

Research Paper

Effects of Insole Type and Fatigue on the Electrical Activity of Lower Limb Muscles During Running in Men With Foot Pronation and ACL Reconstruction: A Clinical Trial

Ebrahim Piri¹ , *AmirAli AmirAli Jafarnezhadgero¹ , Mahrokh Dehghani¹

1. Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.



Citation Piri E, AmirAli Jafarnezhadgero AA, Dehghani M. Effects of Insole Type and Fatigue on the Electrical Activity of Lower Limb Muscles During Running in Men With Foot Pronation and ACL Reconstruction: A Clinical Trial. *Archives of Rehabilitation*. 2026; 26(4):572-605. <https://doi.org/10.32598/RJ.26.4.4128.1>

doi <https://doi.org/10.32598/RJ.26.4.4128.1>

ABSTRACT

Objective The purpose of this study was to investigate the effects of different types of insoles and fatigue on the electrical activity of lower limb muscles during running in men with foot pronation (FP) at different post-anterior cruciate ligament reconstruction (ACLR) times.

Materials & Methods In this randomized clinical trial, 30 men with ACLR-FP, along and 10 healthy men, participated. A wireless surface electromyography (EMG) system was used to record the electrical activity of lower limb muscles during different phases of running. The participants were evaluated wearing four different insoles (control shoe, placebo insole, arch support insole, and double-density insole) before and after fatigue induced using a treadmill and assessed based on Borg's Rating of Perceived Exertion scale. Data were analyzed using repeated measures analysis of variance (ANOVA) and the Bonferroni post-hoc test, considering a significance level of $P \leq 0.05$.

Results Under the placebo insole use condition, the fatigue-group interaction effect showed a significant increase for the biceps femoris (BF) during the loading response phase ($P=0.038$; effect size $[d]=0.200$) and for the gluteus medius (GM) during the mid-stance phase ($P=0.048$; $d=0.019$). Under the arch-support insole use condition, the fatigue-group interaction effect demonstrated a statistically significant increase for the BF during the mid-stance ($P=0.045$; $d=0.019$) and push-off ($P=0.040$; $d=0.020$) phases. Under the double-density insole use condition, the fatigue-group interaction effect showed a statistically significant decrease for the tibialis anterior (TA) during the mid-stance phase ($P=0.039$; $d=0.001$); for the gastrocnemius (GC) during the push-off phase ($P=0.035$; $d=0.217$); and for the TA during the deceleration phase ($P=0.002$; $d=0.100$).

Conclusion It seems that both fatigue and the use of different insoles can alter the neuromuscular activity pattern in men with ACLR-FP. The arch-support and double-density insoles have greater potential to mitigate the negative effects of fatigue and improve muscle electrical activity, particularly in patients in the early post-ACLR period (<6 months).

Keywords Anterior cruciate ligament (ACL), Fatigue, Frequency spectrum, foot pronation (FP), Running

Received: 20 Oct 2025

Accepted: 12 Dec 2025

Available Online: 01 Jan 2026

* Corresponding Author:

AmirAli Jafarnezhadgero, Associate Professor.

Address: Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Tel: +98 (910) 5146214

E-Mail: amiralijafarnezhad@gmail.com

Copyright © 2026 The Author(s);
This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-BY-NC; <https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en>), which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

English Version

Introduction

Running, despite its well-established benefits for enhancing cardiorespiratory fitness and contributing to body type determination, carries a considerable risk of lower-extremity injury. Reports indicate that 2-38 injuries per 1,000 hours of running may occur [1]. Severe injuries such as complete rupture of the anterior cruciate ligament (ACL) generally require surgical intervention followed by a prolonged, structured rehabilitation program to restore knee joint stability and normal functional performance [2]. The concurrent presence of a pronation deformity (excessive foot inward rotation) alongside ACL rupture introduces significant clinical challenges, as the ACL plays a critical role in preventing anterior tibial translation relative to the femur and controlling knee internal rotation. Inadequate postoperative rehabilitation may lead to complications such as joint instability, reduced muscular strength, particularly in the quadriceps, altered movement patterns, and an increased risk of secondary injuries to the meniscus and articular cartilage [3, 4].

The prevalence of foot pronation (FP) is estimated to range from 48% to 78% in youth and from 20% to 23% in adults [5, 6]. In contrast, epidemiological data indicate that 30-70 new ACL injuries per 100,000 individuals occur annually in the general population. In the United States alone, more than 200,000 new ACL injuries are reported each year, and approximately 100,000 ACL reconstruction (ACLR) surgeries are performed [7]. FP is a structural abnormality characterized by a reduced medial longitudinal arch and altered alignment of the ankle joint [8].

Multiple surgical techniques are available for ACLR; their choice depends on the injury severity and the patient's functional goals. These techniques involve grafts harvested from the hamstring tendons, the patellar tendon, the quadriceps tendon, or the Achilles tendon. When selecting a graft type, key considerations include the individual's activity level, the biological compatibility of the transplanted tissue, and its mechanical strength in resisting re-injury or graft failure [9]. Recent studies indicate that the rate of ACLR failure ranges from 5% to 25%, influenced by factors such as inadequate rehabilitation, premature return to sport, muscular weakness, and insufficient graft fixation, with the highest risk of re-injury occurring within the first two postoperative years [10, 11]. FP is recognized as an independent risk factor

for ACL re-rupture. One proposed mechanism involves the induction of excessive internal rotation of the tibia, which imposes abnormal stress on the reconstructed ligament and increases the risk of subsequent injury. Additionally, the uneven distribution of pressure across the lower-extremity joints may diminish muscular efficiency and ultimately lead to functional impairments and neuromuscular deficits [12].

Studies indicate that during forward dynamic activities such as running, the quadriceps muscles play a critical role in preventing unwanted movements and maintaining body balance [13]. An increase in the frequency spectrum of electromyographic (EMG) signals may reflect enhanced neuromuscular coordination and muscle efficiency. This change is likely due to the recruitment of more fast-twitch motor units, which can generate higher-frequency signals, thereby contributing to increased strength and improved muscular performance during activities like running [14]. Overall, an increase in muscle EMG frequency generally indicates heightened muscle activation or contraction intensity and is associated with the engagement of fast-twitch muscle fibers [15].

Muscle fatigue is a physiological phenomenon defined as a decrease in the muscle's force-generating capacity. This condition leads to decreased contractile activity, impaired muscle coordination, and an overall decline in neuromuscular efficiency [16]. Fatigue can alter the patterns of muscle electrical activity, which may be associated with an increased risk of muscular injuries [17]. At the physiological level, fatigue is linked to impaired function of contractile proteins (actin and myosin) and depletion of energy-carrying molecules (e.g. adenosine triphosphate), ultimately resulting in compromised muscle performance and heightened susceptibility to injury [18].

One of the most common interventions for correcting lower-extremity movement patterns is the use of shoe insoles. Corrective movement specialists widely employ these devices to address FP, and studies have confirmed their significant effectiveness in reducing tibial internal rotation [19, 20]. Among the benefits of using insoles is the reduction of electrical activity in muscles responsible for controlling axial rotations and maintaining lower-extremity alignment. Therefore, compensating for FP with orthotic insoles can be a highly effective intervention [21]. Research has shown that in individuals with FP, the line of body weight application shifts medially, generating an evor moment. In contrast, insoles with medial arch support redirect the load laterally and, by reducing center-of-pressure fluctuations, enhance balance in both static and dynamic conditions [22].

Although numerous studies have examined the effects of different insoles on muscle activity patterns or the influence of fatigue on muscle performance, no research has investigated the interactive effects of insole type and muscle fatigue on the frequency of muscle EMG activity in patients with ACLR-FP. These patients experience muscle fatigue and often use insoles during daily activities and sports. Understanding these interactive effects can help develop more precise rehabilitation protocols, optimize the prescription of assistive devices, such as insoles, and ultimately contribute to the prevention of ACL re-injury in this population.

Materials and Methods

Study design and participants

This is a randomized clinical trial with a pretest-posttest design conducted at the Sports Biomechanics Laboratory of the University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran. The study population consists of all male patients with ACLR-FP and healthy individuals in Ardabil province. To determine the minimum sample size, G*Power software, version 3.1 was used. By considering a significance level of 0.05, an effect size of 0.8, and a test power of 0.8 [23], the minimum sample size was determined to be 16. We selected 30 men (with ACLR and FP) and 10 healthy men, aged 18–45 years, using a convenience sampling method. Participants were divided into four groups: ACLR-FP men with <6 months post-ACLR (Group A), ACLR-FP men with 6–12 months post-ACLR (Group B), ACLR-FP men with >12 months post-ACLR (Group C), and healthy men (Group D). The right foot was identified as the dominant foot for all participants during a soccer kick test [24].

Inclusion criteria were: Having ACLR and FP, at least 6 months post-ACLR surgery, no pain during range of motion, ability to run without any limitations, willingness to participate in the study, age between 18–45 years, no other lower limb abnormalities such as genu varum, no long-term history of medication use affecting the musculoskeletal system, a body mass index (BMI) between 18.5 and 25 kg/m², having a hamstring graft, a rearfoot deviation angle >4 degrees; a foot posture index >10 mm, and navicular drop greater than 1 cm. Exclusion criteria were lower-limb length asymmetry >5 mm and unwillingness to cooperate in the study. Figure 1 presents the flowchart of the sampling and group allocation processes. Throughout all stages of the study, research ethics were observed, and informed consent was obtained from all participants [25].

All procedures were conducted in accordance with the Helsinki Declaration [26]. All participants were requested to refrain from intense physical activity 48 hours before the test. This precaution ensured that only the effect of acute, standardized laboratory-induced fatigue (under uniform conditions) would be examined [27, 28].

Data collection and protocols

Participants performed the running task on an 18-meter path towards the laboratory after electrode placement on the muscles. Each condition was recorded with three correct trials. To control and monitor running speed (3.2 m/s), two sets of infrared beam sensors (Wellsway, Australia) were used [3]. To familiarize themselves with the path, participants ran three times before data collection. To compare the potential effect of running speed and control it during data analysis, each individual's running speed was monitored with a speedometer to ensure no variations in speed across trials. Three trials were performed under each condition. The trial was discarded if the data were incomplete or noisy, if the participant lost balance during the trial, or if the participant ran with an atypical pattern. It should be noted that a trial was considered correct only if the EMG signal from all muscles was recorded properly [29].

Muscle activity from the right leg was recorded during running for the following muscles: Tibialis anterior (TA), gastrocnemius (GC), vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF), biceps femoris (BF), semitendinosus (ST), and gluteus medius (GM). To record muscle electrical activity, an 8-channel wireless EMG system (Biometrics Ltd, UK) with bipolar surface electrodes (circular Ag/AgCl electrode pairs with a diameter of 11 mm; inter-electrode distance of 25 mm, input impedance of 100 MΩ, common mode rejection ratio >110 dB at 50–60 Hz) was used. For filtering the raw EMG data, a low-pass filter of 500 Hz, a high-pass filter of 10 Hz, and a notch filter (to remove mains electricity noise) of 60 Hz were selected [30]. The sampling rate for muscle EMG activity was set at 1000 Hz. The location of the selected muscles and preparatory procedures, such as shaving the electrode site and cleaning with 70% alcohol (C₂H₅OH), were performed according to the Surface Electromyography (EMG) for the non-invasive assessment of muscles (SENIAM) recommendations [31, 32].

Participants from all four groups ran the path at pre-fatigue and post-fatigue stages under four conditions: Control shoe, placebo insole, arch support insole, and double-density insole. Different sizes of insoles were

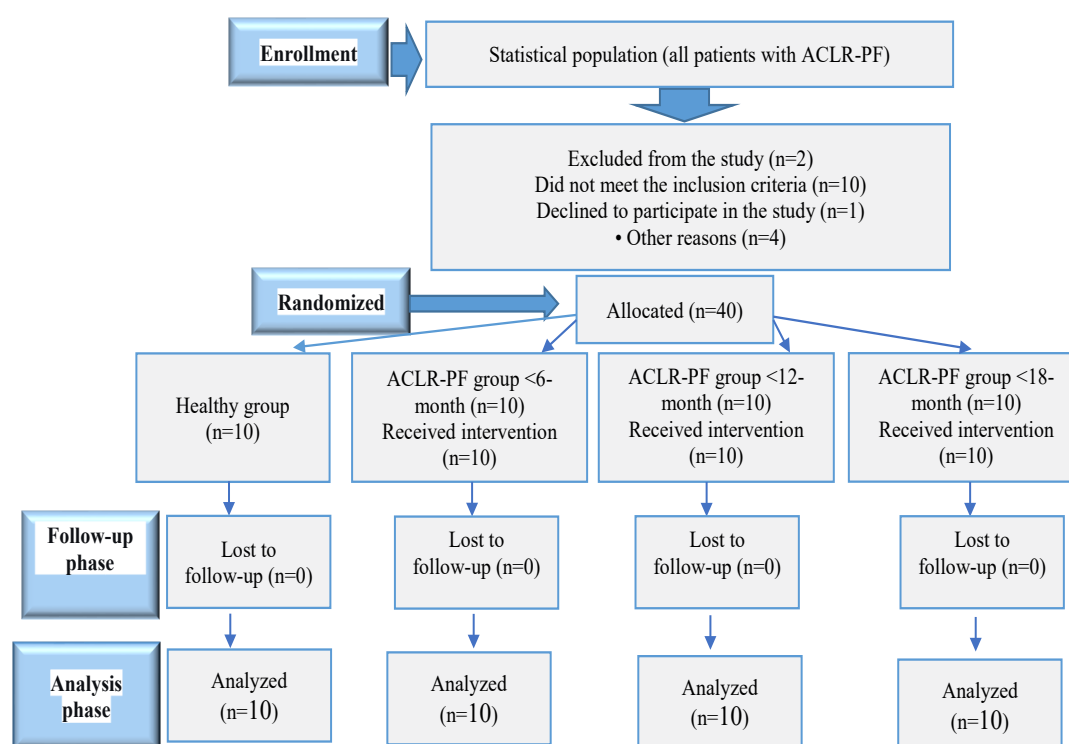


Figure 1. The CONSORT diagram of the study.

Archives of
Rehabilitation

available for each type. The arch support insole (Figure 2) had a medial wedge. The peak height of the medial longitudinal arch in this insole was 25 mm, with a posting (maximum height difference between the medial and lateral wedges) of 15 mm. The length of this insole was designed to cover the rearfoot and midfoot, without extending into the forefoot. It was made of rigid polyurethane and provided full arch coverage. An insole of the appropriate size was used for each participant based on their foot measurements. The placebo insoles (Figure 3) were standard, commercially available type. To standardize data collection conditions, control shoes in various sizes were used for all groups. The double-density insole (Figure 4) was made of ethylene-vinyl acetate (EVA), with a medial Shore A hardness of 60 and a lateral Shore A hardness of 30, while maintaining the elevated support for the medial longitudinal arch. The double-density insole had varied stiffness in the heel pad region and an 8-degree medial-to-lateral incline. Due to its intentionally varied stiffness, this insole may have distinct effects on the attenuation and release of ground reaction forces during running mechanics. A key distinguishing feature of this insole type was its approach to addressing the height discrepancy between the medial and lateral sides, an aspect overlooked in some previous studies, which can potentially induce minor alterations in movement patterns from a biomechanical perspective [33].

The fatigue protocol was performed on an advanced treadmill (Horizon Fitness, Omega GT, USA) at zero incline. At the start of the protocol, participants began walking at 6 km/h, and the speed increased by 1 km/h every 2 minutes. Borg's rate of perceived exertion (RPE) scale of 6–20 was used to determine the final level of fatigue for each participant [34]. Once participants reported a perceived exertion rating of 13 or higher, the treadmill speed was held constant to allow for steady-state running. During the steady-state phase, the perceived exertion score was assessed every 30 seconds. The fatigue protocol was terminated after two minutes of steady-state running when the RPE scale score was above 17, or upon reaching 80% of maximum heart rate [35].

Statistical analysis

Normality of the data distribution was confirmed using the Shapiro-Wilk test. Homogeneity of variances was confirmed using Levene's test ($P > 0.05$). A repeated-measures analysis of variance (ANOVA) was employed for data analysis. All analyses were performed in SPSS software, version 23, considering a significance level at $P < 0.05$.



Figure 2. The arch support insole

Archives of
Rehabilitation

Figure 3. The placebo insole

Archives of
Rehabilitation

Results

The demographic characteristics of the participants are presented in Table 1. The frequency spectrum of the EMG activity for the lower limb muscles across different running phases showed no significant differences between the study groups in the pre-test stage ($P>0.05$). According to the results in Table 2, under the control shoe use condition, the effect of the fatigue factor was statistically significant for the TA muscle during the loading response (Effect size (d)=0.215; $P=0.024$) and the push-off phase ($d=0.200$; $P=0.003$). The effect of fatigue was also statistically significant for the GC ($d=0.400$; $P=0.030$) and BF ($d=0.001$; $P=0.001$) muscles during the deceleration phase. Furthermore, the group factor showed a significant effect on EMG frequency spectrum for the GC ($d=0.200$; $P=0.015$) and BF ($d=0.001$; $P=0.003$) muscles during the deceleration phase. The findings revealed no significant interaction effect of fatigue and group on the EMG activity of lower

limb muscles across any running phases when control shoes were used.

Based on the results in Table 3, when running with placebo insoles, the effect of the fatigue factor was statistically significant for the TA ($d=0.028$, $P=0.008$) and BF ($d=0.240$, $P=0.049$) muscles during the loading phase. Significant fatigue effects were also observed during the mid-stance phase for the TA ($d=0.041$, $P=0.002$), GC ($d=0.222$, $P=0.015$), VM ($d=0.019$, $P=0.038$), VL ($d=0.019$, $P=0.036$), and BF ($d=0.029$, $P=0.006$); during the deceleration phase for the VM ($d=0.018$, $P=0.042$), VL ($d=0.009$, $P=0.039$), and GM ($d=0.009$, $P=0.035$); and during the acceleration phase for the GM ($d=0.019$, $P=0.035$). Furthermore, the group factor effect was statistically significant for the TA ($d=0.021$, $P=0.035$) and GC ($d=0.025$, $P=0.020$) during the loading phase, and for the GM during the mid-stance phase ($d=0.260$, $P=0.018$). The findings revealed a significant fatigue $\times$ group interaction effect for the BF during the

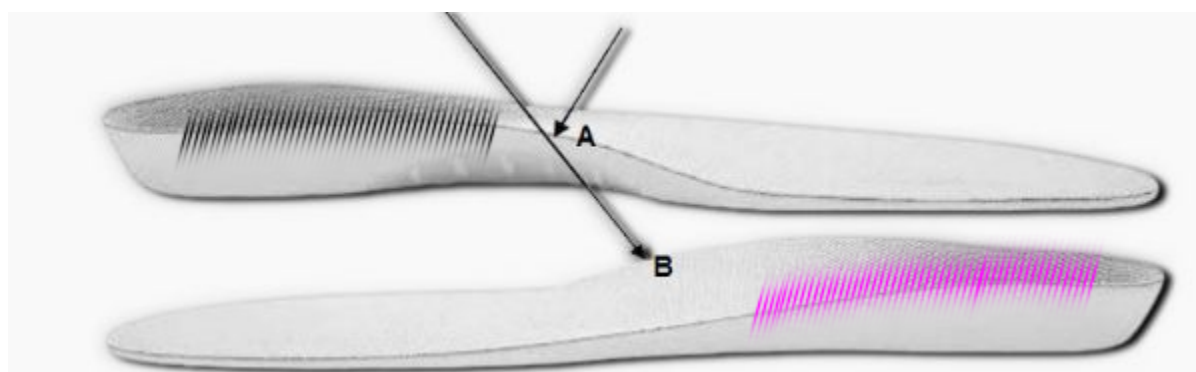


Figure 4. The double-density insole. A: Medial shore A stiffness of 60; B: Lateral shore A stiffness of 30

Archives of
Rehabilitation

Table 1. Demographic and anthropometric characteristics of participants (n=40)

Characteristics	Mean±SD				P
	Post-ACLR (month)			Control	
	Group A (<6)	Group B (6-12)	Group C (>12)	Group D	
Age (y)	24.6±0.8	26.1±0.4	27.1±0.1	25.3±0.4	0.082
Height (cm)	180.4±3.2	179.2±5.7	181.1±2.1	178.1±6.1	0.912
Weight (kg)	80.4±7.4	81.5±5.2	80.6±4.3	79.2±6.5	0.360
BMI (kg/m ²)	23.77±0.64	24.01±0.13	23.79±0.82	23.10±3.8	0.547
Navicular drop (mm)	12.7±1.9	13.8±1.1	12.9±1.3	7.2±1.8	<0.001
Foot posture index	7.2±0.2	8.3±0.5	6.7±1.7	3.2±0.5	<0.001
Graft type (autograft)	Hamstring: 10	Hamstring: 10	Hamstring: 10	Healthy	-

A: ACLR + PF (<6-month), B: ACLR + PF (6-12-month), C: ACLR + PF (>12-month). D: Healthy Control Group. Archives of
Rehabilitation

loading phase ($d=0.200$, $P=0.038$) and for the GM during the mid-stance phase ($d=0.019$, $P=0.048$). Post-hoc test results indicated that the highest rate of increase was observed in the <6-month post-ACLR group compared to the other groups.

