joffe SA, Chavda S, Gilham J, Sandercock GRH, Tallent J. A comparison of maximal isometric force in the first pull, transition and second pull of the clean and their contribution to predict performance in national and international level weightlifters. *Sports Biomechanics*. 2026;25(2):281-297. [DOI:10.1080/14763141.2025.2458478]
12. Arauz PG, Garcia G, Llerena J, Kao I. Biomechanical and neuromuscular differences between the snatch and clean in elite weightlifters. *Journal of Biomechanics*. 2026;195:113106. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2025.113106]
13. Sandau I, Langen G, Nitzsche N. Variability of time series barbell kinematics in elite male weightlifters. *Frontiers in Sports and Active Living*. 2023;5:1264280. [DOI:10.3389/fspor.2023.1264280]
14. Kauhanen H, Hakkinen K, Komi PV. A biomechanical analysis of the snatch and clean and jerk techniques of Finnish elite and district level weightlifters. *Scandinavian Journal of Sports Sciences*. 1984;6(2):47-56.
15. Haj Lotfalian M. Validation of a low-cost inertial sensor for estimating barbell velocity during deadlift concentric phase. *Journal of Sport Biomechanics*. 2026;12(1):20-34. [DOI:10.61882/JSportBiomech.12.1.20]

16. Farrokhi Parashkoh M, Amirseyfaddini M, Naderi S. Effects of fatigue on lower-limb coordination and its variability during running in semi-professional soccer players. *Journal of Sport Biomechanics*. 2026;12(1):2-18. [DOI:10.61882/JSportBiomech.12.1.2]
17. Masoumi S. The interactive effect of pre-landing skill complexity and fatigue on biomechanical landing patterns in female taekwondo athletes. *Journal of Sport Biomechanics*. 2026;12(2):172-191. [DOI:10.66224/JSportBiomech.12.2.172]
18. Enoka RM, Duchateau J. Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *The Journal of Physiology*. 2008;586(1):11-23. [DOI:10.1113/jphysiol.2007.139477]
19. Hunter SK. Performance fatigability: mechanisms and task specificity. *Cold Spring Harbor Perspectives in Medicine*. 2018;8(7):a029728. [DOI:10.1101/cshperspect.a029728]
20. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. 1997;13(2):135-163. [DOI:10.1123/jab.13.2.135]
21. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2000;10(5):361-374. [DOI:10.1016/S1050-6411(00)00027-4]
22. Farina D, Merletti R, Enoka RM. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*. 2004;96(4):1486-1495. [DOI:10.1152/jappphysiol.01070.2003]
23. Farina D. Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions. *Exercise and Sport Sciences Reviews*. 2006;34(3):121-127. [DOI:10.1249/00003677-200607000-00006]
24. Sun J, Liu Y, Yan S, et al. Application of surface electromyography in exercise fatigue: a review. *Frontiers in Systems Neuroscience*. 2022;16:893275. [DOI:10.3389/fnsys.2022.893275]
25. Hardee JP, Lawrence MM, Zwetsloot KA, Triplett NT, Utter AC, McBride JM. Effect of cluster set configurations on power clean technique. *Journal of Sports Sciences*. 2013;31(5):488-496. [DOI:10.1080/02640414.2012.736633]
26. Hardee JP, Lawrence MM, Utter AC, Triplett NT, Zwetsloot KA, McBride JM. Effect of inter-repetition rest on ratings of perceived exertion during multiple sets of the power clean. *European Journal of Applied Physiology*. 2012;112(8):3141-3147. [DOI:10.1007/s00421-011-2300-x]
27. Antunes JP, Oliveira R, Reis VM, Romero F, Moutao J, Brito JP. Comparison between Olympic weightlifting lifts and derivatives for external load and fatigue monitoring. *Healthcare*. 2022;10(12):2499. [DOI:10.3390/healthcare10122499]
28. Faul F, Erdfelder E, Buchner A, Lang AG. Statistical power analyses using G\*Power 3.1: tests for correlation and regression analyses. *Behavior Research Methods*. 2009;41(4):1149-1160. [DOI:10.3758/BRM.41.4.1149]
29. van Melick N, Meddeler BM, Hoozeboom TJ, Nijhuis-van der Sanden MWG, van Cingel REH. How to determine leg dominance: the agreement between self-reported and observed performance in healthy adults. *PLOS ONE*. 2017;12(12):e0189876. [DOI:10.1371/journal.pone.0189876]
30. Raa A, Sunde GA, Bolann B, Kvale R, Bjerkvig C, Eliassen HS, et al. Validation of a point-of-care capillary lactate measuring device (Lactate Pro 2). *Scandinavian Journal of Trauma, Resuscitation and Emergency Medicine*. 2020;28(1):83. [DOI:10.1186/s13049-020-00776-z]
31. Linthorne NP. Analysis of standing vertical jumps using a force platform. *American Journal of Physics*. 2001;69(11):1198-1204. [DOI:10.1119/1.1397460]
32. Borg G. Borg's Perceived Exertion and Pain Scales. Champaign, IL: Human Kinetics; 1998.

33. Ghanim SR, Mahmood IS, Mohammed SA, Ahmed MK. Comparative study of high- and low-load blood flow restriction training on strength, hypertrophy, aerobic capacity, and fatigue in athletes. *Comparative Exercise Physiology*. 2025;22(1):15-22. [DOI:10.1163/17552559-bja10070]
34. Martinez-Cava A, Hernandez-Belmonte A, Courel-Ibanez J, Moran-Navarro R, Gonzalez-Badillo JJ, Pallares JG. Reliability of technologies to measure the barbell velocity: implications for monitoring resistance training. *PLOS ONE*. 2020;15(6):e0232465. [DOI:10.1371/journal.pone.0232465]
35. Weakley J, Mann B, Banyard H, McLaren S, Scott T, Garcia-Ramos A. Velocity-based training: from theory to application. *Strength and Conditioning Journal*. 2021;43(2):31-49. [DOI:10.1519/SSC.0000000000000560]
36. Gonzalez-Badillo JJ, Yanez-Garcia JM, Mora-Custodio R, Rodriguez-Rosell D. Velocity loss as a variable for monitoring resistance exercise. *International Journal of Sports Medicine*. 2017;38(3):217-225. [DOI:10.1055/s-0042-120324]