Based on the results in Table 4, when running with arch support insoles, the effect of fatigue factor was statistically significant for the TA ($d=0.018$, $P=0.040$) and BF ($d=0.020$, $P=0.030$) muscles during the loading phase. During the mid-stance phase, significant fatigue effects were observed for the TA ($d=0.021$, $P=0.022$), GC ($d=0.025$, $P=0.010$), BF ($d=0.024$, $P=0.012$), and ST ($d=0.022$, $P=0.025$). Furthermore, during the push-off phase, significant fatigue effects were found for the TA ($d=0.019$, $P=0.035$), GC ($d=0.021$, $P=0.028$), BF ($d=0.022$, $P=0.025$), and ST ($d=0.020$, $P=0.032$). Additionally, the group factor effect was statistically significant for the GC during the loading phase ($d=0.230$, $P=0.025$), and for the GM during both the mid-stance phase ($d=0.022$, $P=0.028$) and the deceleration phase ($d=0.210$, $P=0.027$). The findings revealed a significant fatigue×group interaction effect for the BF, which showed a significant increase during both mid-stance ($d=0.019$, $P=0.045$) and push-off ($d=0.020$, $P=0.040$) phases. A significant interaction effect was also observed for the GC during the deceleration phase ($d=0.018$, $P=0.048$). Post-hoc test results indicated that the highest rate of increase in EMG frequency spectrum for the BF during the mid-stance and pushing phases was related to the <6-month post-ACLR group, while the highest

increase for the GC during the deceleration phase was related to the <12-month post-ACLR group.

Based on the results in Table 5, when running with double-density insoles, the effect of the fatigue factor was statistically significant for the GC ($d=0.017$, $P=0.045$) during the loading phase. During the mid-stance phase, significant fatigue effects were observed for the GC ($d=0.023$, $P=0.018$), VM ($d=0.027$, $P=0.038$), VL ($d=0.019$, $P=0.030$), and GM ($d=0.200$, $P=0.029$). Furthermore, during the push-off phase, significant effects of fatigue factor were found for the GC ($d=0.210$, $P=0.028$) and the GM ($d=0.291$, $P=0.021$). Additionally, the group factor effect was statistically significant for the GM during the push-off phase ($d=0.230$, $P=0.020$) and during the acceleration phase ($d=0.100$, $P=0.001$). The findings revealed a significant fatigue×group interaction effect, showing a statistically significant decrease for the TA during the mid-stance phase ($d=0.001$, $P=0.039$); for the GC during the push-off phase ($d=0.217$, $P=0.035$); and for the TA during the deceleration phase ($d=0.100$, $P=0.002$). Post-hoc test results indicated that the highest rate of decrease was related to the <6-month post-ACLR group compared to the other groups.

Discussion

The aim of this study was to investigate the effects of different insole types and fatigue on the EMG frequency spectrum of lower limb muscles during running in men with ACLR-FP at 6, 12, and 18 months post-ACLR.

Table 2. Mean EMG frequency spectrum for lower limb muscles under the control shoe use condition in the study groups and the ANOVA results

Muscles		Mean±SD								P (Effect Size)		
		Group A		Group B		Group C		Group D		Fatigue Effect	Group Effect	Fatigue×Group Effect
		Fatigue										
		Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post			
Loading Phase	TA	136.61±8.35	138.25±8.45	104.67±3.18	105.92±3.22	98.69±2.97	103.97±3.22	158.94±2.40	160.85±2.42	0.024* (0.215)	0.142 (0.184)	0.210 (0.100)
	GC	71.47±4.37	71.61±4.37	54.76±1.66	54.86±1.66	53.75±1.66	53.85±1.67	83.15±1.25	83.32±1.25	0.132 (0.012)	0.134 (0.013)	0.124 (0.010)
	VM	52.57±3.21	52.67±3.22	40.27±1.22	40.35±1.22	39.53±1.22	39.61±1.22	61.16±0.92	61.28±0.92	0.124 (0.031)	0.213 (0.152)	0.216 (0.200)
	VL	47.91±2.92	48.00±2.93	36.70±1.11	36.78±1.11	36.03±1.11	36.10±1.12	55.74±0.84	55.85±0.84	0.051 (0.195)	0.128 (0.001)	0.201 (0.001)
	BF	78.94±4.82	79.10±4.83	60.48±1.54	60.60±1.84	59.36±1.84	59.48±1.84	91.84±1.38	92.03±1.38	0.110 (0.009)	0.062 (0.014)	0.100 (0.005)
	ST	72.17±4.41	72.32±4.42	55.29±1.68	55.40±1.68	54.27±1.68	54.38±1.68	83.97±1.26	84.14±1.27	0.074 (0.001)	0.065 (0.012)	0.100 (0.001)
	RF	59.16±3.61	59.28±3.62	45.33±1.37	45.42±1.38	44.49±1.38	44.58±1.38	68.83±1.03	68.97±1.04	0.085 (0.042)	0.362 (0.002)	0.196 (0.110)
	GM	35.86±2.19	35.94±2.19	27.48±0.83	27.53±0.83	26.97±0.83	27.02±0.83	41.73±0.63	41.81±0.63	0.142 (0.006)	0.089 (0.008)	0.128 (0.001)
Mid-Stance Phase	TA	107.95±6.60	108.17±6.61	82.71±2.51	82.87±2.52	81.18±2.51	81.34±2.52	125.60±1.89	125.85±1.90	0.074 (0.001)	0.068 (0.002)	0.263 (0.893)
	GC	73.40±4.48	73.55±4.49	56.24±1.71	56.35±1.71	55.20±1.71	55.31±1.71	85.40±1.28	85.57±1.29	0.768 (0.001)	0.094 (0.456)	0.264 (0.001)
	VM	47.20±2.88	47.30±2.89	36.16±1.10	36.24±1.10	35.50±1.10	35.57±1.10	54.92±0.82	55.03±0.83	0.847 (0.004)	0.465 (0.294)	0.385 (0.003)
	VL	46.68±2.85	46.77±2.86	35.76±1.08	35.83±1.09	35.10±1.08	35.17±1.09	54.31±0.82	54.41±0.82	0.185 (0.085)	0.051 (0.112)	0.374 (0.001)
	BF	77.54±4.74	77.69±4.75	59.40±1.80	59.52±1.81	58.31±1.80	58.42±1.81	90.21±1.36	90.39±1.36	0.274 (0.501)	0.543 (0.110)	0.242 (0.001)
	ST	65.40±3.99	65.53±4.00	50.11±1.52	50.21±1.52	49.18±1.52	49.28±1.52	76.09±1.14	76.24±1.15	0.218 (0.001)	0.095 (0.102)	0.068 (0.062)
	RF	56.44±3.45	56.55±3.45	43.44±1.31	43.32±1.31	42.44±1.31	42.52±1.31	65.66±0.99	65.79±0.99	0.222 (0.027)	0.196 (0.001)	0.080 (0.006)
	GM	31.56±1.92	31.62±1.93	24.18±0.73	24.22±0.73	23.73±0.73	23.78±0.73	36.71±0.55	36.79±0.55	0.321 (0.005)	0.200 (0.310)	0.361 (0.600)
Push-off Phase	TA	103.03±6.30	103.24±6.31	78.94±2.40	79.09±2.40	77.78±2.40	77.63±2.40	119.87±1.81	120.11±1.81	0.003* (0.200)	0.930 (0.164)	0.111 (0.213)
	GC	70.24±4.29	70.38±4.30	53.81±1.63	53.92±1.64	52.82±1.63	53.93±1.64	81.72±1.23	81.88±1.23	0.238 (0.001)	0.100 (0.103)	0.103 (0.001)
	VM	50.55±3.09	50.65±3.09	38.72±1.17	38.80±1.18	38.01±1.17	38.09±1.18	58.81±0.88	58.92±0.88	0.110 (0.011)	0.216 (0.008)	0.426 (0.100)
	VL	52.13±3.18	52.23±3.19	39.94±1.21	40.02±1.21	39.20±1.21	39.28±1.21	60.65±0.91	60.77±0.91	0.098 (0.096)	0.111 (0.007)	0.230 (0.031)
	BF	70.06±4.28	70.20±4.29	53.68±1.63	53.78±1.63	52.69±1.63	52.79±1.52	81.51±1.23	81.68±1.26	0.405 (0.010)	0.300 (0.002)	0.200 (0.003)
	ST	55.56±3.39	55.67±3.40	42.56±1.29	42.65±1.29	41.78±1.29	41.86±1.29	64.64±0.97	64.77±0.97	0.488 (0.001)	0.394 (0.001)	0.147 (0.001)
	RF	53.10±3.24	53.20±3.25	40.68±1.23	40.76±1.24	39.93±1.23	40.01±1.24	61.77±0.93	61.90±0.93	0.200 (0.017)	0.394 (0.170)	0.100 (0.020)
	GM	34.72±2.12	34.79±2.12	26.60±0.80	26.65±0.81	26.11±0.81	26.16±0.81	40.40±0.61	40.48±0.61	0.222 (0.001)	0.100 (0.012)	0.162 (0.001)

Muscles		Mean±SD								P (Effect Size)		
		Group A		Group B		Group C		Group D		Fatigue Effect	Group Effect	Fatigue×Group Effect
		Fatigue										
		Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post			
Accel- eration Phase	TA	79.73±4.87	79.89±4.88	61.09±1.85	61.21±1.86	59.96±1.86	60.08±1.86	92.76±1.40	92.95±1.40	0.056 (0.011)	0.117 (0.016)	0.155 (0.001)
	GC	70.50±4.31	70.64±4.31	54.01±1.64	54.12±1.64	53.02±1.64	53.12±1.64	82.02±1.23	82.19±1.24	0.987 (0.400)	0.135 (0.016)	0.413 (0.110)
	VM	46.77±2.85	46.86±2.86	35.83±1.09	35.90±1.09	35.17±1.09	35.24±1.09	54.41±0.82	54.52±0.82	0.815 (0.203)	0.256 (0.016)	0.300 (0.163)
	VL	46.41±2.83	46.51±2.84	35.56±1.08	35.63±1.08	34.90±1.08	34.94±1.08	54.00±0.81	54.11±0.81	0.630 (0.185)	0.100 (0.023)	0.220 (0.022)
	BF	73.23±4.47	73.37±4.48	56.10±1.70	56.21±1.71	55.07±1.70	55.18±1.71	85.19±1.28	85.36±1.28	0.068 (0.001)	0.101 (0.001)	0.109 (0.001)
	ST	57.05±3.48	57.17±3.49	43.71±1.33	43.80±1.33	42.90±1.33	42.99±1.33	66.37±1.00	66.51±1.00	0.349 (0.061)	0.106 (0.010)	0.307 (0.001)
	RF	56.96±3.48	57.08±3.49	43.84±1.32	43.73±1.33	42.84±1.32	42.92±1.33	66.27±1.00	66.41±1.00	0.180 (0.901)	0.105 (0.630)	0.401 (0.401)
	GM	43.16±2.63	43.25±2.64	33.07±1.00	33.13±1.00	32.46±1.00	32.52±1.00	50.21±0.75	50.32±0.75	0.720 (0.201)	0.201 (0.001)	0.910 (0.132)
Decel- eration Phase	TA	88.88±5.43	89.05±5.44	68.09±2.07	68.23±2.07	66.84±2.07	66.97±2.07	103.40±1.56	103.61±1.56	0.162 (0.001)	0.130 (0.162)	0.301 (0.201)
	GC	87.73±5.36	78.56±5.35	67.08±2.04	67.22±2.04	65.84±2.04	65.98±2.04	101.87±1.53	102.07±1.54	0.030* (0.400)	0.015* (0.200)	0.160 (0.130)
	VM	50.90±3.11	54.00±3.11	38.99±1.18	39.07±1.18	38.27±1.18	38.35±1.19	59.22±0.89	59.33±0.89	0.300 (0.120)	0.052 (0.005)	0.068 (0.063)
	VL	48.70±2.97	48.80±2.98	37.31±1.13	37.38±1.13	36.62±1.13	36.70±1.13	56.66±0.85	56.77±0.85	0.201 (0.163)	0.062 (0.160)	0.123 (0.001)
	BF	74.81±4.57	47.96±4.58	57.31±1.74	57.43±1.74	56.26±1.74	56.37±1.74	87.04±1.31	87.21±1.31	0.001* (0.001)	0.003* (0.001)	0.100 (0.012)
	ST	64.00±3.91	64.12±3.92	49.03±1.49	49.13±1.49	48.13±1.49	48.22±1.49	74.46±1.12	74.60±1.12	0.100 (0.063)	0.074 (0.001)	0.098 (0.001)
	RF	65.67±4.01	65.80±4.02	50.31±1.53	50.41±1.53	49.38±1.53	49.48±1.53	76.40±1.15	76.55±1.15	0.088 (0.107)	0.103 (0.001)	0.200 (0.016)
	GM	45.18±2.76	45.27±2.76	34.62±1.05	34.69±1.05	33.98±1.05	34.06±1.06	52.57±0.79	52.67±0.79	0.362 (0.001)	0.201 (0.180)	0.130 (0.300)

A: ACLR-PF (<6-month post-op); B: ACLR-PF (6–12-month post-op); C: ACLR-PF (>12-month post-op); D: Healthy control group; Statistical test: Two-way ANOVA with repeated measures. TA: (Tibialis anterior), GC: (Gastrocnemius), VM: (Vastus medialis), VL: (Vastus lateralis), BF: (Biceps femoris), ST: (Semitendinosus), RF: (Rectus femoris), GM: (Gluteus medius). *Significant at the 0.05 level. Significance level: $P < 0.05$

Under the control shoe use condition, the observed increase in the EMG frequency spectrum of the TA muscle in response to fatigue may indicate a neuromuscular compensatory strategy [36]. Typically, fatigue is expected to reduce the muscle electrical activity due to factors such as metabolic acidosis and reduced neural conduction velocity. However, the increase observed in this study can be attributed to the preferential recruitment of fast-twitch motor units. Under fatigue conditions, the efficiency of slow-twitch fibers declines, and the cen-

tral nervous system is compelled to recruit larger, fast-twitch motor units with higher firing rates to maintain performance levels and joint stability. This manifests as an increase in higher-frequency spectral components of the muscle EMG signal [14, 15]. While this compensatory mechanism is essential in the short term to counter instability and absorb shock, in the long term, it can alter optimal movement patterns and predispose individuals to conditions such as anterior compartment syndrome or shin splints [37, 38]. Jafarnejadgero et al. also reported

Table 3. Mean EMG frequency spectrum for lower limb muscles under placebo-insole use condition in the study groups and the ANOVA results

Muscles		Mean±SD								P (Effect Size)		
		Group A		Group B		Group C		Group D		Fatigue Effect	Group Effect	Fatigue×Group Effect
		Fatigue										
		Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post			
Loading Phase	TA	158.12±9.66	160.02±9.78	146.54±4.45	148.30±4.51	154.64±4.79	156.50±4.85	157.03±2.37	158.92±2.39	0.008* (0.028)	0.035* (0.021)	0.110 (0.010)
	GC	82.72±5.05	82.89±5.06	76.66±2.33	76.82±2.33	80.90±2.51	81.06±2.51	82.15±1.24	82.32±1.24	0.132 (0.080)	0.020* (0.025)	0.450 (0.050)
	VM	60.85±3.72	60.97±3.72	56.39±1.71	56.50±1.71	59.51±1.84	59.62±1.85	60.42±0.91	60.55±0.91	0.124 (0.080)	0.145 (0.012)	0.216 (0.110)
	VL	55.45±3.39	55.56±3.39	51.39±1.56	51.49±1.56	54.23±1.68	54.34±1.68	55.07±0.83	55.18±0.83	0.051 (0.111)	0.128 (0.114)	0.210 (0.101)
	BF	91.37±5.58	91.68±5.59	84.68±2.57	84.85±2.58	89.36±2.77	89.54±2.77	90.74±1.37	90.92±1.37	0.049* (0.240)	0.062 (0.015)	0.038* (0.200)
	ST	83.54±5.10	83.70±5.11	77.42±2.35	77.57±2.36	81.70±2.53	81.86±2.54	82.96±1.25	83.13±1.25	0.074 (0.090)	0.065 (0.016)	0.400 (0.075)
	RF	68.48±4.18	68.61±4.19	63.46±1.93	63.59±1.93	66.97±2.07	67.10±2.08	68.00±1.02	68.14±1.02	0.085 (0.012)	0.362 (0.100)	0.700 (0.031)
	GM	41.51±2.53	41.59±2.54	38.47±1.17	38.55±1.17	40.60±1.25	40.68±1.26	41.22±0.62	41.31±0.62	0.142 (0.090)	0.089 (0.011)	0.900 (0.020)
Mid-Stance Phase	TA	124.95±7.64	125.20±7.65	115.80±3.52	116.03±3.53	122.20±3.79	122.45±3.79	124.09±1.87	124.34±1.87	0.002* (0.041)	0.068 (0.017)	0.150 (0.001)
	GC	84.96±5.19	85.13±5.20	78.74±2.39	78.90±2.40	83.09±2.57	83.26±2.58	84.37±1.27	84.54±1.27	0.015* (0.222)	0.135 (0.016)	0.413 (0.110)
	VM	54.64±3.34	54.75±3.34	50.64±1.54	50.74±1.54	53.44±1.65	53.54±1.66	54.26±0.81	54.37±0.82	0.038* (0.019)	0.465 (0.008)	0.650 (0.003)
	VL	54.03±3.30	54.14±3.31	50.07±1.52	50.17±1.52	52.84±1.63	52.94±1.64	53.65±0.81	53.76±0.81	0.036* (0.019)	0.051 (0.015)	0.630 (0.003)
	BF	89.74±5.48	89.92±5.49	83.17±2.53	83.34±2.53	87.77±2.72	87.94±2.72	89.12±1.34	89.30±1.34	0.006* (0.029)	0.543 (0.009)	0.320 (0.008)
	ST	75.70±4.62	75.85±4.63	70.16±2.13	70.30±2.13	74.04±2.29	74.18±2.30	75.18±1.13	75.33±1.13	0.210 (0.024)	0.095 (0.410)	0.380 (0.007)
	RF	65.32±3.99	65.45±4.00	60.54±1.84	60.66±1.84	63.88±1.98	64.01±1.98	64.87±0.97	65.00±0.98	0.222 (0.211)	0.196 (0.012)	0.750 (0.002)
	GM	36.53±2.23	36.63±2.23	33.85±1.03	33.92±1.03	35.72±1.10	35.79±1.11	36.27±0.54	36.35±0.54	0.321 (0.008)	0.018* (0.260)	0.048* (0.019)
Push-off Phase	TA	119.25±7.29	119.49±7.30	110.52±3.36	110.74±3.36	116.63±3.61	116.86±3.62	118.43±1.78	118.67±1.79	0.300 (0.038)	0.930 (0.002)	0.180 (0.011)
	GC	81.30±4.97	81.46±4.98	75.34±2.29	75.49±2.29	79.51±2.46	79.67±2.47	80.74±1.21	80.90±1.22	0.220 (0.021)	0.100 (0.015)	0.480 (0.005)
	VM	58.50±3.57	58.62±3.58	54.22±1.64	54.33±1.65	57.22±1.77	57.33±1.77	58.10±0.87	58.22±0.87	0.420 (0.018)	0.216 (0.011)	0.670 (0.003)
	VL	60.34±3.68	60.46±3.69	55.92±1.70	56.03±1.70	59.01±1.83	59.13±1.83	59.92±0.90	60.04±0.90	0.390 (0.018)	0.111 (0.014)	0.650 (0.003)
	BF	81.09±4.95	81.26±4.96	75.16±2.28	75.31±2.29	79.31±2.46	79.47±2.46	80.53±1.21	80.70±1.21	0.800 (0.027)	0.300 (0.009)	0.350 (0.007)
	ST	64.30±3.93	64.43±3.94	59.59±1.81	59.71±1.81	62.89±1.95	63.02±1.95	63.86±0.96	63.99±0.96	0.510 (0.023)	0.394 (0.002)	0.420 (0.006)
	RF	61.46±3.75	61.58±3.76	56.95±1.73	57.07±1.73	60.10±1.86	60.22±1.86	61.03±0.92	61.15±0.92	0.200 (0.013)	0.394 (0.008)	0.780 (0.002)
	GM	40.19±2.45	40.27±2.46	37.24±1.13	37.32±1.13	39.30±1.21	39.38±1.22	39.91±0.60	39.99±0.60	0.222 (0.100)	0.100 (0.014)	0.940 (0.001)

Muscles		Mean±SD								P (Effect Size)		
		Group A		Group B		Group C		Group D		Fatigue Effect	Group Effect	Fatigue×Group Effect
		Fatigue										
		Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post			
Accel- eration Phase	TA	92.29±5.64	92.47±5.65	85.53±2.60	85.72±2.60	90.26±2.82	90.88±2.80	91.65±1.38	91.83±1.38	0.405 (0.005)	0.102 (0.031)	0.090 (0.002)
	GC	81.60±4.98	81.77±4.99	75.63±2.30	75.78±2.35	79.81±2.47	79.97±2.48	81.04±1.22	81.20±1.22	0.238 (0.007)	0.125 (0.001)	0.850 (0.002)
	VM	54.13±3.31	54.24±3.31	50.16±1.52	50.26±1.52	52.94±1.64	53.04±1.64	53.76±0.81	53.86±0.81	0.360 (0.019)	0.100 (0.001)	0.305 (0.052)
	VL	53.72±3.28	53.83±3.29	49.79±1.51	49.89±1.51	52.54±1.63	52.64±1.63	53.35±0.80	53.46±0.82	0.380 (0.019)	0.098 (0.003)	0.405 (0.031)
	BF	84.76±5.18	84.93±5.19	78.55±2.39	78.71±2.39	82.89±2.57	83.06±2.57	84.17±1.27	84.34±1.27	0.274 (0.006)	0.142 (0.001)	0.856 (0.001)
	ST	66.03±4.03	66.17±4.04	61.20±1.86	61.32±1.86	64.58±2.00	64.71±2.00	65.58±0.99	65.71±0.99	0.218 (0.007)	0.165 (0.002)	0.860 (0.002)
	RF	65.93±4.03	66.06±4.03	61.10±1.85	61.23±1.86	64.48±2.00	64.61±2.00	65.48±0.98	65.61±0.99	0.222 (0.007)	0.321 (0.017)	0.870 (0.022)
	GM	49.96±3.05	50.06±3.06	46.30±1.40	46.39±1.41	48.86±1.51	48.96±1.51	49.61±0.74	49.71±0.75	0.035* (0.019)	0.204 (0.008)	0.238 (0.008)
Decel- eration Phase	TA	102.87±6.29	103.08±6.30	95.34±2.90	95.53±2.90	100.61±3.12	100.81±3.12	102.16±1.54	102.36±1.54	0.162 (0.009)	0.130 (0.014)	0.750 (0.003)
	GC	101.34±6.19	101.55±6.20	93.92±2.85	94.11±2.86	99.11±3.07	99.31±3.08	100.64±1.51	100.85±1.52	0.156 (0.009)	0.135 (0.001)	0.777 (0.010)
	VM	58.91±3.60	59.03±3.60	54.60±1.66	54.71±1.66	57.62±1.78	57.73±1.79	58.50±0.88	58.62±0.88	0.042* (0.018)	0.466 (0.003)	0.611 (0.074)
	VL	56.37±3.44	56.48±3.45	52.24±1.58	52.34±1.59	55.13±1.71	55.24±1.71	55.98±0.84	56.09±0.84	0.039* (0.009)	0.111 (0.014)	0.062 (0.002)
	BF	86.59±5.29	86.76±5.30	80.25±2.44	80.41±2.44	84.68±2.62	84.85±2.63	85.99±1.29	86.16±1.30	0.162 (0.001)	0.110 (0.022)	0.054 (0.021)
	ST	74.07±4.52	74.22±4.53	68.65±2.08	68.79±2.09	72.44±2.24	72.59±2.25	73.56±1.11	73.71±1.11	0.218 (0.071)	0.074 (0.016)	0.084 (0.001)
	RF	76.01±4.64	76.16±4.65	70.44±2.14	70.58±2.14	74.33±2.30	74.48±2.31	75.48±1.13	75.63±1.14	0.200 (0.008)	0.103 (0.015)	0.065 (0.001)
	GM	52.30±3.19	52.40±3.20	48.47±1.47	48.56±1.47	51.15±1.58	51.5±1.59	51.94±0.78	52.04±0.78	0.035* (0.009)	0.200 (0.012)	0.215 (0.042)

A: ACLR-PF (<6-month post-op); B: ACLR-PF (6–12-month post-op); C: ACLR-PF (>12-month post-op); D: Healthy control group; Statistical test: Two-way ANOVA with repeated measures. TA: (Tibialis anterior), GC: (Gastrocnemius), VM: (Vastus medialis), VL: (Vastus lateralis), BF: (Biceps femoris), ST: (Semitendinosus), RF: (Rectus femoris), GM: (Gluteus medius).

*Significant at the 0.05 level.

that fatigue can alter the activity pattern of the hamstring muscles during dynamic activities [17]. Based on our findings, in the ACLR groups, the EMG frequency spectrum of the BF muscle showed a significant decrease during the deceleration phase of running when the control shoes were used. According to previous studies, this muscle is highly active during the swing phase to prevent excessive forward translation of the tibia relative to the femur, which can stretch the ACL [39]. Reduced activity or altered EMG frequency spectrum of this muscle following fatigue is highly concerning. This indicates

that fatigue can weaken the protective mechanism of the hamstrings, particularly exposing ACLR patients in the early stages of recovery (<6 months post-surgery) to a higher risk of re-injury. In line with this, Fontenay et al. [40] stated that fatigue exacerbates asymmetry and specifically jeopardizes the knee's protective mechanism in the early stages of recovery (<6 months).

Under the placebo insole use condition, the highest rate of increase in the EMG frequency spectrum was observed in the BF during the loading phase and the

Table 4. Mean EMG frequency spectrum of lower limb muscles under the arch support insole use condition in the study groups and the ANOVA results

Muscles		Mean±SD								P (Effect Size)		
		Group A		Group B		Group C		Group D		Fatigue Effect	Group Effect	Fatigue×Group Effect
		Fatigue										
		Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post			
Loading Phase	TA	145.99±8.92	147.75±9.03	146.40±4.45	148.16±4.50	154.50±4.79	156.35±4.85	142.73±2.15	144.44±2.18	0.040* (0.018)	0.150 (0.012)	0.350 (0.007)
	GC	76.38±4.67	76.53±4.67	76.59±2.33	76.74±2.33	80.82±2.50	80.99±2.51	74.67±1.12	74.82±1.12	0.210 (0.006)	0.025* (0.230)	0.600 (0.003)
	VM	56.18±3.43	56.29±3.44	56.33±1.71	56.45±3.44	59.45±1.84	59.57±1.84	54.92±0.82	55.03±0.83	0.180 (0.007)	0.160 (0.011)	0.800 (0.002)
	VL	51.20±3.13	51.30±3.13	51.34±1.56	51.44±1.56	54.18±1.68	54.29±1.68	50.05±0.75	50.15±0.75	0.250 (0.005)	0.135 (0.013)	0.750 (0.002)
	BF	82.47±1.24	84.53±5.16	84.60±2.57	84.77±2.57	89.27±2.77	89.45±2.77	82.47±1.24	82.64±1.24	0.030* (0.020)	0.070 (0.014)	0.450 (0.005)
	ST	77.13±4.71	77.28±4.72	77.34±2.35	77.50±2.35	81.62±2.53	81.78±2.53	75.40±1.13	75.55±1.13	0.110 (0.008)	0.072 (0.015)	0.500 (0.004)
	RF	63.22±3.86	63.35±3.87	63.40±1.92	63.53±1.93	66.91±2.07	67.04±2.08	61.81±0.93	61.99±0.93	0.150 (0.009)	0.380 (0.009)	0.900 (0.001)
	GM	38.33±2.34	38.40±2.34	38.43±1.16	38.51±1.17	40.56±1.25	40.64±1.26	37.47±0.56	37.54±0.56	0.320 (0.004)	0.095 (0.010)	0.950 (0.001)
Mid-Stance Phase	TA	115.37±7.05	115.6±7.06	115.69±3.52	115.92±3.52	122.08±3.78	122.33±3.79	112.78±1.70	113.01±1.70	0.022* (0.021)	0.075 (0.016)	0.400 (0.006)
	GC	78.44±4.79	78.60±4.80	78.66±2.39	78.82±2.39	83.01±2.57	83.18±2.58	76.69±1.58	76.84±1.16	0.010* (0.025)	0.100 (0.014)	0.300 (0.008)
	VM	50.45±3.08	50.55±3.09	50.59±1.53	50.69±1.54	53.38±1.65	53.49±1.65	49.32±0.74	49.42±0.74	0.120 (0.008)	0.480 (0.007)	0.700 (0.003)
	VL	49.88±3.05	49.98±3.05	52.02±1.25	50.12±1.52	52.79±1.63	52.89±1.64	48.77±0.73	48.86±0.73	0.130 (0.007)	0.058 (0.015)	0.680 (0.003)
	BF	82.86±5.06	83.03±5.07	83.09±2.52	83.26±2.53	87.68±2.72	87.86±2.72	81.00±1.22	81.17±1.22	0.012* (0.024)	0.550 (0.008)	0.045* (0.019)
	ST	69.89±4.27	70.03±4.28	70.09±2.13	70.23±2.13	73.96±2.29	74.11±2.29	68.33±1.03	68.47±1.03	0.025* (0.022)	0.102 (0.013)	0.600 (0.004)
	RF	60.31±3.68	60.43±3.69	60.48±1.84	60.60±1.84	63.82±1.98	63.95±1.98	58.96±0.89	59.08±0.89	0.180 (0.010)	0.210 (0.011)	0.805 (0.002)
	GM	33.72±2.06	34.79±2.06	33.82±1.02	33.89±1.03	35.69±1.10	35.76±1.10	32.97±0.49	32.97±0.49	0.280 (0.005)	0.028* (0.022)	0.601 (0.004)
Push-off Phase	TA	110.11±6.73	110.33±6.74	110.41±3.35	110.63±3.36	116.52±3.61	116.75±3.62	107.64±1.62	107.86±1.62	0.035* (0.019)	0.940 (0.025)	0.500 (0.005)
	GC	75.06±4.58	75.21±4.59	75.27±2.29	75.42±2.29	79.43±2.46	79.59±2.46	73.38±1.10	73.53±1.11	0.028* (0.021)	0.110 (0.014)	0.550 (0.004)
	VM	54.02±3.30	54.12±3.30	54.17±1.64	54.28±1.65	57.16±1.77	57.28±1.77	52.81±0.79	52.91±0.79	0.160 (0.008)	0.230 (0.010)	0.800 (0.002)
	VL	55.71±3.40	55.82±3.41	55.86±1.69	55.98±1.70	58.95±1.82	59.07±1.83	54.46±0.82	54.57±0.82	0.170 (0.007)	0.120 (0.013)	0.750 (0.002)
	BF	74.87±4.57	75.02±4.58	75.08±2.28	75.23±2.28	79.23±2.45	79.39±2.46	73.20±1.10	73.34±1.10	0.025* (0.022)	0.310 (0.008)	0.040* (0.020)
	ST	59.37±3.63	59.49±3.63	59.54±1.81	59.66±1.81	62.83±1.94	62.95±1.95	58.04±0.87	58.16±0.87	0.032* (0.020)	0.410 (0.035)	0.600 (0.004)
	RF	56.74±3.46	56.85±3.47	56.90±1.73	57.01±1.73	60.05±1.86	60.17±1.86	55.47±0.83	55.58±0.83	0.220 (0.009)	0.410 (0.007)	0.900 (0.001)
	GM	37.11±2.26	37.18±2.27	37.21±1.13	37.28±1.13	39.27±1.21	39.34±1.22	36.27±0.54	36.35±0.54	0.300 (0.005)	0.111 (0.005)	0.950 (0.001)

Muscles		Mean±SD								P (Effect Size)		
		Group A		Group B		Group C		Group D		Fatigue Effect	Group Effect	Fatigue×Group Effect
		Fatigue										
		Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post			
Accel- eration Phase	TA	85.21±5.21	85.38±5.22	85.45±2.59	85.62±2.60	90.17±2.79	90.35±2.80	83.30±1.25	83.47±1.26	0.350 (0.006)	0.125 (0.013)	0.850 (0.002)
	GC	75.34±4.60	75.49±4.61	75.55±2.29	75.71±2.30	79.73±2.47	79.89±2.47	73.66±1.11	73.80±1.11	0.400 (0.004)	0.142 (0.012)	0.900 (0.001)
	VM	49.98±3.05	50.08±3.06	50.12±1.52	50.22±1.52	52.89±1.64	52.99±1.64	48.86±0.73	48.96±0.73	0.150 (0.008)	0.270 (0.010)	0.400 (0.006)
	VL	49.60±3.03	49.70±3.03	49.74±1.51	49.84±1.51	52.49±1.62	52.59±1.63	48.49±0.73	48.59±0.73	0.160 (0.007)	0.108 (0.013)	0.350 (0.007)
	BF	78.26±4.78	78.41±4.79	78.47±2.38	78.63±2.39	82.81±2.56	82.98±2.57	76.50±1.15	76.66±1.15	0.200 (0.009)	0.110 (0.014)	0.800 (0.002)
	ST	60.97±3.72	61.09±3.73	61.14±1.86	61.26±1.86	64.52±2.00	64.65±2.00	59.60±0.90	59.72±0.90	0.180 (0.010)	0.115 (0.013)	0.880 (0.002)
	RF	60.87±3.72	61.00±3.72	61.05±1.85	61.17±1.86	64.42±1.99	64.55±2.00	59.51±0.89	59.63±0.90	0.190 (0.009)	0.114 (0.013)	0.890 (0.001)
	GM	46.12±2.82	46.22±2.82	46.25±1.40	46.35±1.41	48.81±1.51	48.91±1.51	45.09±0.68	45.18±0.68	0.140 (0.008)	0.210 (0.011)	0.400 (0.006)
Decel- eration Phase	TA	94.98±5.80	95.17±5.81	95.24±2.89	95.44±2.90	100.51±3.11	100.71±3.12	92.85±1.40	93.04±1.40	0.120 (0.009)	0.140 (0.012)	0.700 (0.031)
	GC	93.57±5.72	93.76±5.73	93.83±2.85	95.02±2.86	99.02±3.07	99.22±3.07	91.48±1.38	91.66±1.38	0.110 (0.010)	0.152 (0.015)	0.048* (0.018)
	VM	54.39±3.32	54.50±3.33	54.54±1.65	54.65±1.66	57.56±1.78	57.67±1.78	53.17±0.80	53.28±0.80	0.150 (0.028)	0.480 (0.027)	0.700 (0.031)
	VL	52.04±3.18	52.15±3.18	52.19±1.58	52.29±1.59	55.07±1.70	55.18±1.71	50.88±0.76	50.98±0.76	0.160 (0.007)	0.120 (0.033)	0.680 (0.003)
	BF	79.95±4.88	80.11±4.89	80.17±2.43	80.33±2.44	84.60±2.62	84.77±2.63	78.16±1.18	78.31±1.18	0.130 (0.009)	0.108 (0.310)	0.705 (0.018)
	ST	68.39±4.18	68.53±4.19	68.58±2.08	68.72±2.09	72.37±2.24	72.52±2.25	66.86±1.00	66.99±1.01	0.150 (0.009)	0.082 (0.510)	0.799 (0.026)
	RF	70.18±4.29	70.32±4.29	70.37±2.14	70.51±2.14	74.26±2.30	74.41±2.30	68.61±1.03	68.74±1.03	0.180 (0.010)	0.110 (0.310)	0.824 (0.025)
	GM	48.29±2.95	48.38±2.95	48.42±1.47	48.52±1.47	51.10±1.58	51.20±1.58	47.20±0.71	47.30±0.71	0.130 (0.008)	0.027* (0.210)	0.321 (0.031)

Significance level: $P < 0.05$; A: ACLR-PF (<6-month post-op); B: ACLR-PF (6–12-month post-op); C: ACLR-PF (>12-month post-op); D: Healthy control group; Statistical test: Two-way ANOVA with repeated measures. TA: (Tibialis anterior), GC: (Gastrocnemius), VM: (Vastus medialis), VL: (Vastus lateralis), BF: (Biceps femoris), ST: (Semitendinosus), RF: (Rectus femoris), GM: (Gluteus medius).

*Significant at the 0.05 level.

GM during the stance phase. This increase was significantly higher in the ACLR group with <6 months post-surgery than in the other groups. From a biomechanical perspective, the BF plays a pivotal role during the loading phase of running. Through eccentric contraction, it controls the anterior translation of the tibia and applies posteriorly-directed (restraint) forces on the knee joint [41]. Since the ACL is primarily responsible for restraining this displacement, the limb employs a compensatory

mechanism after injury, such as increasing the activation of the BF, to substitute for the function of the damaged ligament and maintain dynamic knee stability. Concurrently, the increased GM activity during the stance phase indicates the neuromuscular system's effort to maintain pelvic stability. This pattern of augmented activation in patients less than 6 months post-ACLR may reflect the central nervous system's maximal effort to utilize compensatory mechanisms and re-learn optimal move-

Table 5. Mean EMG frequency spectrum of lower limb muscles under the double-density insole use condition in the study groups and the ANOVA results

Muscles		Mean±SD								P (Effect Size)		
		Group A		Group B		Group C		Group D)		Fatigue Effect	Group Effect	Fatigue×Group Effect
		Fatigue										
		Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post			
Loading phase	TA	140.41±8.58	142.10±8.68	152.87±4.65	154.71±4.70	161.32±5.00	163.26±5.06	145.72±2.20	147.47±2.22	0.350 (0.060)	0.250 (0.100)	0.600 (0.040)
	GC	73.46±4.49	73.60±4.50	79.97±2.43	80.13±2.43	84.40±2.61	84.56±2.62	76.24±1.15	76.39±1.15	0.045* (0.017)	0.120 (0.001)	0.750 (0.001)
	VM	54.03±3.30	54.14±3.31	58.82±1.78	58.94±1.79	62.08±1.92	62.20±1.93	56.07±0.84	56.19±0.84	0.065 (0.014)	0.160 (0.002)	0.850 (0.002)
	VL	49.24±3.01	49.34±3.01	53.61±1.63	53.72±1.63	56.57±1.75	56.69±1.75	51.10±0.77	51.21±0.77	0.055 (0.015)	0.135 (0.085)	0.800 (0.002)
	BF	81.14±4.96	81.30±4.97	88.34±2.68	88.51±2.69	93.22±2.89	93.41±2.89	84.21±1.27	84.37±1.27	0.180 (0.095)	0.070 (0.021)	0.600 (0.004)
	ST	74.18±4.53	74.33±4.54	80.76±2.45	80.92±2.46	85.23±2.64	85.40±2.64	76.99±1.16	77.14±1.16	0.110 (0.085)	0.072 (0.049)	0.551 (0.004)
	RF	60.81±3.71	60.93±3.72	66.20±2.01	66.33±2.01	69.86±2.16	70.00±2.17	63.11±0.95	63.23±0.95	0.150 (0.090)	0.380 (0.069)	0.962 (0.001)
	GM	36.86±2.25	36.94±2.25	40.13±1.22	40.21±1.22	42.35±1.31	42.44±1.31	38.26±0.57	38.33±0.57	0.120 (0.101)	0.095 (0.025)	0.888 (0.001)
Mid-stance Phase	TA	115.15±1.78	111.18±6.79	120.80±3.67	121.04±3.63	127.48±3.95	127.73±3.96	115.15±1.73	115.38±1.74	0.250 (0.008)	0.075 (0.068)	0.039* (0.001)
	GC	75.45±4.61	75.60±4.62	82.14±2.49	82.30±2.50	86.68±2.68	86.85±2.69	78.30±1.18	78.46±1.18	0.018* (0.023)	0.100 (0.042)	0.399 (0.025)
	VM	48.52±2.96	48.62±2.97	52.82±1.60	52.93±1.61	55.74±1.72	55.85±1.73	50.35±0.76	50.45±0.76	0.038* (0.027)	0.481 (0.007)	0.741 (0.031)
	VL	47.98±2.93	48.07±2.93	52.23±1.58	52.34±1.59	55.12±1.71	55.23±1.71	49.79±0.75	49.89±0.75	0.030* (0.019)	0.058 (0.051)	0.732 (0.001)
	BF	79.69±4.87	79.85±4.88	86.76±2.64	86.94±2.64	91.56±2.84	91.74±2.84	82.71±1.24	82.87±1.25	0.205 (0.009)	0.550 (0.085)	0.452 (0.002)
	ST	67.22±4.11	67.36±4.11	73.19±2.22	73.33±2.23	77.23±2.39	77.39±2.40	69.76±1.05	69.90±1.05	0.150 (0.110)	0.102 (0.041)	0.521 (0.061)
	RF	58.01±3.54	58.12±3.55	63.15±1.92	63.28±1.92	66.64±2.06	66.78±2.07	60.20±0.90	60.32±0.91	0.128 (0.111)	0.210 (0.018)	0.621 (0.001)
	GM	32.43±1.98	32.50±1.98	35.31±1.07	35.38±1.07	37.26±1.15	37.34±1.15	33.66±0.50	33.73±0.50	0.029* (0.200)	0.127 (0.012)	0.751 (0.087)
Push-off Phase	TA	105.90±6.47	106.11±6.48	115.29±3.50	115.52±3.51	121.67±3.77	121.91±3.78	109.90±1.65	110.12±1.66	0.200 (0.029)	0.941 (0.001)	0.521 (0.043)
	GC	72.19±4.41	70.34±4.42	78.60±2.39	78.75±2.39	82.94±2.57	83.11±2.57	74.92±1.13	75.07±1.13	0.028* (0.210)	0.110 (0.140)	0.035* (0.217)
	VM	51.95±3.17	52.06±3.18	56.56±1.72	56.67±1.72	59.69±1.85	59.81±1.85	53.92±0.81	54.02±0.81	0.055 (0.001)	0.230 (0.001)	0.777 (0.001)
	VL	53.58±3.27	53.69±3.28	58.33±1.77	58.45±1.77	61.56±1.91	61.68±1.91	55.60±0.83	55.72±0.84	0.050 (0.185)	0.119 (0.111)	0.200 (0.173)
	BF	72.01±4.40	72.16±4.41	78.40±2.38	78.56±2.39	82.73±2.56	82.90±2.57	74.73±1.12	74.88±1.13	0.179 (0.236)	0.310 (0.068)	0.413 (0.001)
	ST	57.10±3.49	57.22±3.49	62.17±1.89	62.26±1.89	65.61±2.03	65.74±2.03	59.26±0.89	59.38±0.89	0.148 (0.284)	0.440 (0.040)	0.550 (0.001)
	RF	54.57±3.33	54.68±3.34	59.41±1.80	59.53±1.81	62.70±1.94	62.82±1.94	56.64±0.85	56.75±0.85	0.118 (0.016)	0.432 (0.016)	0.632 (0.219)
	GM	35.69±2.18	35.76±2.18	38.85±1.18	38.93±1.18	41.00±1.27	41.08±1.27	37.04±0.55	37.11±0.55	0.021* (0.291)	0.020* (0.230)	0.316 (0.021)

Muscles		Mean±SD								P (Effect Size)		
		Group A		Group B		Group C		Group D)		Fatigue Effect	Group Effect	Fatigue×Group Effect
		Fatigue										
		Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post			
Accel- eration Phase	TA	81.95±5.01	82.12±5.02	89.22±2.71	89.40±2.72	94.15±2.92	94.34±2.92	85.05±1.28	85.22±1.28	0.311 (0.001)	0.110 (0.320)	0.205 (0.001)
	GC	72.46±4.43	72.61±4.43	78.89±2.40	79.05±2.40	83.25±2.58	83.42±2.58	75.20±1.13	75.35±1.13	0.412 (0.135)	0.160 (0.001)	0.094 (0.001)
	VM	48.07±2.93	48.16±2.94	52.33±1.59	52.44±1.59	55.22±1.71	55.33±1.71	49.88±0.75	49.98±0.75	0.056 (0.016)	0.319 (0.308)	0.309 (0.205)
	VL	47.70±2.91	47.80±2.92	51.94±1.58	52.04±1.58	54.81±1.70	54.92±1.70	49.51±0.74	49.61±0.74	0.051 (0.074)	0.262 (0.256)	0.108 (0.256)
	BF	75.56±4.64	75.42±4.61	81.94±2.49	82.11±2.49	86.47±2.68	86.65±2.68	78.11±1.17	78.27±1.18	0.243 (0.031)	0.099 (0.021)	0.200 (0.394)
	ST	58.64±3.58	58.76±3.59	63.84±1.94	63.97±1.94	67.37±2.09	67.51±2.09	60.86±0.91	60.98±0.92	0.174 (0.016)	0.055 (0.001)	0.196 (0.128)
	RF	58.55±3.58	58.67±3.58	63.74±1.93	63.87±1.94	67.26±2.08	60.40±2.09	60.76±0.91	60.88±0.91	0.128 (0.035)	0.062 (0.032)	0.300 (0.163)
	GM	44.36±2.71	44.45±2.71	48.30±1.46	48.39±1.47	50.97±1.58	51.07±1.58	46.04±0.69	46.13±0.69	0.133 (0.062)	*0.001 (0.100)	0.100 (0.001)
Decel- eration Phase	TA	91.35±5.58	88.53±5.59	99.45±3.02	99.65±3.03	104.95±3.25	105.16±3.26	94.80±1.43	94.80±1.43	0.216 (0.006)	0.065 (0.032)	*0.002 (0.100)
	GC	89.99±5.50	90.17±5.51	97.98±2.98	98.17±2.98	103.39±3.20	103.60±3.21	93.40±1.41	93.58±1.41	0.107 (0.001)	0.102 (0.001)	0.392 (0.123)
	VM	52.31±3.19	52.42±3.20	56.95±1.73	57.07±1.73	60.10±1.86	60.22±1.86	54.29±0.81	54.40±0.82	0.065 (0.001)	0.163 (0.160)	0.200 (0.302)
	VL	50.05±3.06	50.15±3.06	54.50±1.65	54.60±1.66	57.51±1.78	57.62±1.78	51.95±0.78	52.05±0.78	0.098 (0.102)	0.362 (0.019)	0.095 (0.425)
	BF	76.89±4.70	77.04±4.71	83.71±2.54	83.88±2.55	88.34±2.74	88.52±2.74	79.80±1.20	79.96±1.20	0.062 (0.124)	0.231 (0.018)	0.162 (0.263)
	ST	65.78±4.02	65.91±4.03	71.61±2.17	71.76±2.18	75.57±2.34	75.72±2.34	68.26±1.03	68.40±1.03	0.111 (0.003)	0.612 (0.001)	0.150 (0.163)
	RF	67.49±4.12	67.63±4.13	73.48±2.23	73.63±2.24	77.54±2.40	77.70±2.41	70.05±1.05	70.19±1.05	0.205 (0.001)	0.203 (0.001)	0.287 (0.001)
	GM	46.44±2.83	46.53±2.84	50.56±1.53	50.66±1.54	53.36±1.65	53.46±1.65	48.20±0.72	48.29±0.72	0.526 (0.182)	0.195 (0.001)	0.240 (0.023)

Significance level: $P < 0.05$; A: ACLR-PF (<6-month post-op); B: ACLR-PF (6–12-month post-op); C: ACLR-PF (>12-month post-op); D: Healthy control group; Statistical test: Two-way ANOVA with repeated measures. TA: (Tibialis anterior), GC: (Gastrocnemius), VM: (Vastus medialis), VL: (Vastus lateralis), BF: (Biceps femoris), ST: (Semitendinosus), RF: (Rectus femoris), GM: (Gluteus medius).

*Significant at the 0.05 level.

ment patterns during the early stages of returning to dynamic activities such as running. This phenomenon may indicate greater neuroplasticity and neuromuscular adaptation during this specific timeframe. Although these changes were statistically significant, the calculated effect size for these interactions was small in many cases. This suggests that while the pattern of changes is directional and interpretable, their magnitude is lower and may not have immediate, pronounced clinical sig-

nificance. However, identifying these subtle changes in the early stages of recovery can be a sensitive indicator of the neuromuscular system's compensatory strategies, which, if sustained, can influence running mechanics in the long term.

Under the arch support insole use condition, analysis indicated that the pattern of neuromuscular recovery follows distinct trajectories across different time points post-

ACLR. In patients with less than 6 months post-surgery, the most pronounced improvement in muscle electrical activity was observed in the BF during the mid-stance and push-off phases. This pattern can be interpreted as an initial neuromuscular compensatory strategy, emphasizing dynamic knee joint stability through enhanced hamstring activation during the early stages of returning to activity [42]. This pattern evolves with increased time since surgery. In the group with 6-12 months post-ACLR, the greatest improvement in electrical activity was recorded for the GC muscle during the deceleration phase. This shift indicates a gradual transition in the motor control system's focus from knee joint stability to improved control of center of mass oscillations and postural stability throughout the gait cycle [43].

The use of the arch-support insole led to a significant increase in the electrical activity of the GM muscle during the mid-stance phase. This muscle, which is considered the primary stabilizer of the pelvis in the frontal plane, with its weakness, causes increased femoral internal rotation and stress on the ACL. The arch-support insole, by providing structured support for the medial longitudinal arch, reduces the speed and magnitude of pronation during the mid-stance phase, thereby influencing the higher kinetic chain. These changes enable the neuromuscular system to optimize GM activation as the primary pelvic stabilizer [44]. Under the placebo insole use condition, the effect of fatigue on the electrical activity of the GC was clearly evident, whereas this effect was noticeably moderated when the arch support insoles used. It seems that these insoles facilitate neuromuscular coordination even under fatigue, not only by reducing direct mechanical load but also by providing enhanced proprioceptive inputs.

Regarding the double-density insoles, with their dual design, they not only support the arch but also provide stronger proprioceptive feedback and more active control over pronation. The significant effect of fatigue on the VM and VL muscles during the mid-stance phase indicates that, despite the support of the double-density insoles, the quadriceps muscles remain under considerable load. This may be because the insole, by improving lower limb alignment, allows the individual to run with greater efficiency and consequently utilize their quadriceps more, which ultimately leads to their fatigue. This finding likely indicates a normalization of running and muscle activation patterns [45]. Erkan et al. demonstrated that corrective insoles lead to a significant increase in the EMG activity of the VM and VL muscles during the stance phase, which aligns with the normalization of muscle patterns and increased workload on the quadri-

ceps [46]. In the present study, the limitations included the non-inclusion of women and the lack of study on the long-term effects of therapeutic insoles. Therefore, it is recommended that future studies be conducted by addressing these limitations.

Conclusion

It seems that both fatigue and different types of therapeutic insoles can alter the neuromuscular activity pattern in men with ACLR-FP. Among the insoles examined, arch-support insoles and double-density insoles showed greater potential in mitigating the negative effects of fatigue and improving muscle electrical activity, particularly in patients in the early postoperative stages (less than 6 months post-ACLR).

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

This study was approved by the Ethics Committee of the [University of Mohaghegh Ardabili](#), Ardabil, Iran (Code: IR.UMA.REC.1404.019) and was registered by the [Iranian Registry of Clinical Trials](#) (ID: IRCT20220129053865N2).

Funding

This article was extracted from the dissertation of Ebrahim Piri at the [University of Mohaghegh Ardabili](#), Ardabil, Iran. This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for profit sectors.

Authors' contributions

All authors contributed equally to the conception and design of the study, data collection and analysis, interpretation of the results, and drafting of the manuscript. Each author approved the final version of the manuscript for submission.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

Acknowledgments

The authors would like to thank all participants for their cooperation in this research.



مقاله پژوهشی

بررسی اثر انواع کفی و خستگی بر طیف فرکانس فعالیت عضلات اندام تحتانی در افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت طی دویدن: یک کارآزمایی بالینی

ابراهیم پیری^۱، *امیرعلی جعفرنژادگرو^۱، ماهرخ دهقانی^۱

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.



Citation Piri E, AmirAli Jafarnezhadgero AA, Dehghani M. Effects of Insole Type and Fatigue on the Electrical Activity of Lower Limb Muscles During Running in Men With Foot Pronation and ACL Reconstruction: A Clinical Trial. *Archives of Rehabilitation*. 2026; 26(4):572-605. <https://doi.org/10.32598/RJ.26.4.4128.1>

doi <https://doi.org/10.32598/RJ.26.4.4128.1>

چکیده

هدف این مطالعه با هدف بررسی اثر انواع کفی و خستگی بر طیف فرکانس فعالیت عضلات اندام تحتانی در افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت در بازه‌های زمانی مختلف طی دویدن بود.

روش بررسی در این مطالعه نیمه‌آزمایشی، ۳۰ مرد با بازسازی رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت و ۱۰ مرد سالم شرکت کردند. از سیستم الکترومایوگرافی سطحی بی‌سیم برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی طی فازهای مختلف دویدن استفاده شد. شرکت‌کنندگان تحت چهار شرایط مختلف کفی (کفش کنترل، کفی پلاسبو، کفی حمایت‌کننده قوس و کفی دبل‌دنسیتی)، در دو حالت قبل و بعد از اعمال پروتکل خستگی (با استفاده از تردمیل و براساس مقیاس ادراکی بورگ) مورد ارزیابی قرار گرفتند. داده‌ها با استفاده از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر و آزمون تعقیبی بونفرونی در سطح معنی‌داری $P \leq 0.05$ تحلیل شدند.

یافته‌ها یافته‌ها نشان داد در شرایط کفی پلاسبو اثر تعاملی خستگی-گروه برای عضله دوسرانی در فاز پاسخ بارگذاری ($d=0.200$; $P=0.038$)، عضله سرینی میانی در فاز میانه اتکا ($d=0.191$; $P=0.048$) افزایش معنادار داشت. همچنین نتایج نشان داد در شرایط کفی حمایت‌کننده قوس اثر تعاملی خستگی-گروه برای عضله دوسرانی در فاز میانه اتکا ($d=0.191$; $P=0.045$)، و فاز هل دادن ($d=0.200$; $P=0.040$) از لحاظ آماری افزایش معناداری داشت. یافته‌ها نشان داد در شرایط کفی دبل‌دنسیتی اثر تعاملی خستگی-گروه برای عضله درشتنی قدامی طی فاز میانه اتکا ($d=0.101$; $P=0.039$)، دوقلوی داخلی طی فاز هل دادن ($d=0.217$; $P=0.035$)، و درشتنی قدامی طی فاز کاهش شتاب ($d=0.100$; $P=0.002$) از لحاظ آماری کاهش معناداری داشت.

نتیجه‌گیری به نظر می‌رسد خستگی و هم‌استفاده از کفی‌های مختلف می‌توانند الگوی فعالیت عصبی-عضلانی را در افراد با بازسازی رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت تغییر دهند. در بین کفی‌های موردبررسی، کفی‌های تخصصی‌تر مانند کفی حمایت‌کننده قوس و کفی دبل‌دنسیتی پتانسیل بیشتری در تعدیل اثرات منفی خستگی و بهبود الگوی فعالیت عضلات، به‌ویژه در بیماران در مراحل اولیه پس از جراحی (کمتر از ۶ ماه) نشان دادند.

کلیدواژه‌ها بازسازی رباط صلیبی قدامی (ACL)، خستگی عضلانی، طیف فرکانس، پای پرونیت (FP)، دویدن

تاریخ دریافت: ۲۸ مهر ۱۴۰۴

تاریخ پذیرش: ۲۱ آذر ۱۴۰۴

تاریخ انتشار: ۱۱ دی ۱۴۰۴

* نویسنده مسئول:

دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو

نشانی: اردبیل، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه بیومکانیک ورزشی.

تلفن: ۵۱۴۶۲۱۴ (۹۱۰) ۹۸+

رایانامه: amirali.jafarnezhad@gmail.com



Copyright © 2026 The Author(s);

This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-BY-NC: <https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en>), which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

مقدمه

که به اعمال استرس غیرطبیعی بر رباط ترمیم شده و افزایش احتمال آسیب‌های بعدی منجر می‌گردد. توزیع نامتعادل فشار روی مفاصل پایین تنه می‌تواند کارایی عضلات را کاهش دهد و در نهایت موجب بروز اختلالات عملکردی و ناکارآمدی عضلانی شود [۱۷].

مطالعات نشان می‌دهند در فعالیت‌های دینامیک رو به جلو مانند دویدن، عضلات چهارسر ران نقش حیاتی در جلوگیری از حرکات ناخواسته و حفظ تعادل بدن ایفا می‌کنند [۱۷]. افزایش طیف فرکانسی سیگنال‌های الکترومایوگرافی می‌تواند نشانه‌ای از بهبود هماهنگی عصبی-عضلانی و کارایی عضله باشد. این تغییر احتمالاً ناشی از به کارگیری تعداد بیشتری از واحدهای حرکتی تندانقباض است که قادر به تولید سیگنال‌هایی با فرکانس بالاتر بوده و در نتیجه موجب افزایش قدرت و بهبود عملکرد عضلانی حین فعالیت‌هایی مانند دویدن می‌شوند [۱۷].

به‌طور کلی، افزایش محتوای فرکانسی فعالیت الکتریکی عضلات اغلب نشان‌دهنده افزایش سطح فعالیت یا شدت انقباض بوده و با فعال‌سازی فیبرهای عضلانی تندانقباض همراه می‌باشد [۱۵]. خستگی عضلانی، یک پدیده فیزیولوژیک است که به‌صورت کاهش قابلیت تولید نیرو توسط عضله تعریف می‌شود. این حالت به تضعیف قدرت انقباضی، اختلال در هماهنگی بین عضلات و کاهش کلی کارایی سیستم عصبی-عضلانی منجر می‌گردد [۱۶]. مطابق با پژوهش جعفرزادگرو و همکاران، خستگی قادر است الگوی فعالیت الکتریکی عضلات را تغییر دهد و این تغییرات می‌توانند با افزایش خطر آسیب‌های عضلانی همراه باشند [۱۷]. در سطح فیزیولوژیک، خستگی با اختلال در عملکرد پروتئین‌های انقباضی (آکتین و میوزین) و کاهش ذخایر انرژی (ATP) مرتبط است که در نهایت به اختلال در عملکرد عضله و افزایش آسیب‌پذیری آن منجر می‌شود [۱۸].

یکی از رایج‌ترین مداخلات برای اصلاح الگوهای حرکتی در اندام تحتانی، استفاده از کفی‌های کفش است. این وسایل به‌طور گسترده‌ای توسط متخصصین حرکات اصلاحی برای اصلاح پرونیشن پا به کار می‌روند و مطالعات تأثیر معنادار آن‌ها را در کاهش چرخش داخلی ساق پا تأیید کرده‌اند [۱۹، ۲۰]. از جمله مزایای استفاده از کفی‌ها، کاهش فعالیت الکتریکی عضلانی است که برای کنترل محوری چرخش‌ها و حفظ راستای اندام تحتانی مورد نیاز هستند. بنابراین، جبران پرونیشن پا با کمک کفی‌های طبی می‌تواند اقدامی بسیار مؤثر و کلیدی باشد [۲۱]. تحقیقات نشان داده‌اند در افراد دارای پرونیشن، خط اعمال وزن بدن به سمت داخل جابه‌جا شده و یک گشتاور پروناتوری ایجاد می‌کند، در حالی که کفی‌های دارای حمایت‌کننده قوس داخلی، بار خطی را به سمت خارج منتقل کرده و با کاهش نوسانات مرکز فشار، تعادل را در هر دو حالت ایستا و پویا بهبود می‌بخشد [۲۲].

دویدن، با وجود فواید شناخته‌شده آن در بهبود آمادگی قلبی-تنفسی و کمک به تعیین تیپ بدنی، با ریسک قابل توجهی برای اندام‌های پایین تنه همراه است، به‌طوری‌که براساس گزارش‌ها، بین ۲ تا ۳۸ مورد آسیب به‌ازای هر ۱۰۰۰ ساعت دویدن ثبت شده است [۱]. آسیب‌های جدی مانند پارگی کامل رباط صلیبی قدامی^۱ (ACL)، عموماً نیازمند جراحی و به دنبال آن، یک دوره طولانی و برنامه‌ریزی‌شده توانبخشی برای بازیابی پایداری و عملکرد طبیعی مفصل زانو هستند [۲].

حضور هم‌زمان عارضه پرونیشن (چرخش داخلی بیش‌ازحد پا) در کنار پارگی این رباط، چالش‌های بالینی قابل توجهی ایجاد می‌کند، زیرا رباط ACL نقش محوری در جلوگیری از حرکت استخوان درشت‌نی نسبت به ران و کنترل چرخش داخلی زانو دارد. عوارض ناشی از توانبخشی ناقص پس از عمل می‌تواند شامل بی‌ثباتی مفصل، کاهش قدرت عضلانی (به‌ویژه در عضلات چهارسر ران)، تغییر الگوهای حرکتی و افزایش خطر آسیب‌های ثانویه به منیسک و غضروف شود [۳، ۴]. شیوع پرونیشن پا در جمعیت جوان بین ۴۸ تا ۷۸ درصد و در بزرگسالان بین ۲۰ تا ۲۳ درصد تخمین زده می‌شود [۵، ۶]. درمقابل، آمارهای همه‌گیرشناسی نشان می‌دهند سالانه ۳۰ تا ۷۰ مورد جدید آسیب ACL به‌ازای هر ۱۰۰/۰۰۰ نفر در جمعیت عمومی رخ می‌دهد. تنها در ایالات متحده آمریکا، سالانه بیش از ۲۰۰/۰۰۰ آسیب جدید گزارش شده است و حدود ۱۰۰/۰۰۰ عمل جراحی برای بازسازی این رباط انجام می‌پذیرد [۷].

پرونیشن پا، یک ناهنجاری ساختاری است که با کاهش قوس طولی داخلی پا و تغییر راستای مفصل مچ پا مشخص می‌گردد [۸]. روش‌های متعددی برای بازسازی ACL وجود دارد که انتخاب آن‌ها به شدت آسیب و اهداف بیمار بستگی دارد. این روش‌ها شامل استفاده از گرافت‌های گرفته‌شده از تاندون‌های همسترینگ، پاتلا، چهارسر ران یا آشیل است. در انتخاب نوع گرافت، ملاحظاتمانند سطح فعالیت فرد، سازگاری بیولوژیک بافت پیوندی و استحکام مکانیکی آن در برابر پارگی‌های مجدد از اهمیت تعیین‌کننده‌ای برخوردارند [۹]. براساس پژوهش‌های جدید، نرخ شکست جراحی‌های بازسازی ACL به دلایلی مانند توانبخشی ناکافی، بازگشت پیش‌ازموعده به ورزش، ضعف عضلانی و تثبیت نشدن کافی گرافت، بین ۵ تا ۲۵ درصد است و بیشترین احتمال عود آسیب در ۲ سال اول پس از عمل وجود دارد [۱۰، ۱۱].

در این میان، پرونیشن پا به‌عنوان یک فاکتور خطر مستقل برای پارگی مجدد ACL شناخته می‌شود. یکی از مکانیسم‌های مطرح در این رابطه، القای چرخش داخلی اضافی در ساق پا است

1. Anterior Cruciate Ligament (ACL)

شرایط ورود به پژوهش شامل افراد دارای بازسازی ACL و پای پرونیت که در بازه زمانی ۶، ۱۲ و ۱۸ ماه پس از بازسازی قرار دارند. عدم احساس درد در دامنه‌های حرکتی، توانایی دویدن بدون احساس هیچ‌گونه محدودیت، علاقمند بودن برای شرکت در پژوهش، دامنه سن بین ۱۸-۴۵ سال و عدم ابتلا به سایر ناهنجاری‌های اندام تحتانی همچون پای پرانتزی، عدم سابقه طولانی مدت مصرف داروهای مؤثر بر سیستم عضلانی-اسکلتی، داشتن شاخص توده بدنی ۲۵ تا ۱۸/۵ (کیلوگرم بر مجذور متر)، داشتن پیوند همسترینگ، زاویه انحراف قسمت عقبی پا بیش از ۴ درجه، شاخص پاسچر پا ۱۰ میلی‌متر بیشتر باشد و افتادگی ناوی بیش از ۱ سانتی‌متر.

شرایط خروج آزمودنی‌ها از پژوهش شامل عدم تقارن طول اندام تحتانی بالای ۵ میلی‌متر و عدم تمایل به همکاری بود. همچنین در کلیه مراحل پژوهش، اخلاق پژوهشی رعایت شد و از آزمودنی‌ها رضایت‌نامه حضور در پژوهش اخذ شد [۲۵]. تمام بخش‌های اجرایی پژوهش حاضر بر طبق بیانیه هلسینکی انجام شد [۲۶].

در طول جمع‌آوری داده‌ها از همه آزمودنی‌ها خواسته شد قبل از شرکت در آزمون فرم رضایت‌نامه حضور در آزمون را پر کنند و ۴۸ ساعت قبل از حضور در آزمون فعالیت شدید ورزشی نداشته باشند تا صرفاً تنها اثر خستگی آنی ایجادشده در آزمایشگاه (شرایط یکسان) مورد بررسی قرار گیرد [۲۷، ۲۸].

روش جمع‌آوری

آزمودنی‌ها کوشش دویدن را در مسیر ۱۸ متری آزمایشگاه پس از قرارگیری الکترودها روی عضلات انجام دادند. هر مرحله با سه کوشش صحیح ثبت شد. برای کنترل و نظارت سرعت دویدن (۳/۲ متر بر ثانیه) دو مجموعه از فتوسل مادون قرمز (ولز جنوبی، استرالیا) استفاده شد [۳]. برای آشنایی آزمودنی‌ها با مسیر دویدن ۳ مرتبه مسیر موردنظر توسط آزمودنی‌ها طی شد. برای مقایسه اثر احتمالی سرعت دویدن و کنترل آن در تجزیه و تحلیل اطلاعات در طول مسیر، سرعت دویدن فرد با سرعت سنج کنترل گردید تا اختلافی در سرعت دویدن نداشته باشند. سه آزمایش در هر شرایط انجام شد.

معیارهای عینی برای کنار گذاشتن یک کارآزمایی عبارت بودند از:

۱. اگر داده‌ها ناقص بود یا نویز داشت.
۲. آزمودنی تعادل خود را در طول آزمایش از دست می‌داد.
۳. با الگوی نامتعارفی می‌دویدند.

با وجود مطالعات متعددی که به بررسی اثرات کفی‌های مختلف بر الگوی فعالیت عضلانی یا تأثیر خستگی بر عملکرد عضلات پرداخته‌اند، هیچ مطالعه‌ای به‌طور هم‌زمان اثر تعاملی انواع کفی و خستگی را بر طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات در بیماران با بازسازی رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت در بازه‌های زمانی مختلف پس از جراحی مورد بررسی قرار نداده است. این در حالی است که این بیماران در طول فعالیت‌های روزمره و ورزشی اغلب با هر دو عامل خستگی و استفاده از کفی مواجه هستند. بنابراین، عدم وجود چنین مطالعه‌ای به معنای یک شکاف واضح در ادبیات علمی است. شناخت این اثرات تعاملی می‌تواند به طراحی پروتکل‌های توانبخشی دقیق‌تر، تجویز بهینه‌تر وسایل کمکی مانند کفی و در نهایت پیشگیری از آسیب‌های مجدد در این بیماران منجر شود. از این‌رو، انجام پژوهش حاضر با در نظر گرفتن هم‌زمان متغیرهای کلیدی مذکور، اجتناب‌ناپذیر و ضروری به نظر می‌رسد.

روش بررسی

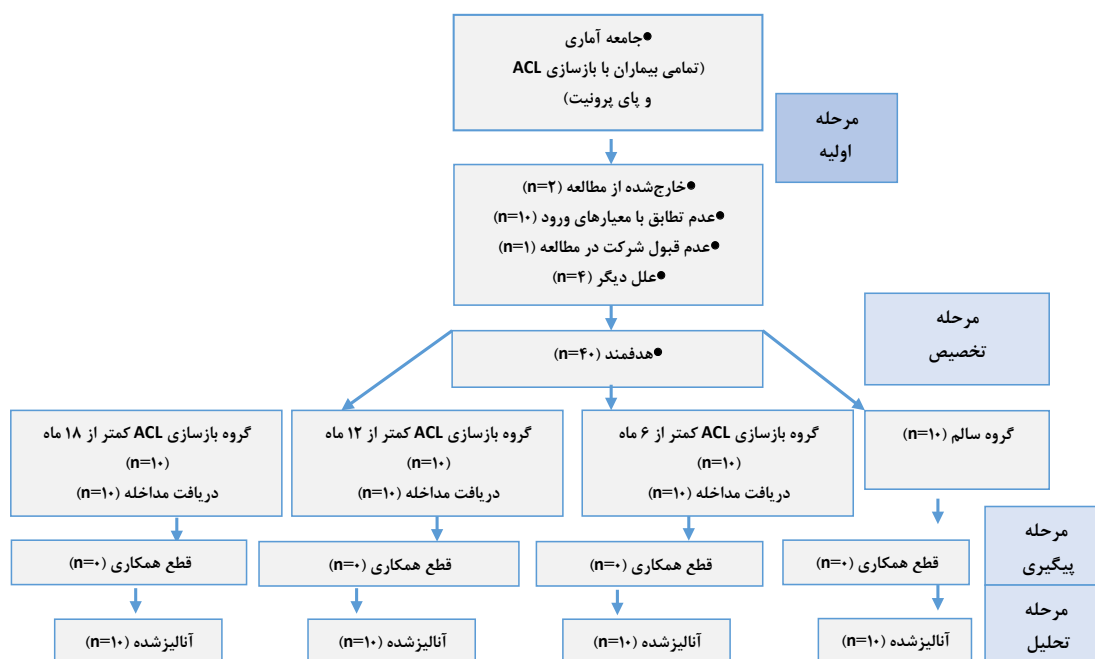
پژوهش حاضر از نوع نیمه‌آزمایشی و کارآزمایی بالینی بود که به‌صورت قبل و بعد از خستگی (اثر آنی استفاده انواع کفی)، در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی در مرکز سلامت و تندرستی دانشگاه محقق اردبیلی انجام شد. برای تعیین حداقل حجم نمونه از نرم‌افزار جی‌پاور^۲ نسخه ۳، ۱ استفاده شد که این نرم‌افزار نشان داد در سطح معنی‌داری ۰/۰۵، اندازه اثر ۰/۸ و توان آماری ۰/۸، حداقل تعداد کل نمونه برابر با ۱۶ نفر می‌باشد [۲۳].

جامعه آماری پژوهش حاضر شامل تمامی بیماران با بازسازی رباط ACL همراه با پای پرونیت و افراد سالم بود. نمونه آماری شامل ۳۰ مرد (با بازسازی رباط ACL و پای پرونیت) و ۱۰ مرد سالم، استان اردبیل با دامنه سنی ۱۸-۴۵ سال بودند که به‌طور دسترس در این پژوهش شرکت کردند. آزمودنی‌ها در چهار گروه جای گرفتند که بدین قرار است:

۱. افراد دارای بازسازی ACL و پای پرونیت که کمتر از ۶ ماه از بازسازی رباط آن‌ها گذشته است.
۲. افراد دارای بازسازی ACL و پای پرونیت که در بازه زمانی ۶-۱۲ ماه پس از بازسازی قرار دارند.
۳. افراد دارای بازسازی ACL و پای پرونیت که در بازه زمانی بیش از ۱۲ ماه پس از بازسازی قرار دارند.
۴. گروه سالم (تصویر شماره ۱).

شاخص‌های جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها در جدول شماره ۱، ارائه شده است. همچنین پای راست طی آزمون شوت فوتبال به‌عنوان پای برتر تمامی آزمودنی‌ها مشخص گردید [۲۴].

2. G*Power



تصویر ۱. فلوجارت کارآزمایی

توانبخشی



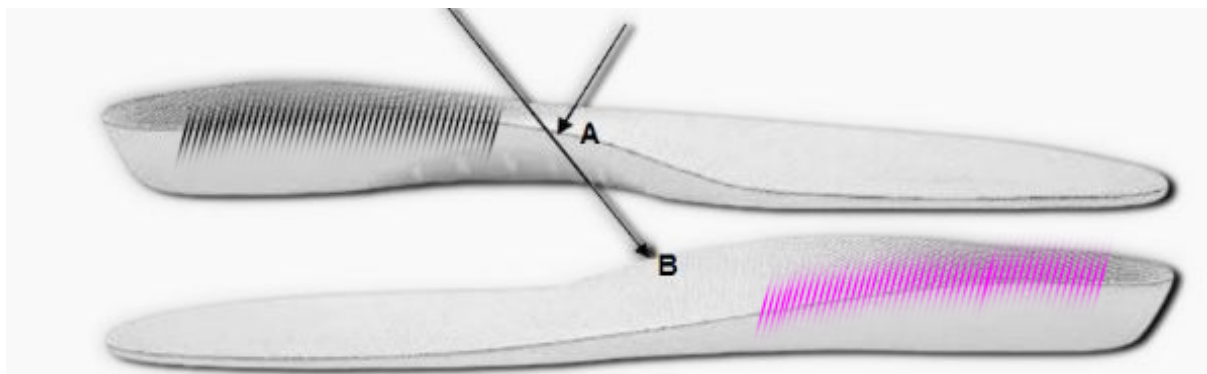
تصویر ۲. طراحی کفی حمایت کننده قوس

توانبخشی



تصویر ۳. نمایشی از کفی پلاسیو.

توانبخشی



تصویر ۴. طراحی کفی دبل‌دنسیتی (افزایش میزان سفتی به میزان Shore A ۶۰ در لبه داخلی (A)، و Shore A ۳۰ در لبه خارجی (B)).

دوقطبی (شکل دایره‌ای با قطر ۱۱ میلی‌متر؛ فاصله ۲۵ میلی‌متر از مرکز تا مرکز؛ امپدانس ورودی ۱۰۰ مگا اهم؛ نسبت رد شایع حالت >110 دسی‌بل در ۵۰ تا ۶۰ هرتز) استفاده شد (Biomet-rics Ltd, UK). فیلترهای پایین‌گذر ۵۰۰ هرتز و بالاگذر ۱۰ هرتز و همچنین ناچ فیلتر (برای حذف نویز برق شهری) ۶۰ هرتز جهت فیلترینگ داده‌های خام الکترومایوگرافی انتخاب شد [۳۰]. همچنین نرخ نمونه‌برداری در فعالیت الکتریکی عضلات برابر با ۱۰۰۰ هرتز قرار گرفت. محل عضلات منتخب و اعمالی مانند تراشیدن محل الکتروگذاری و تمیز کردن با الکل (۷۰ درصد اتانول-C2H5OH) طبق توصیه‌نامه (Surface Electromyography for the Non Invasive Assessment of Muscles; SENIAM) انجام شد [۳۱، ۳۲].

لازم به ذکر است که کوششی صحیح در نظر گرفته می‌شد که سیگنال الکترومایوگرافی تمامی عضلات به‌صورت صحیح ثبت شده باشد [۲۹].

میزان فعالیت عضله ساقی-قدامی^۲، دوقلوی داخلی^۴، پهن داخلی^۵، پهن خارجی^۶، راست رانی^۷، دوسرانی^۸، نیمه‌وتری^۹ و عضله سرینی میانی^{۱۰} پای سمت راست آزمودنی‌ها طی دوییدن ثبت شد. برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از دستگاه الکترومایوگرافی بایومتریک (biometrics Ltd, UK) ۸ کاناله بی‌سیم و الکتروهای سطحی (EMG)، مدل دو قطبی (ساخت کشور انگلستان) جفت الکتروهای سطحی نقره/کلرید نقره

3. Tibialis anterior
4. Gastrocnemius
5. Vastus Medialis
6. Vastus Latlarais
7. Rectero Femoris
8. Biceps Femoris
9. Semi tendinosus
10. Gluteus Medius

جدول ۱. شاخص‌های جمعیت‌شناختی و پیکرشناسی آزمودنی‌ها.

مشخصات	میانگین $\pm$ انحراف معیار				سطح معنی‌داری
	گروه A	گروه B	گروه C	گروه D	
سن (سال)	۲۴/۶ $\pm$ ۰/۸	۲۶/۱ $\pm$ ۰/۴	۲۷/۱ $\pm$ ۰/۱	۲۵/۳ $\pm$ ۰/۴	۰/۰۸۲
قد (سانتی‌متر)	۱۸۰/۴ $\pm$ ۳/۲	۱۷۹/۲ $\pm$ ۵/۷	۱۸۱/۱ $\pm$ ۲/۱	۱۷۸/۱ $\pm$ ۶/۱	۰/۹۱۲
وزن (کیلوگرم)	۸۰/۴ $\pm$ ۷/۴	۸۱/۵ $\pm$ ۵/۲	۸۰/۶ $\pm$ ۴/۳	۷۹/۲ $\pm$ ۶/۵	۰/۳۶۰
شاخص توده بدنی (کیلوگرم/متر ^۲)	۲۳/۷۷ $\pm$ ۰/۶۴	۲۴/۰۱ $\pm$ ۰/۱۳	۲۳/۷۹ $\pm$ ۰/۸۲	۲۳/۱۰ $\pm$ ۳/۸	۰/۵۴۷
افت ناوی (میلی‌متر)	۱۲/۷ $\pm$ ۱/۹	۱۳/۸ $\pm$ ۱/۱	۱۲/۹ $\pm$ ۱/۳	۷/۲ $\pm$ ۱/۸	<۰/۰۰۱
شاخص وضعیت پا	۷/۲ $\pm$ ۰/۲	۸/۳ $\pm$ ۰/۵	۶/۷ $\pm$ ۱/۷	۳/۲ $\pm$ ۰/۵	<۰/۰۰۱
نوع گرفت (اتوگرفت)	همسترینگ: ۱۰ نفر	همسترینگ: ۱۰ نفر	همسترینگ: ۱۰ نفر	سالم	-

A: ACLR + پای پرونیت (کمتر از ۶ ماه)، B: ACLR + پای پرونیت (۶-۱۲ ماه)، C: ACLR + پای پرونیت (بیش از ۱۲ ماه). D: گروه سالم.

توانبخشی

جدول ۲. متغیرهای طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در شرایط استفاده از کفش کنترل.

میانگین $\pm$ انحراف معیار												متغیر
سطح معنی داری												
گروه A			گروه B		گروه C		گروه D		اندازه اثر			
قبل از خستگی	بعد از خستگی	قبل از خستگی	بعد از خستگی	قبل از خستگی	بعد از خستگی	قبل از خستگی	بعد از خستگی	اثر عامل خستگی	اثر عامل گروه	اثر تعاملی	اثر $\times$ گروه	
۱۳۸/۲۵ $\pm$ ۸/۴۵	۱۰۴/۶۷ $\pm$ ۳/۱۸	۱۰۵/۹۲ $\pm$ ۲/۲۲	۹۸/۶۹ $\pm$ ۲/۹۷	۱۰۳/۹۷ $\pm$ ۳/۲۲	۱۵۸/۹۴ $\pm$ ۲/۴۰	۱۶۰/۸۵ $\pm$ ۲/۳۲	-۰/۲۳۳ (-۰/۲۱۵)	-۰/۱۳۲ (-۰/۱۸۴)	-۰/۲۱۰ (۰/۱۰۰)	درشتنی قدامی		
۷۱/۶۱ $\pm$ ۴/۳۷	۵۴/۷۶ $\pm$ ۱/۶۶	۵۴/۸۶ $\pm$ ۱/۶۶	۵۳/۷۵ $\pm$ ۱/۶۶	۵۳/۸۵ $\pm$ ۱/۶۷	۸۳/۱۵ $\pm$ ۱/۲۵	۸۳/۳۲ $\pm$ ۱/۲۵	-۰/۱۳۲ (-۰/۱۰۲)	-۰/۱۳۴ (-۰/۱۰۳)	-۰/۱۲۴ (-۰/۱۰۰)	دوقلوی داخلی		
۵۲/۵۷ $\pm$ ۳/۲۱	۴۰/۲۷ $\pm$ ۱/۲۲	۴۰/۳۵ $\pm$ ۱/۲۲	۳۹/۵۳ $\pm$ ۱/۲۲	۳۹/۶۱ $\pm$ ۱/۲۲	۶۱/۱۶ $\pm$ ۰/۹۲	۶۱/۲۸ $\pm$ ۰/۹۲	-۰/۱۲۴ (-۰/۰۳۱)	-۰/۲۱۳ (-۰/۱۵۲)	-۰/۲۱۶ (-۰/۲۰۰)	پهن داخلی		
۴۷/۹۱ $\pm$ ۲/۹۲	۳۶/۷۰ $\pm$ ۱/۱۱	۳۶/۷۸ $\pm$ ۱/۱۱	۳۶/۰۳ $\pm$ ۱/۱۱	۳۶/۱۰ $\pm$ ۱/۱۲	۵۵/۷۴ $\pm$ ۰/۸۴	۵۵/۸۵ $\pm$ ۰/۸۴	-۰/۰۵۱ (-۰/۱۹۵)	-۰/۱۲۸ (-۰/۰۰۱)	-۰/۲۰۱ (-۰/۰۰۱)	پهن خارجی		
۷۸/۹۴ $\pm$ ۴/۸۲	۷۹/۱۰ $\pm$ ۴/۸۳	۶۰/۴۸ $\pm$ ۱/۵۴	۶۰/۶۰ $\pm$ ۱/۸۴	۵۹/۴۸ $\pm$ ۱/۸۴	۹۱/۸۴ $\pm$ ۱/۳۸	۹۲/۰۳ $\pm$ ۱/۳۸	-۰/۱۱۰ (-۰/۰۰۹)	-۰/۰۶۲ (-۰/۰۱۴)	-۰/۱۰۰ (-۰/۰۰۵)	دوسررانی		
۷۲/۱۷ $\pm$ ۴/۴۱	۷۲/۳۲ $\pm$ ۴/۴۲	۵۵/۲۹ $\pm$ ۱/۶۸	۵۵/۴۰ $\pm$ ۱/۶۸	۵۴/۲۷ $\pm$ ۱/۶۸	۸۳/۹۷ $\pm$ ۱/۲۶	۸۴/۱۴ $\pm$ ۱/۲۷	-۰/۰۷۴ (-۰/۰۰۱)	-۰/۰۶۵ (-۰/۰۱۲)	-۰/۱۰۰ (-۰/۰۰۱)	پاسخ بارگذاری نیم وتری		
۵۹/۱۶ $\pm$ ۳/۶۱	۵۹/۲۸ $\pm$ ۳/۶۲	۴۵/۹۴ $\pm$ ۲/۳۸	۴۵/۱۲۳ $\pm$ ۱/۳۷	۴۴/۴۹ $\pm$ ۱/۳۸	۶۸/۹۷ $\pm$ ۱/۰۴	۶۸/۹۷ $\pm$ ۱/۰۴	-۰/۰۸۵ (-۰/۰۳۲)	-۰/۲۶۲ (-۰/۰۰۲)	-۰/۱۹۶ (-۰/۱۱۰)	راست رانی		
۳۵/۸۶ $\pm$ ۲/۱۹	۳۵/۹۴ $\pm$ ۲/۱۹	۲۷/۴۸ $\pm$ ۰/۸۳	۲۷/۵۳ $\pm$ ۰/۸۳	۲۶/۹۷ $\pm$ ۰/۸۳	۴۱/۷۳ $\pm$ ۰/۶۳	۴۱/۸۱ $\pm$ ۰/۶۳	-۰/۱۳۲ (-۰/۰۰۶)	-۰/۰۸۹ (-۰/۰۰۸)	-۰/۱۲۸ (-۰/۰۰۱)	سرینی میانی		
۱۰۷/۹۵ $\pm$ ۶/۶۰	۱۰۸/۱۷ $\pm$ ۶/۶۱	۸۲/۷۱ $\pm$ ۲/۵۱	۸۲/۸۷ $\pm$ ۲/۵۲	۸۱/۱۸ $\pm$ ۲/۵۱	۱۲۵/۸۵ $\pm$ ۱/۹۰	۱۲۵/۸۵ $\pm$ ۱/۹۰	-۰/۰۷۴ (-۰/۰۰۱)	-۰/۰۶۸ (-۰/۰۰۲)	-۰/۲۶۳ (-۰/۰۸۳)	درشتنی قدامی		
۷۳/۴۰ $\pm$ ۴/۴۸	۷۳/۵۵ $\pm$ ۴/۴۹	۵۶/۲۴ $\pm$ ۱/۷۱	۵۶/۳۵ $\pm$ ۱/۷۱	۵۵/۲۰ $\pm$ ۱/۷۱	۸۵/۴۰ $\pm$ ۱/۲۸	۸۵/۵۷ $\pm$ ۱/۲۹	-۰/۰۶۸ (-۰/۰۰۱)	-۰/۰۹۴ (-۰/۰۲۵)	-۰/۲۶۴ (-۰/۰۰۱)	دوقلوی داخلی		
۴۷/۲۰ $\pm$ ۲/۸۸	۴۷/۳۰ $\pm$ ۲/۸۹	۳۶/۱۶ $\pm$ ۱/۱۰	۳۶/۲۴ $\pm$ ۱/۱۰	۳۵/۵۰ $\pm$ ۱/۱۰	۵۴/۹۲ $\pm$ ۰/۸۲	۵۵/۰۳ $\pm$ ۰/۸۳	-۰/۰۸۳ (-۰/۰۰۴)	-۰/۴۶۵ (-۰/۰۲۳)	-۰/۲۸۵ (-۰/۰۰۲)	پهن داخلی		
۴۶/۶۸ $\pm$ ۲/۸۵	۴۶/۷۷ $\pm$ ۲/۸۶	۳۵/۷۶ $\pm$ ۱/۰۸	۳۵/۸۲ $\pm$ ۱/۰۹	۳۵/۱۰ $\pm$ ۱/۰۸	۵۴/۳۱ $\pm$ ۰/۸۲	۵۴/۴۱ $\pm$ ۰/۸۲	-۰/۱۸۵ (-۰/۰۸۵)	-۰/۰۵۱ (-۰/۱۱۲)	-۰/۳۷۴ (-۰/۰۰۱)	پهن خارجی		
۷۷/۵۴ $\pm$ ۴/۷۴	۷۷/۶۹ $\pm$ ۴/۷۵	۵۹/۴۰ $\pm$ ۱/۸۰	۵۹/۵۲ $\pm$ ۱/۸۱	۵۸/۳۱ $\pm$ ۱/۸۰	۹۰/۲۱ $\pm$ ۱/۳۶	۹۰/۳۹ $\pm$ ۱/۳۶	-۰/۱۲۴ (-۰/۰۵۱)	-۰/۵۴۳ (-۰/۱۱۰)	-۰/۲۳۲ (-۰/۰۰۱)	دوسررانی		
۶۵/۴۰ $\pm$ ۳/۹۹	۶۵/۵۳ $\pm$ ۴/۰۰	۵۰/۱۱ $\pm$ ۱/۵۲	۵۰/۲۱ $\pm$ ۱/۵۲	۴۹/۱۸ $\pm$ ۱/۵۲	۷۶/۰۹ $\pm$ ۱/۱۴	۷۶/۲۴ $\pm$ ۱/۱۵	-۰/۲۱۸ (-۰/۰۰۱)	-۰/۰۹۵ (-۰/۰۰۲)	-۰/۰۶۸ (-۰/۰۰۲)	نیم وتری		
۵۶/۴۴ $\pm$ ۳/۴۵	۵۶/۵۵ $\pm$ ۴/۴۵	۴۲/۳۴ $\pm$ ۱/۳۱	۴۲/۳۲ $\pm$ ۱/۳۱	۴۲/۳۴ $\pm$ ۱/۳۱	۶۵/۶۶ $\pm$ ۰/۹۹	۶۵/۷۹ $\pm$ ۰/۹۹	-۰/۲۲۲ (-۰/۰۲۷)	-۰/۱۹۶ (-۰/۰۰۱)	-۰/۰۸۰ (-۰/۰۰۶)	راست رانی		
۳۱/۵۶ $\pm$ ۱/۹۲	۳۱/۶۲ $\pm$ ۱/۹۳	۲۳/۱۸ $\pm$ ۰/۷۳	۲۳/۲۲ $\pm$ ۰/۷۳	۲۳/۷۳ $\pm$ ۰/۷۳	۳۶/۷۱ $\pm$ ۰/۵۵	۳۶/۷۹ $\pm$ ۰/۵۵	-۰/۳۲۱ (-۰/۰۰۵)	-۰/۲۰۰ (-۰/۰۱۰)	-۰/۳۶۱ (-۰/۰۰۰)	سرینی میانی		
۱۰۳/۰۳ $\pm$ ۶/۳۰	۱۰۳/۲۳ $\pm$ ۶/۳۱	۷۸/۹۴ $\pm$ ۲/۴۰	۷۸/۰۹ $\pm$ ۲/۴۰	۷۷/۷۸ $\pm$ ۲/۴۰	۱۱۹/۸۷ $\pm$ ۱/۸۱	۱۲۰/۱۱ $\pm$ ۱/۸۱	-۰/۰۰۳ (-۰/۰۰۰)	-۰/۹۳۰ (-۰/۱۶۴)	-۰/۱۱۱ (-۰/۰۱۳)	درشتنی قدامی		
۷۰/۲۴ $\pm$ ۴/۲۹	۷۰/۳۸ $\pm$ ۴/۳۰	۵۳/۸۱ $\pm$ ۱/۶۳	۵۳/۹۲ $\pm$ ۱/۶۳	۵۲/۸۲ $\pm$ ۱/۶۳	۸۱/۷۳ $\pm$ ۱/۳۳	۸۱/۸۸ $\pm$ ۱/۳۳	-۰/۲۳۸ (-۰/۰۰۱)	-۰/۱۰۰ (-۰/۰۰۲)	-۰/۱۰۳ (-۰/۰۰۱)	دوقلوی داخلی		
۵۰/۵۵ $\pm$ ۳/۰۹	۵۰/۶۵ $\pm$ ۳/۰۹	۳۸/۷۲ $\pm$ ۱/۱۷	۳۸/۸۰ $\pm$ ۱/۱۸	۳۸/۰۱ $\pm$ ۱/۱۷	۵۸/۸۱ $\pm$ ۰/۸۸	۵۸/۹۲ $\pm$ ۰/۸۸	-۰/۱۱۰ (-۰/۰۱۱)	-۰/۲۱۶ (-۰/۰۰۸)	-۰/۳۲۶ (-۰/۱۰۰)	پهن داخلی		
۵۲/۱۳ $\pm$ ۳/۱۸	۵۲/۲۳ $\pm$ ۳/۱۹	۳۹/۹۴ $\pm$ ۱/۲۱	۳۹/۱۰۲ $\pm$ ۱/۲۱	۳۹/۲۰ $\pm$ ۱/۲۱	۶۰/۶۵ $\pm$ ۰/۹۱	۶۰/۷۷ $\pm$ ۰/۹۱	-۰/۰۹۸ (-۰/۰۰۶)	-۰/۱۱۱ (-۰/۰۰۷)	-۰/۳۳۰ (-۰/۰۰۳)	پهن خارجی		
۷۰/۰۶ $\pm$ ۴/۲۸	۷۰/۱۲ $\pm$ ۴/۲۹	۵۳/۶۸ $\pm$ ۱/۶۳	۵۳/۷۸ $\pm$ ۱/۶۳	۵۲/۶۹ $\pm$ ۱/۶۳	۸۱/۵۱ $\pm$ ۱/۳۳	۸۱/۶۸ $\pm$ ۱/۳۶	-۰/۴۰۵ (-۰/۰۱۰)	-۰/۴۰۰ (-۰/۰۰۲)	-۰/۲۰۰ (-۰/۰۰۳)	دوسررانی		
۵۵/۵۶ $\pm$ ۳/۳۹	۵۵/۶۷ $\pm$ ۳/۴۰	۴۲/۵۶ $\pm$ ۱/۲۹	۴۲/۶۵ $\pm$ ۱/۲۹	۴۱/۷۸ $\pm$ ۱/۲۹	۶۴/۶۴ $\pm$ ۰/۹۷	۶۴/۷۷ $\pm$ ۰/۹۷	-۰/۴۸۸ (-۰/۰۰۱)	-۰/۳۴۴ (-۰/۰۰۱)	-۰/۱۳۷ (-۰/۰۰۱)	نیم وتری		
۵۳/۱۰ $\pm$ ۳/۲۴	۵۳/۲۰ $\pm$ ۳/۲۵	۴۰/۶۸ $\pm$ ۱/۲۳	۴۰/۷۶ $\pm$ ۱/۲۳	۳۹/۹۳ $\pm$ ۱/۲۳	۶۱/۷۷ $\pm$ ۰/۹۳	۶۱/۹۰ $\pm$ ۰/۹۳	-۰/۲۰۰ (-۰/۰۱۷)	-۰/۳۹۴ (-۰/۰۱۷)	-۰/۱۰۰ (-۰/۰۲۰)	راست رانی		
۳۴/۷۲ $\pm$ ۲/۱۲	۳۴/۷۹ $\pm$ ۲/۱۲	۲۶/۶۰ $\pm$ ۰/۸۰	۲۶/۶۵ $\pm$ ۰/۸۱	۲۶/۱۱ $\pm$ ۰/۸۱	۴۰/۴۰ $\pm$ ۰/۶۱	۴۰/۴۸ $\pm$ ۰/۶۱	-۰/۲۲۲ (-۰/۰۰۱)	-۰/۱۰۰ (-۰/۰۱۲)	-۰/۱۶۲ (-۰/۰۰۱)	سرینی میانی		

متغیر	میانگین $\pm$ انحراف معیار										سطح معنی داری	
	گروه A		گروه B		گروه C		گروه D		اندازه اثر			
	قبل از خستگی	بعد از خستگی	قبل از خستگی	بعد از خستگی	قبل از خستگی	بعد از خستگی	قبل از خستگی	بعد از خستگی	اثر عامل خستگی	اثر عامل گروه	اثر تعامل گروه و خستگی	اثر تعاملی گروه $\times$ گروه
درشتنی	۷۹/۷۳ $\pm$ ۴/۸۷	۷۹/۸۹ $\pm$ ۴/۸۸	۶۱/۰۹ $\pm$ ۱/۸۵	۶۱/۲۱ $\pm$ ۱/۸۶	۵۹/۹۶ $\pm$ ۱/۸۶	۶۰/۰۸ $\pm$ ۱/۸۶	۹۲/۷۶ $\pm$ ۱/۴۰	۹۲/۹۵ $\pm$ ۱/۴۰	۰/۱۱۷	۰/۱۱۷	۰/۱۱۷	۰/۱۱۷
قنای	۷۰/۵۰ $\pm$ ۴/۳۱	۷۰/۶۴ $\pm$ ۴/۳۱	۵۴/۰۱ $\pm$ ۱/۶۴	۵۴/۱۲ $\pm$ ۱/۶۴	۵۳/۰۲ $\pm$ ۱/۶۴	۵۳/۱۲ $\pm$ ۱/۶۴	۸۲/۰۲ $\pm$ ۱/۲۳	۸۲/۱۹ $\pm$ ۱/۲۳	۰/۱۳۵	۰/۱۳۵	۰/۱۳۵	۰/۱۳۵
دوقلوی داخلی	۳۶/۷۷ $\pm$ ۲/۸۵	۳۶/۸۶ $\pm$ ۲/۸۶	۳۵/۸۳ $\pm$ ۱/۰۹	۳۵/۹۰ $\pm$ ۱/۰۹	۳۵/۱۷ $\pm$ ۱/۰۹	۳۵/۲۴ $\pm$ ۱/۰۹	۵۴/۲۴ $\pm$ ۰/۸۲	۵۴/۵۲ $\pm$ ۰/۸۲	۰/۲۵۶	۰/۲۵۶	۰/۲۵۶	۰/۲۵۶
پهن داخلی	۴۶/۴۱ $\pm$ ۲/۸۳	۴۶/۵۱ $\pm$ ۲/۸۴	۳۵/۵۶ $\pm$ ۱/۰۸	۳۵/۶۳ $\pm$ ۱/۰۸	۳۴/۹۰ $\pm$ ۱/۰۸	۳۴/۹۴ $\pm$ ۱/۰۸	۵۴/۰۰ $\pm$ ۰/۸۱	۵۴/۱۱ $\pm$ ۰/۸۱	۰/۲۳۰	۰/۲۳۰	۰/۲۳۰	۰/۲۳۰
پهن خارجی	۷۳/۳۳ $\pm$ ۴/۴۷	۷۳/۳۷ $\pm$ ۴/۴۸	۵۶/۱۰ $\pm$ ۱/۷۰	۵۶/۲۱ $\pm$ ۱/۷۱	۵۵/۰۷ $\pm$ ۱/۷۰	۵۵/۱۸ $\pm$ ۱/۷۱	۵۵/۱۹ $\pm$ ۱/۷۸	۵۵/۳۶ $\pm$ ۱/۷۸	۰/۱۰۹	۰/۱۰۹	۰/۱۰۹	۰/۱۰۹
دوسرانی	۵۷/۰۵ $\pm$ ۲/۴۸	۵۷/۱۷ $\pm$ ۲/۴۹	۴۳/۸۰ $\pm$ ۱/۳۳	۴۳/۸۰ $\pm$ ۱/۳۳	۴۲/۹۰ $\pm$ ۱/۳۳	۴۲/۹۹ $\pm$ ۱/۳۳	۶۶/۳۷ $\pm$ ۱/۰۰	۶۶/۵۱ $\pm$ ۱/۰۰	۰/۱۰۶	۰/۱۰۶	۰/۱۰۶	۰/۱۰۶
نیم وتری	۵۶/۹۶ $\pm$ ۲/۴۸	۵۷/۰۸ $\pm$ ۲/۴۹	۴۲/۸۴ $\pm$ ۱/۳۲	۴۲/۸۴ $\pm$ ۱/۳۲	۴۲/۷۳ $\pm$ ۱/۳۲	۴۲/۹۲ $\pm$ ۱/۳۳	۶۶/۲۷ $\pm$ ۱/۰۰	۶۶/۴۱ $\pm$ ۱/۰۰	۰/۱۰۵	۰/۱۰۵	۰/۱۰۵	۰/۱۰۵
راست رانی	۴۳/۱۶ $\pm$ ۲/۶۳	۴۳/۲۵ $\pm$ ۲/۶۴	۳۳/۱۳ $\pm$ ۱/۰۰	۳۳/۱۳ $\pm$ ۱/۰۰	۳۲/۴۶ $\pm$ ۱/۰۰	۳۲/۵۲ $\pm$ ۱/۰۰	۵۰/۳۲ $\pm$ ۰/۷۵	۵۰/۳۲ $\pm$ ۰/۷۵	۰/۲۰۱	۰/۲۰۱	۰/۲۰۱	۰/۲۰۱
سرینی میانی	۸۸/۸۸ $\pm$ ۵/۴۳	۸۹/۰۵ $\pm$ ۵/۴۴	۶۸/۰۹ $\pm$ ۲/۰۷	۶۸/۲۳ $\pm$ ۲/۰۷	۶۶/۸۴ $\pm$ ۲/۰۷	۶۶/۹۷ $\pm$ ۲/۰۷	۱۰۳/۴۰ $\pm$ ۱/۵۶	۱۰۳/۴۱ $\pm$ ۱/۵۶	۰/۱۶۲	۰/۱۶۲	۰/۱۶۲	۰/۱۶۲
درشتنی قنای	۸۷/۷۳ $\pm$ ۵/۳۶	۸۷/۵۶ $\pm$ ۵/۳۵	۶۷/۰۸ $\pm$ ۲/۰۴	۶۷/۲۲ $\pm$ ۲/۰۴	۶۵/۸۴ $\pm$ ۲/۰۴	۶۵/۹۸ $\pm$ ۲/۰۴	۱۰۶/۸۷ $\pm$ ۱/۵۳	۱۰۶/۸۷ $\pm$ ۱/۵۳	۰/۱۶۲	۰/۱۶۲	۰/۱۶۲	۰/۱۶۲
دوقلوی داخلی	۵۰/۹۰ $\pm$ ۳/۱۱	۵۴/۰۰ $\pm$ ۳/۱۱	۳۸/۹۹ $\pm$ ۱/۱۸	۳۹/۰۷ $\pm$ ۱/۱۸	۳۸/۲۷ $\pm$ ۱/۱۸	۳۸/۳۵ $\pm$ ۱/۱۹	۵۹/۳۲ $\pm$ ۰/۸۹	۵۹/۳۲ $\pm$ ۰/۸۹	۰/۱۶۲	۰/۱۶۲	۰/۱۶۲	۰/۱۶۲
پهن داخلی	۴۸/۷۰ $\pm$ ۲/۹۷	۴۸/۸۰ $\pm$ ۲/۹۸	۳۷/۳۱ $\pm$ ۱/۱۳	۳۷/۳۸ $\pm$ ۱/۱۳	۳۶/۶۲ $\pm$ ۱/۱۳	۳۶/۷۰ $\pm$ ۱/۱۳	۵۶/۶۶ $\pm$ ۰/۸۵	۵۶/۷۷ $\pm$ ۰/۸۵	۰/۱۶۲	۰/۱۶۲	۰/۱۶۲	۰/۱۶۲
پهن خارجی	۷۴/۸۱ $\pm$ ۴/۵۷	۷۴/۹۶ $\pm$ ۴/۵۸	۵۷/۳۱ $\pm$ ۱/۷۴	۵۷/۴۳ $\pm$ ۱/۷۴	۵۶/۲۶ $\pm$ ۱/۷۴	۵۶/۳۷ $\pm$ ۱/۷۴	۸۷/۰۴ $\pm$ ۱/۳۱	۸۷/۲۱ $\pm$ ۱/۳۱	۰/۱۰۳	۰/۱۰۳	۰/۱۰۳	۰/۱۰۳
دوسرانی	۶۴/۰۰ $\pm$ ۳/۹۱	۶۴/۱۲ $\pm$ ۳/۹۲	۴۹/۰۳ $\pm$ ۱/۳۹	۴۹/۱۳ $\pm$ ۱/۳۹	۴۸/۱۳ $\pm$ ۱/۳۹	۴۸/۲۲ $\pm$ ۱/۳۹	۷۴/۴۶ $\pm$ ۱/۱۲	۷۴/۶۰ $\pm$ ۱/۱۲	۰/۱۰۳	۰/۱۰۳	۰/۱۰۳	۰/۱۰۳
نیم وتری	۶۵/۶۷ $\pm$ ۴/۰۱	۶۵/۸۰ $\pm$ ۴/۰۲	۵۰/۳۱ $\pm$ ۱/۵۳	۵۰/۴۱ $\pm$ ۱/۵۳	۴۹/۳۸ $\pm$ ۱/۵۳	۴۹/۴۸ $\pm$ ۱/۵۳	۷۶/۴۰ $\pm$ ۱/۱۵	۷۶/۵۵ $\pm$ ۱/۱۵	۰/۱۰۳	۰/۱۰۳	۰/۱۰۳	۰/۱۰۳
راست رانی	۴۵/۱۸ $\pm$ ۲/۷۶	۴۵/۲۷ $\pm$ ۲/۷۶	۳۴/۶۲ $\pm$ ۱/۰۵	۳۴/۶۹ $\pm$ ۱/۰۵	۳۳/۹۸ $\pm$ ۱/۰۵	۳۴/۰۶ $\pm$ ۱/۰۶	۵۲/۵۷ $\pm$ ۰/۷۹	۵۲/۶۷ $\pm$ ۰/۷۹	۰/۱۰۳	۰/۱۰۳	۰/۱۰۳	۰/۱۰۳
سرینی میانی									۰/۱۰۳	۰/۱۰۳	۰/۱۰۳	۰/۱۰۳

توانبخشانی

* سطح معنی داری: $P < 0.05$; A: ACLR + پای پرونیت (کمتر از ۶ ماه)، B: ACLR + پای پرونیت (۶-۱۲ ماه)، C: ACLR + پای پرونیت (بیش از ۱۲ ماه)، D: گروه سالم. آزمون آماری: آنالیز واریانس دو سویه با اندازه گیری تکراری.

کفی پلاسبو همان کفی های عادی است که در بازار به فروش می رسد؛ به منظور یکسان سازی شرایط جمع آوری داده ها از کفش کنترل در سایزهای متفاوت برای تمامی گروه ها استفاده گردید (تصویر شماره ۳).

در حالی که کفی دبل دنسیتی ساخته شده از اتیلن-وینیل استات بود که سفتی قسمت داخلی Shore A ۶۰ و سفتی قسمت خارجی Shore A ۳۰ با حفظ اختلاف ارتفاع تکیه گاه قوس طولی-داخلی می باشد (تصویر شماره ۴). کفی دبل دنسیتی دارای سفتی مختلفی در ناحیه بالشتک پاشنه می باشد که با شیب ۸ درجه داخل نسبت به خارج ساخته شده است. با توجه به سفتی متفاوت طراحی شده در این کفی ممکن است اثرات متفاوتی را در کاهش و رهاسازی نیروهای وارده از زمین در مکانیک دویدن داشته باشد. وجه تمایز این نوع کفی رفع مشکل اختلاف ارتفاع در قسمت داخلی و خارجی آن می باشد، زیرا براساس مطالعه های گذشته

در این مطالعه آزمودنی های هر چهار گروه (A, B, C, D)، در مرحله قبل و بعد از خستگی در چهار شرایط مختلف (کفش کنترل، کفی پلاسبو، کفی حمایت کننده قوس، و کفی دبل دنسیتی) مسیر مربوط را دویدند. سایزهای مختلفی از انواع کفی ها فراهم بود. کفی حمایت کننده قوس مورد استفاده در این پژوهش دارای برجستگی در قسمت لبه داخلی پا بود. ارتفاع قله قوس طولی-داخلی در این کفی برابر با ۲۵ میلی متر و میزان posting (بیشترین اختلاف ارتفاع لبه داخلی از لبه خارجی) آن ۱۵ میلی متر بود. طول این کفی به اندازه ای بود که بخش عقب و میانی پا را پوشش می داد و در بخش جلویی پا قرار نداشت. جنس این کفی از نوع سخت پلی یورتان^{۱۱} بود و به طور کامل قوس پا را پوشش می داد. برای هر آزمودنی متناسب با اندازه پای فرد کفی مناسب مورد استفاده قرار گرفت (تصویر شماره ۲).

11. Polyurethane

جدول ۳. متغیرهای طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در شرایط استفاده از کفی پلاسبو.

متغیر	میانگین $\pm$ انحراف معیار								سطح معنی داری	
	گروه A		گروه B		گروه C		گروه D		اندازه اثر	اندازه اثر
	قبل از خستگی	بعد از خستگی	قبل از خستگی	بعد از خستگی	قبل از خستگی	بعد از خستگی	قبل از خستگی	بعد از خستگی		
درشتنی قنای	۱۵۸/۱۲ $\pm$ ۹/۶۶	۱۶۰/۰۲ $\pm$ ۹/۷۸	۱۴۶/۵۴ $\pm$ ۴/۴۵	۱۴۸/۳۰ $\pm$ ۴/۵۱	۱۵۴/۶۴ $\pm$ ۴/۷۹	۱۵۶/۵۰ $\pm$ ۴/۸۵	۱۵۷/۰۲ $\pm$ ۲/۳۷	۱۵۸/۹۲ $\pm$ ۲/۳۹	۰/۰۰۸ [*] (۰/۰۲۸)	۰/۰۳۵ [*] (۰/۰۲۱)
دوقلوی داخلی	۸۲/۷۲ $\pm$ ۵/۰۵	۸۲/۸۹ $\pm$ ۵/۰۶	۷۶/۶۶ $\pm$ ۲/۳۳	۷۶/۸۲ $\pm$ ۲/۳۳	۸۰/۹۰ $\pm$ ۲/۵۱	۸۱/۰۶ $\pm$ ۲/۵۱	۸۲/۱۵ $\pm$ ۱/۲۴	۸۲/۳۲ $\pm$ ۱/۲۴	۰/۱۳۳ [*] (۰/۰۸۰)	۰/۰۲۰ [*] (۰/۰۲۵)
پهن داخلی	۶۰/۸۵ $\pm$ ۳/۷۲	۶۰/۹۷ $\pm$ ۳/۷۲	۵۶/۳۹ $\pm$ ۱/۷۱	۵۶/۵۰ $\pm$ ۱/۷۱	۵۹/۵۱ $\pm$ ۱/۸۴	۵۹/۶۲ $\pm$ ۱/۸۵	۶۰/۴۲ $\pm$ ۰/۹۱	۶۰/۵۵ $\pm$ ۰/۹۱	۰/۱۲۴ [*] (۰/۰۸۰)	۰/۱۴۵ [*] (۰/۰۱۲)
پاسخ پهن خارجی	۵۵/۴۵ $\pm$ ۳/۳۹	۵۵/۵۶ $\pm$ ۳/۳۹	۵۱/۳۹ $\pm$ ۱/۵۶	۵۱/۴۹ $\pm$ ۱/۵۶	۵۴/۲۳ $\pm$ ۱/۶۸	۵۴/۳۴ $\pm$ ۱/۶۸	۵۵/۰۷ $\pm$ ۰/۸۳	۵۵/۱۸ $\pm$ ۰/۸۳	۰/۰۵۱ [*] (۰/۱۱۱)	۰/۱۲۸ [*] (۰/۱۱۴)
بارگذاری دوسرانی	۹۱/۳۷ $\pm$ ۵/۵۸	۹۱/۶۸ $\pm$ ۵/۵۹	۸۴/۶۸ $\pm$ ۲/۵۷	۸۴/۸۵ $\pm$ ۲/۵۸	۸۹/۳۶ $\pm$ ۲/۷۷	۸۹/۵۴ $\pm$ ۲/۷۷	۹۰/۷۴ $\pm$ ۱/۳۷	۹۰/۹۲ $\pm$ ۱/۳۷	۰/۰۳۹ [*] (۰/۲۳۰)	۰/۰۶۲ [*] (۰/۰۱۵)
نیم وتری	۸۳/۵۴ $\pm$ ۵/۱۰	۸۳/۷۰ $\pm$ ۵/۱۱	۷۷/۴۲ $\pm$ ۲/۴۵	۷۷/۵۷ $\pm$ ۲/۴۶	۸۱/۷۰ $\pm$ ۲/۵۳	۸۱/۸۶ $\pm$ ۲/۵۴	۸۲/۹۶ $\pm$ ۱/۲۵	۸۲/۱۳ $\pm$ ۱/۲۵	۰/۰۷۴ [*] (۰/۰۹۰)	۰/۰۶۵ [*] (۰/۰۱۶)
راست رانی	۶۸/۴۸ $\pm$ ۴/۱۸	۶۸/۶۱ $\pm$ ۴/۱۹	۶۳/۴۶ $\pm$ ۱/۹۳	۶۳/۵۹ $\pm$ ۱/۹۳	۶۶/۹۷ $\pm$ ۲/۰۷	۶۷/۱۰ $\pm$ ۲/۰۸	۶۸/۰۰ $\pm$ ۱/۰۲	۶۸/۱۴ $\pm$ ۱/۰۲	۰/۰۸۵ [*] (۰/۰۱۲)	۰/۰۳۶ [*] (۰/۰۳۱)
سرینی میانی	۴۱/۵۱ $\pm$ ۲/۵۳	۴۱/۵۹ $\pm$ ۲/۵۴	۳۸/۴۷ $\pm$ ۱/۱۷	۳۸/۵۵ $\pm$ ۱/۱۷	۴۰/۱۶ $\pm$ ۱/۲۵	۴۰/۶۸ $\pm$ ۱/۲۶	۴۱/۲۲ $\pm$ ۰/۶۲	۴۱/۳۱ $\pm$ ۰/۶۲	۰/۱۴۳ [*] (۰/۰۹۰)	۰/۰۸۹ [*] (۰/۰۱۱)
درشتنی قنای	۱۲۴/۹۵ $\pm$ ۷/۶۴	۱۲۵/۲۰ $\pm$ ۷/۶۵	۱۱۵/۸۰ $\pm$ ۳/۵۲	۱۱۶/۰۳ $\pm$ ۳/۵۳	۱۲۲/۲۰ $\pm$ ۳/۷۹	۱۲۲/۴۵ $\pm$ ۳/۷۹	۱۲۳/۰۹ $\pm$ ۱/۸۷	۱۲۳/۳۴ $\pm$ ۱/۸۷	۰/۰۰۳ [*] (۰/۰۳۱)	۰/۰۶۸ [*] (۰/۰۱۷)
دوقلوی داخلی	۸۲/۹۶ $\pm$ ۵/۱۹	۸۵/۱۳ $\pm$ ۵/۲۰	۷۸/۷۴ $\pm$ ۲/۳۹	۷۸/۹۰ $\pm$ ۲/۴۰	۸۳/۰۹ $\pm$ ۲/۵۷	۸۳/۲۶ $\pm$ ۲/۵۸	۸۴/۳۷ $\pm$ ۱/۲۷	۸۴/۵۴ $\pm$ ۱/۲۷	۰/۰۱۵ [*] (۰/۲۲۲)	۰/۱۳۵ [*] (۰/۰۱۶)
پهن داخلی	۵۴/۶۴ $\pm$ ۳/۳۳	۵۴/۷۵ $\pm$ ۳/۳۴	۵۰/۶۴ $\pm$ ۱/۵۴	۵۰/۷۴ $\pm$ ۱/۵۴	۵۲/۳۴ $\pm$ ۱/۶۵	۵۲/۵۴ $\pm$ ۱/۶۶	۵۴/۲۶ $\pm$ ۰/۸۱	۵۴/۳۷ $\pm$ ۰/۸۲	۰/۰۲۸ [*] (۰/۰۱۹)	۰/۰۴۵ [*] (۰/۰۰۸)
پهن خارجی	۵۴/۰۳ $\pm$ ۳/۳۰	۵۴/۱۴ $\pm$ ۳/۳۱	۵۰/۰۷ $\pm$ ۱/۵۲	۵۰/۱۷ $\pm$ ۱/۵۲	۵۲/۸۴ $\pm$ ۱/۶۳	۵۲/۹۴ $\pm$ ۱/۶۴	۵۳/۶۵ $\pm$ ۰/۸۱	۵۳/۷۶ $\pm$ ۰/۸۱	۰/۰۳۶ [*] (۰/۰۱۹)	۰/۰۵۱ [*] (۰/۰۱۵)
دوسرانی	۸۹/۷۴ $\pm$ ۵/۴۸	۸۹/۹۲ $\pm$ ۵/۴۹	۸۳/۱۷ $\pm$ ۲/۵۳	۸۳/۳۴ $\pm$ ۲/۵۳	۸۷/۷۷ $\pm$ ۲/۷۲	۸۷/۹۴ $\pm$ ۲/۷۲	۸۹/۱۲ $\pm$ ۱/۳۴	۸۹/۲۳ $\pm$ ۱/۳۴	۰/۰۰۶ [*] (۰/۰۲۹)	۰/۰۵۳ [*] (۰/۰۰۸)
نیم وتری	۷۵/۷۰ $\pm$ ۴/۶۲	۷۵/۸۵ $\pm$ ۴/۶۳	۷۰/۱۶ $\pm$ ۲/۱۳	۷۰/۲۰ $\pm$ ۲/۱۳	۷۴/۰۴ $\pm$ ۲/۲۹	۷۴/۱۸ $\pm$ ۲/۳۰	۷۵/۱۸ $\pm$ ۱/۱۳	۷۵/۳۳ $\pm$ ۱/۱۳	۰/۲۱۰ [*] (۰/۰۲۴)	۰/۰۹۵ [*] (۰/۰۰۷)
راست رانی	۶۵/۳۲ $\pm$ ۳/۹۹	۶۵/۴۵ $\pm$ ۴/۰۰	۶۰/۵۴ $\pm$ ۱/۸۴	۶۰/۶۶ $\pm$ ۱/۸۴	۶۲/۸۸ $\pm$ ۱/۹۸	۶۲/۱۰۱ $\pm$ ۱/۹۸	۶۴/۸۷ $\pm$ ۰/۹۷	۶۴/۱۰۰ $\pm$ ۰/۹۸	۰/۲۲۲ [*] (۰/۲۱۱)	۰/۱۹۶ [*] (۰/۰۱۲)
سرینی میانی	۳۶/۵۳ $\pm$ ۲/۲۳	۳۶/۶۳ $\pm$ ۲/۲۳	۳۳/۸۵ $\pm$ ۱/۰۳	۳۳/۹۲ $\pm$ ۱/۰۳	۳۵/۷۲ $\pm$ ۱/۱۰	۳۵/۷۹ $\pm$ ۱/۱۱	۳۶/۲۷ $\pm$ ۰/۵۴	۳۶/۳۵ $\pm$ ۰/۵۴	۰/۳۳۱ [*] (۰/۰۰۸)	۰/۰۱۸ [*] (۰/۲۶۰)
درشتنی قنای	۱۱۹/۲۵ $\pm$ ۷/۲۹	۱۱۹/۳۹ $\pm$ ۷/۳۰	۱۱۰/۵۲ $\pm$ ۳/۳۶	۱۱۰/۷۴ $\pm$ ۳/۳۶	۱۱۶/۶۳ $\pm$ ۲/۶۱	۱۱۶/۸۶ $\pm$ ۲/۶۲	۱۱۸/۳۳ $\pm$ ۱/۷۸	۱۱۸/۶۷ $\pm$ ۱/۷۹	۰/۳۰۰ [*] (۰/۰۳۸)	۰/۰۹۳ [*] (۰/۰۰۲)
دوقلوی داخلی	۸۱/۳۰ $\pm$ ۴/۹۷	۸۱/۴۶ $\pm$ ۴/۹۸	۷۵/۳۴ $\pm$ ۲/۲۹	۷۵/۴۹ $\pm$ ۲/۲۹	۷۹/۵۱ $\pm$ ۲/۴۶	۷۹/۶۷ $\pm$ ۲/۴۷	۸۰/۷۴ $\pm$ ۱/۲۱	۸۰/۹۰ $\pm$ ۱/۲۲	۰/۲۲۰ [*] (۰/۰۲۱)	۰/۱۰۰ [*] (۰/۰۱۵)
پهن داخلی	۵۸/۵۰ $\pm$ ۳/۵۷	۵۸/۶۲ $\pm$ ۳/۵۸	۵۴/۲۲ $\pm$ ۱/۶۴	۵۴/۳۳ $\pm$ ۱/۶۵	۵۷/۲۲ $\pm$ ۱/۷۷	۵۷/۳۳ $\pm$ ۱/۷۷	۵۸/۱۰ $\pm$ ۰/۸۷	۵۸/۲۲ $\pm$ ۰/۸۷	۰/۳۲۰ [*] (۰/۰۱۸)	۰/۲۱۶ [*] (۰/۰۱۱)
پهن خارجی	۶۰/۳۴ $\pm$ ۳/۶۸	۶۰/۴۶ $\pm$ ۳/۶۹	۵۵/۹۲ $\pm$ ۱/۷۰	۵۵/۱۰۳ $\pm$ ۱/۷۰	۵۹/۰۱ $\pm$ ۱/۸۳	۵۹/۱۳ $\pm$ ۱/۸۳	۵۹/۹۲ $\pm$ ۰/۹۰	۵۹/۱۰۴ $\pm$ ۰/۹۰	۰/۳۹۰ [*] (۰/۰۱۸)	۰/۱۱۱ [*] (۰/۰۰۳)
دوسرانی	۸۱/۰۹ $\pm$ ۴/۹۵	۸۱/۲۶ $\pm$ ۴/۹۶	۷۵/۱۶ $\pm$ ۲/۲۸	۷۵/۳۱ $\pm$ ۲/۲۹	۷۹/۳۱ $\pm$ ۲/۴۶	۷۹/۴۷ $\pm$ ۲/۴۶	۸۰/۵۴ $\pm$ ۱/۲۱	۸۰/۷۰ $\pm$ ۱/۲۱	۰/۳۲۷ [*] (۰/۰۲۷)	۰/۰۸۰ [*] (۰/۰۰۹)
نیم وتری	۶۴/۳۰ $\pm$ ۳/۹۳	۶۴/۳۳ $\pm$ ۳/۹۴	۵۹/۵۹ $\pm$ ۱/۸۱	۵۹/۷۱ $\pm$ ۱/۸۱	۶۲/۸۹ $\pm$ ۱/۹۵	۶۳/۰۲ $\pm$ ۱/۹۵	۶۳/۸۶ $\pm$ ۰/۹۶	۶۳/۹۹ $\pm$ ۰/۹۶	۰/۵۱۰ [*] (۰/۰۲۳)	۰/۳۹۴ [*] (۰/۰۰۲)
راست رانی	۶۱/۴۶ $\pm$ ۳/۷۵	۶۱/۵۸ $\pm$ ۳/۷۶	۵۶/۹۵ $\pm$ ۱/۷۳	۵۷/۰۷ $\pm$ ۱/۷۳	۶۰/۱۰ $\pm$ ۱/۸۶	۶۰/۲۲ $\pm$ ۱/۸۶	۶۱/۰۲ $\pm$ ۰/۹۲	۶۱/۱۵ $\pm$ ۰/۹۲	۰/۲۰۰ [*] (۰/۰۱۳)	۰/۳۹۴ [*] (۰/۰۰۸)
سرینی میانی	۴۰/۱۹ $\pm$ ۲/۴۵	۴۰/۲۷ $\pm$ ۲/۴۶	۳۷/۳۴ $\pm$ ۱/۱۳	۳۷/۴۲ $\pm$ ۱/۱۳	۳۹/۳۰ $\pm$ ۱/۲۱	۳۹/۳۸ $\pm$ ۱/۲۲	۳۹/۹۱ $\pm$ ۰/۶۰	۳۹/۹۹ $\pm$ ۰/۶۰	۰/۲۲۲ [*] (۰/۰۱۰)	۰/۱۰۰ [*] (۰/۰۱۴)

متغیر	میانگین $\pm$ انحراف معیار								سطح معنی داری		
	گروه A		گروه B		گروه C		گروه D		اندازه اثر		
	قبل از خستگی	بعد از خستگی	قبل از خستگی	بعد از خستگی	قبل از خستگی	بعد از خستگی	قبل از خستگی	بعد از خستگی	اثر عامل خستگی	اثر عامل گروه	اثر تعاملی خستگی $\times$ گروه
درشتنی قدلی	۹۲/۲۹ $\pm$ ۵/۶۴	۹۲/۴۷ $\pm$ ۵/۶۵	۸۵/۵۲ $\pm$ ۲/۶۰	۸۵/۷۲ $\pm$ ۲/۶۰	۹۰/۸۸ $\pm$ ۲/۸۰	۹۰/۸۸ $\pm$ ۲/۸۰	۹۱/۶۵ $\pm$ ۱/۳۸	۹۱/۸۳ $\pm$ ۱/۳۸	۰/۴۰۵ (۰/۰۰۵)	۰/۱۰۲ (۰/۰۳۱)	۰/۰۹۰ (۰/۰۰۲)
دوقلوی داخلی	۸۱/۶۰ $\pm$ ۴/۹۸	۸۱/۷۷ $\pm$ ۴/۹۹	۷۵/۶۲ $\pm$ ۲/۳۰	۷۵/۷۸ $\pm$ ۲/۳۵	۷۹/۸۱ $\pm$ ۲/۴۷	۷۹/۸۱ $\pm$ ۲/۴۷	۸۱/۰۴ $\pm$ ۱/۲۲	۸۱/۲۰ $\pm$ ۱/۲۲	۰/۲۳۸ (۰/۰۰۷)	۰/۱۲۵ (۰/۰۰۱)	۰/۱۸۵ (۰/۰۰۲)
پهن داخلی	۵۴/۱۳ $\pm$ ۳/۳۱	۵۴/۲۴ $\pm$ ۳/۳۱	۵۰/۱۶ $\pm$ ۱/۵۲	۵۰/۲۶ $\pm$ ۱/۵۲	۵۲/۹۴ $\pm$ ۱/۶۴	۵۲/۹۴ $\pm$ ۱/۶۴	۵۳/۰۴ $\pm$ ۱/۶۴	۵۳/۱۶ $\pm$ ۱/۶۴	۰/۳۶۰ (۰/۰۰۱)	۰/۱۰۰ (۰/۰۰۱)	۰/۳۰۵ (۰/۰۵۲)
پهن خارجی	۵۳/۷۲ $\pm$ ۲/۲۸	۵۳/۸۳ $\pm$ ۲/۲۹	۴۹/۷۹ $\pm$ ۱/۵۱	۴۹/۸۹ $\pm$ ۱/۵۱	۵۲/۵۴ $\pm$ ۱/۶۴	۵۲/۵۴ $\pm$ ۱/۶۴	۵۳/۳۵ $\pm$ ۰/۸۰	۵۳/۴۶ $\pm$ ۰/۸۱	۰/۲۸۰ (۰/۰۰۱)	۰/۰۹۸ (۰/۰۰۳)	۰/۴۰۵ (۰/۰۳۱)
دوسرانی	۸۴/۷۶ $\pm$ ۵/۱۸	۸۴/۹۳ $\pm$ ۵/۱۹	۷۸/۵۵ $\pm$ ۲/۳۹	۷۸/۷۱ $\pm$ ۲/۳۹	۸۲/۸۹ $\pm$ ۲/۵۷	۸۲/۸۹ $\pm$ ۲/۵۷	۸۴/۱۷ $\pm$ ۱/۲۷	۸۴/۳۴ $\pm$ ۱/۲۷	۰/۲۳۴ (۰/۰۰۶)	۰/۱۴۲ (۰/۰۰۱)	۰/۱۸۵ (۰/۰۰۱)
نیم وتری	۶۶/۰۳ $\pm$ ۴/۰۳	۶۶/۱۷ $\pm$ ۴/۰۴	۶۱/۲۰ $\pm$ ۱/۸۶	۶۱/۳۲ $\pm$ ۱/۸۶	۶۴/۵۸ $\pm$ ۲/۰۰	۶۴/۵۸ $\pm$ ۲/۰۰	۶۴/۷۱ $\pm$ ۲/۰۰	۶۴/۸۱ $\pm$ ۲/۰۰	۰/۲۱۸ (۰/۰۰۷)	۰/۱۶۵ (۰/۰۰۲)	۰/۱۸۰ (۰/۰۰۲)
راست رانی	۶۵/۹۳ $\pm$ ۴/۰۳	۶۵/۱۰۶ $\pm$ ۴/۰۳	۶۱/۱۰ $\pm$ ۱/۸۵	۶۱/۲۳ $\pm$ ۱/۸۶	۶۴/۴۸ $\pm$ ۲/۰۰	۶۴/۴۸ $\pm$ ۲/۰۰	۶۴/۶۱ $\pm$ ۲/۰۰	۶۴/۷۱ $\pm$ ۲/۰۰	۰/۲۲۲ (۰/۰۰۷)	۰/۱۶۵ (۰/۰۰۲)	۰/۱۸۰ (۰/۰۰۲)
سیرینی میانی	۴۹/۹۶ $\pm$ ۳/۰۵	۴۹/۱۰۶ $\pm$ ۳/۰۶	۴۶/۳۰ $\pm$ ۱/۴۰	۴۶/۳۹ $\pm$ ۱/۴۱	۴۸/۸۶ $\pm$ ۱/۵۱	۴۸/۸۶ $\pm$ ۱/۵۱	۴۸/۹۶ $\pm$ ۱/۵۱	۴۸/۱۰۶ $\pm$ ۱/۵۱	۰/۲۳۸ (۰/۰۰۸)	۰/۲۰۴ (۰/۰۰۸)	۰/۲۲۸ (۰/۰۰۸)
درشتنی قدلی	۱۰۲/۸۷ $\pm$ ۶/۲۹	۱۰۲/۱۰۸ $\pm$ ۶/۳۰	۹۵/۳۴ $\pm$ ۲/۹۰	۹۵/۵۳ $\pm$ ۲/۹۰	۱۰۰/۶۱ $\pm$ ۳/۱۲	۱۰۰/۶۱ $\pm$ ۳/۱۲	۱۰۰/۸۱ $\pm$ ۳/۱۲	۱۰۰/۱۰۲ $\pm$ ۳/۱۲	۰/۱۶۲ (۰/۰۰۹)	۰/۱۳۰ (۰/۰۱۴)	۰/۱۷۵ (۰/۰۰۳)
دوقلوی داخلی	۱۰۱/۳۴ $\pm$ ۶/۱۹	۱۰۱/۵۵ $\pm$ ۶/۲۰	۹۳/۹۲ $\pm$ ۲/۸۵	۹۳/۱۱۲ $\pm$ ۲/۸۶	۹۴/۱۱ $\pm$ ۳/۰۷	۹۴/۱۱ $\pm$ ۳/۰۷	۹۹/۳۱ $\pm$ ۳/۰۸	۹۹/۴۱ $\pm$ ۳/۰۸	۰/۱۵۶ (۰/۰۰۹)	۰/۱۳۵ (۰/۰۰۱)	۰/۱۷۷ (۰/۰۱۰)
پهن داخلی	۵۸/۹۱ $\pm$ ۳/۶۰	۵۸/۱۰۶ $\pm$ ۳/۶۰	۵۴/۶۰ $\pm$ ۱/۶۶	۵۴/۷۱ $\pm$ ۱/۶۶	۵۷/۶۲ $\pm$ ۱/۷۸	۵۷/۶۲ $\pm$ ۱/۷۸	۵۷/۷۳ $\pm$ ۱/۷۹	۵۷/۸۳ $\pm$ ۱/۷۹	۰/۴۳۰ (۰/۰۱۸)	۰/۳۶۶ (۰/۰۰۳)	۰/۴۱۱ (۰/۰۰۳)
کاهش پهن خارجی	۵۶/۳۷ $\pm$ ۳/۴۴	۵۶/۴۸ $\pm$ ۳/۴۵	۵۲/۲۴ $\pm$ ۱/۵۸	۵۲/۳۴ $\pm$ ۱/۵۹	۵۵/۱۳ $\pm$ ۱/۷۱	۵۵/۱۳ $\pm$ ۱/۷۱	۵۵/۲۴ $\pm$ ۱/۷۱	۵۵/۳۴ $\pm$ ۱/۷۱	۰/۲۹۰ (۰/۰۰۹)	۰/۱۱۱ (۰/۰۱۴)	۰/۱۶۲ (۰/۰۰۲)
دوسرانی	۸۶/۵۹ $\pm$ ۵/۲۹	۸۶/۷۶ $\pm$ ۵/۳۰	۸۰/۲۵ $\pm$ ۲/۴۴	۸۰/۴۱ $\pm$ ۲/۴۴	۸۴/۶۸ $\pm$ ۲/۶۲	۸۴/۶۸ $\pm$ ۲/۶۲	۸۴/۸۵ $\pm$ ۲/۶۳	۸۴/۹۹ $\pm$ ۲/۶۳	۰/۱۶۲ (۰/۰۰۱)	۰/۱۱۰ (۰/۰۲۲)	۰/۱۵۴ (۰/۰۲۱)
نیم وتری	۷۴/۰۷ $\pm$ ۴/۵۲	۷۴/۲۲ $\pm$ ۴/۵۳	۷۴/۶۵ $\pm$ ۲/۰۸	۷۴/۷۱ $\pm$ ۲/۰۹	۷۲/۳۴ $\pm$ ۲/۳۴	۷۲/۳۴ $\pm$ ۲/۳۴	۷۲/۵۹ $\pm$ ۲/۳۵	۷۲/۶۹ $\pm$ ۲/۳۵	۰/۲۱۸ (۰/۰۰۱)	۰/۱۶۵ (۰/۰۱۶)	۰/۲۰۰ (۰/۰۰۱)
راست رانی	۷۶/۰۱ $\pm$ ۴/۴۴	۷۶/۱۶ $\pm$ ۴/۴۵	۷۰/۴۴ $\pm$ ۲/۱۴	۷۰/۵۸ $\pm$ ۲/۱۴	۷۴/۳۳ $\pm$ ۲/۳۰	۷۴/۳۳ $\pm$ ۲/۳۰	۷۴/۴۸ $\pm$ ۲/۳۱	۷۴/۵۸ $\pm$ ۲/۳۱	۰/۲۰۰ (۰/۰۰۸)	۰/۱۶۵ (۰/۰۱۵)	۰/۲۰۰ (۰/۰۰۱)
سیرینی میانی	۵۲/۳۰ $\pm$ ۳/۱۹	۵۲/۴۰ $\pm$ ۳/۲۰	۴۸/۴۷ $\pm$ ۱/۴۷	۴۸/۵۶ $\pm$ ۱/۴۷	۵۱/۱۵ $\pm$ ۱/۵۸	۵۱/۱۵ $\pm$ ۱/۵۸	۵۱/۵۱ $\pm$ ۱/۵۹	۵۱/۶۱ $\pm$ ۱/۵۹	۰/۲۱۵ (۰/۰۴۲)	۰/۲۰۰ (۰/۰۱۲)	۰/۲۲۸ (۰/۰۰۹)

توانبخشنی

* سطح معنی داری: $P < 0.05$: ACLR: A: پای پرونیت (کمتر از ۶ ماه)، ACLR: B: پای پرونیت (۶-۱۲ ماه)، ACLR: C: پای پرونیت (بیش از ۱۲ ماه). D: گروه سالم. آزمون آماری: آنالیز واریانس دو سویه با اندازه گیری تکراری.

از ۱۷ در مقیاس ۶ تا ۲۰ بورگ یا ۸۰ درصد حداکثر ضربان قلب به پایان می‌رسید [۳۵].

تجزیه و تحلیل آماری

نرمال بودن داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک^{۱۲} تأیید شد. از آزمون آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌گیری‌های تکراری استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معنی داری $P < 0.05$ و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۳ انجام پذیرفت. برای بررسی همگنی از آزمون لون^{۱۳} در سطح معنی داری برابر با $P < 0.05$ استفاده شد. تمام تجزیه و تحلیل آماری با استفاده از نرم‌افزار اکسل و نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۳ انجام شد [۳۲].

12. Shapiro-Wilk Test

13. Levene's test

که این مورد را نادیده گرفته بودند از لحاظ بیومکانیکی می‌توانست حتی به صورت جزئی باعث تغییر الگوی حرکتی گردد [۳۳].

پروتکل خستگی برای آزمودنی‌ها با استفاده از تردمیل پیشرفته مدل (Horizon Fitness, Omega GT, USA) بدون شیب انجام شد. در هنگام شروع آزمودنی‌ها در حالی که با سرعت ۶ کیلومتر در ساعت راه می‌رفتند، پروتکل را شروع کردند و سرعت تردمیل هر ۲ دقیقه ۱ کیلومتر در ساعت افزایش یافت. از مقیاسی ادراکی بورگ (۶-۲۰) جهت تعیین لحظه‌نهایی خستگی شرکت کنندگان استفاده شد [۳۴]. به محض اینکه شرکت کنندگان ادراک ۱۳ یا بالاتر را در مقیاس بورگ گزارش کردند، سرعت تردمیل ثابت شد تا اجازه دویدن در حالت ثابت را بدهد. در طول مرحله دویدن در حالت پایدار، امتیاز تلاش درک شده هر ۳۰ ثانیه ارزیابی می‌شد و پروتکل خستگی پس از ۲ دقیقه دویدن در حالت پایدار بیش

جدول ۴. متغیرهای طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در شرایط استفاده از کفی حمایت کننده قوس.

متغیر	میانگین $\pm$ انحراف معیار								سطح معنی داری	
	گروه A		گروه B		گروه C		گروه D		اندازه اثر	
	قبل از خستگی	بعد از خستگی	قبل از خستگی	بعد از خستگی	قبل از خستگی	بعد از خستگی	قبل از خستگی	بعد از خستگی	اثر عامل تعاملی خستگی گروه $\times$	اثر تعاملی خستگی گروه $\times$
پاسخ بارگذاری	۱۴۵/۹۹ $\pm$ ۸/۹۲	۱۳۷/۷۵ $\pm$ ۹/۰۳	۱۳۶/۴۰ $\pm$ ۴/۴۵	۱۳۸/۱۶ $\pm$ ۴/۵۰	۱۵۲/۵۰ $\pm$ ۴/۷۹	۱۵۶/۳۵ $\pm$ ۴/۸۵	۱۳۲/۷۳ $\pm$ ۲/۱۵	۱۳۴/۳۳ $\pm$ ۲/۱۸	۰/۰۴۰ (۰/۰۱۸)	۰/۱۵۰ (۰/۰۱۲)
	۷۶/۳۸ $\pm$ ۴/۶۷	۷۶/۵۳ $\pm$ ۴/۶۷	۷۶/۵۹ $\pm$ ۲/۳۳	۷۶/۷۴ $\pm$ ۲/۳۳	۸۰/۸۲ $\pm$ ۲/۵۰	۸۰/۹۹ $\pm$ ۲/۵۱	۷۴/۶۷ $\pm$ ۱/۱۲	۷۲/۸۲ $\pm$ ۱/۱۲	۰/۲۱۰ (۰/۰۰۶)	۰/۰۲۵ (۰/۰۳۰)
	۵۶/۱۸ $\pm$ ۳/۳۳	۵۶/۲۹ $\pm$ ۳/۴۴	۵۶/۳۳ $\pm$ ۱/۷۱	۵۶/۴۵ $\pm$ ۲/۴۴	۵۹/۴۵ $\pm$ ۱/۸۴	۵۹/۵۷ $\pm$ ۱/۸۴	۵۴/۹۲ $\pm$ ۰/۸۲	۵۵/۰۳ $\pm$ ۰/۸۳	۰/۱۸۰ (۰/۰۰۷)	۰/۱۶۰ (۰/۰۰۲)
	۵۱/۲۰ $\pm$ ۲/۱۳	۵۱/۳۰ $\pm$ ۲/۱۳	۵۱/۳۴ $\pm$ ۱/۵۶	۵۱/۴۴ $\pm$ ۱/۵۶	۵۴/۱۸ $\pm$ ۱/۶۸	۵۴/۲۹ $\pm$ ۱/۶۸	۵۰/۱۵ $\pm$ ۰/۷۵	۵۰/۱۵ $\pm$ ۰/۷۵	۰/۲۵۰ (۰/۰۰۵)	۰/۱۳۵ (۰/۰۱۳)
	۸۲/۴۷ $\pm$ ۱/۲۴	۸۲/۵۳ $\pm$ ۵/۱۶	۸۲/۶۰ $\pm$ ۲/۵۷	۸۲/۷۷ $\pm$ ۲/۵۷	۸۹/۲۷ $\pm$ ۲/۷۷	۸۹/۴۵ $\pm$ ۲/۷۷	۸۲/۳۷ $\pm$ ۱/۲۴	۸۲/۶۳ $\pm$ ۱/۲۴	۰/۰۳۰ (۰/۰۲۰)	۰/۰۲۰ (۰/۰۱۳)
	۷۷/۱۳ $\pm$ ۴/۷۱	۷۷/۲۸ $\pm$ ۴/۷۲	۷۷/۳۴ $\pm$ ۲/۳۵	۷۷/۵۰ $\pm$ ۲/۳۵	۸۱/۶۲ $\pm$ ۲/۵۳	۸۱/۷۸ $\pm$ ۲/۵۳	۷۵/۳۰ $\pm$ ۱/۱۳	۷۵/۵۵ $\pm$ ۱/۱۳	۰/۱۱۰ (۰/۰۰۸)	۰/۰۲۲ (۰/۰۰۴)
	۶۳/۲۳ $\pm$ ۲/۸۶	۶۳/۳۵ $\pm$ ۲/۸۷	۶۳/۴۰ $\pm$ ۱/۹۲	۶۳/۵۳ $\pm$ ۱/۹۳	۶۶/۹۱ $\pm$ ۲/۰۷	۶۷/۰۴ $\pm$ ۲/۰۸	۶۱/۸۱ $\pm$ ۰/۹۳	۶۱/۹۹ $\pm$ ۰/۹۳	۰/۱۵۰ (۰/۰۰۹)	۰/۰۳۸ (۰/۰۰۱)
	۳۸/۳۳ $\pm$ ۲/۳۴	۳۸/۴۰ $\pm$ ۲/۳۴	۳۸/۴۳ $\pm$ ۱/۱۶	۳۸/۵۱ $\pm$ ۱/۱۷	۴۰/۵۶ $\pm$ ۱/۲۵	۴۰/۶۳ $\pm$ ۱/۲۶	۳۷/۳۷ $\pm$ ۰/۵۶	۳۷/۵۳ $\pm$ ۰/۵۶	۰/۳۲۰ (۰/۰۰۴)	۰/۰۹۵ (۰/۰۰۱)
	۱۱۵/۶۳ $\pm$ ۷/۰۵	۱۱۵/۶۳ $\pm$ ۷/۰۶	۱۱۵/۶۹ $\pm$ ۲/۵۲	۱۱۵/۹۲ $\pm$ ۲/۵۲	۱۲۲/۰۸ $\pm$ ۳/۷۸	۱۲۲/۳۳ $\pm$ ۳/۷۹	۱۱۲/۷۸ $\pm$ ۱/۷۰	۱۱۲/۰۱ $\pm$ ۱/۷۰	۰/۰۲۲ (۰/۰۲۱)	۰/۰۷۵ (۰/۰۰۶)
	۷۸/۴۴ $\pm$ ۴/۷۹	۷۸/۶۰ $\pm$ ۴/۸۰	۷۸/۶۶ $\pm$ ۲/۳۹	۷۸/۸۲ $\pm$ ۲/۳۹	۸۳/۰۱ $\pm$ ۲/۵۷	۸۳/۱۸ $\pm$ ۲/۵۸	۷۶/۶۹ $\pm$ ۱/۵۸	۷۶/۸۴ $\pm$ ۱/۱۶	۰/۰۱۰ (۰/۰۲۵)	۰/۱۰۰ (۰/۰۱۴)
میان اتکا	۵۰/۴۵ $\pm$ ۲/۰۸	۵۰/۵۵ $\pm$ ۲/۰۹	۵۰/۵۹ $\pm$ ۱/۵۳	۵۰/۶۹ $\pm$ ۱/۵۴	۵۳/۳۸ $\pm$ ۱/۶۵	۵۳/۴۹ $\pm$ ۱/۶۵	۴۹/۳۲ $\pm$ ۰/۷۴	۴۹/۴۲ $\pm$ ۰/۷۴	۰/۱۲۰ (۰/۰۰۸)	۰/۰۴۸ (۰/۰۰۳)
	۴۹/۸۸ $\pm$ ۲/۰۵	۴۹/۹۸ $\pm$ ۲/۰۵	۵۲/۰۲ $\pm$ ۱/۲۵	۵۲/۱۲ $\pm$ ۱/۲۵	۵۲/۷۹ $\pm$ ۱/۶۳	۵۲/۸۹ $\pm$ ۱/۶۴	۴۸/۷۷ $\pm$ ۰/۷۳	۴۸/۸۶ $\pm$ ۰/۷۳	۰/۱۳۰ (۰/۰۰۷)	۰/۰۵۸ (۰/۰۰۳)
	۸۲/۸۶ $\pm$ ۵/۰۶	۸۲/۰۳ $\pm$ ۵/۰۷	۸۲/۰۹ $\pm$ ۲/۵۲	۸۳/۲۶ $\pm$ ۲/۵۳	۸۷/۶۸ $\pm$ ۲/۷۲	۸۷/۸۶ $\pm$ ۲/۷۲	۸۱/۰۰ $\pm$ ۱/۲۲	۸۱/۱۷ $\pm$ ۱/۲۲	۰/۰۱۲ (۰/۰۲۴)	۰/۰۴۵ (۰/۰۰۹)
	۶۹/۸۹ $\pm$ ۴/۲۷	۷۰/۰۳ $\pm$ ۴/۲۸	۷۰/۰۹ $\pm$ ۲/۱۳	۷۰/۲۳ $\pm$ ۲/۱۳	۷۳/۹۶ $\pm$ ۲/۲۹	۷۳/۱۱ $\pm$ ۲/۲۹	۶۸/۳۳ $\pm$ ۱/۰۳	۶۸/۴۳ $\pm$ ۱/۰۳	۰/۰۲۵ (۰/۰۲۲)	۰/۱۰۲ (۰/۰۰۴)
	۶۰/۳۱ $\pm$ ۳/۶۸	۶۰/۳۳ $\pm$ ۳/۶۹	۶۰/۴۸ $\pm$ ۱/۸۴	۶۰/۶۰ $\pm$ ۱/۸۴	۶۳/۸۲ $\pm$ ۱/۹۸	۶۳/۹۵ $\pm$ ۱/۹۸	۵۸/۹۶ $\pm$ ۰/۸۹	۵۹/۰۸ $\pm$ ۰/۸۹	۰/۱۸۰ (۰/۰۱۰)	۰/۲۱۰ (۰/۰۰۲)
	۳۳/۷۲ $\pm$ ۲/۰۶	۳۳/۷۹ $\pm$ ۲/۰۶	۳۳/۸۲ $\pm$ ۱/۰۲	۳۳/۸۹ $\pm$ ۱/۰۳	۳۵/۶۹ $\pm$ ۱/۱۰	۳۵/۷۶ $\pm$ ۱/۱۰	۳۲/۹۷ $\pm$ ۰/۴۹	۳۲/۹۷ $\pm$ ۰/۴۹	۰/۲۸۰ (۰/۰۰۵)	۰/۰۲۸ (۰/۰۰۴)
	۱۱۰/۱۱ $\pm$ ۶/۷۳	۱۱۰/۳۳ $\pm$ ۶/۷۴	۱۱۰/۴۱ $\pm$ ۳/۳۵	۱۱۰/۶۳ $\pm$ ۳/۳۶	۱۱۶/۵۲ $\pm$ ۳/۶۱	۱۱۶/۷۵ $\pm$ ۳/۶۲	۱۰۷/۶۴ $\pm$ ۱/۶۲	۱۰۷/۸۶ $\pm$ ۱/۶۲	۰/۰۳۵ (۰/۰۱۹)	۰/۰۹۴ (۰/۰۰۵)
	۷۵/۰۶ $\pm$ ۴/۵۸	۷۵/۲۱ $\pm$ ۴/۵۹	۷۵/۲۷ $\pm$ ۲/۲۹	۷۵/۳۲ $\pm$ ۲/۲۹	۷۹/۴۲ $\pm$ ۲/۴۶	۷۹/۵۹ $\pm$ ۲/۴۶	۷۳/۳۸ $\pm$ ۱/۱۰	۷۳/۵۳ $\pm$ ۱/۱۱	۰/۰۲۸ (۰/۰۲۱)	۰/۱۱۰ (۰/۰۰۴)
	۵۴/۰۲ $\pm$ ۳/۳۰	۵۴/۱۲ $\pm$ ۳/۳۰	۵۴/۱۷ $\pm$ ۱/۶۴	۵۴/۲۸ $\pm$ ۱/۶۵	۵۷/۱۶ $\pm$ ۱/۷۷	۵۷/۲۸ $\pm$ ۱/۷۷	۵۲/۸۱ $\pm$ ۰/۷۹	۵۲/۹۱ $\pm$ ۰/۷۹	۰/۱۶۰ (۰/۰۰۸)	۰/۱۳۰ (۰/۰۰۲)
	۵۵/۷۱ $\pm$ ۳/۳۰	۵۵/۸۲ $\pm$ ۳/۴۱	۵۵/۸۶ $\pm$ ۱/۶۹	۵۵/۹۸ $\pm$ ۱/۷۰	۵۸/۹۵ $\pm$ ۱/۸۲	۵۸/۰۷ $\pm$ ۱/۸۳	۵۴/۳۶ $\pm$ ۰/۸۲	۵۴/۵۷ $\pm$ ۰/۸۲	۰/۱۷۰ (۰/۰۰۷)	۰/۱۲۰ (۰/۰۰۲)
هل دادن	۷۴/۸۷ $\pm$ ۴/۵۷	۷۵/۰۲ $\pm$ ۴/۵۸	۷۵/۰۸ $\pm$ ۲/۲۸	۷۵/۲۳ $\pm$ ۲/۲۸	۷۹/۲۳ $\pm$ ۲/۴۵	۷۹/۳۳ $\pm$ ۲/۴۵	۷۳/۲۰ $\pm$ ۱/۱۰	۷۳/۳۴ $\pm$ ۱/۱۰	۰/۰۲۵ (۰/۰۲۲)	۰/۰۴۰ (۰/۰۲۰)
	۵۹/۳۷ $\pm$ ۳/۶۳	۵۹/۴۹ $\pm$ ۳/۶۳	۵۹/۵۴ $\pm$ ۱/۸۱	۵۹/۶۶ $\pm$ ۱/۸۱	۶۲/۸۳ $\pm$ ۱/۹۴	۶۲/۹۵ $\pm$ ۱/۹۵	۵۸/۰۴ $\pm$ ۰/۸۷	۵۸/۱۶ $\pm$ ۰/۸۷	۰/۰۳۲ (۰/۰۲۰)	۰/۰۴۱۰ (۰/۰۰۴)
	۵۶/۷۴ $\pm$ ۳/۳۶	۵۶/۸۵ $\pm$ ۳/۳۷	۵۶/۹۰ $\pm$ ۱/۷۳	۵۶/۰۱ $\pm$ ۱/۷۳	۶۰/۰۵ $\pm$ ۱/۸۶	۶۰/۱۷ $\pm$ ۱/۸۶	۵۵/۳۷ $\pm$ ۰/۸۳	۵۵/۵۸ $\pm$ ۰/۸۳	۰/۲۲۰ (۰/۰۰۹)	۰/۱۴۱۰ (۰/۰۰۱)
	۳۷/۱۱ $\pm$ ۲/۲۶	۳۷/۱۸ $\pm$ ۲/۲۷	۳۷/۲۱ $\pm$ ۱/۱۳	۳۷/۲۸ $\pm$ ۱/۱۳	۳۹/۲۷ $\pm$ ۱/۲۱	۳۹/۳۳ $\pm$ ۱/۲۲	۳۶/۲۷ $\pm$ ۰/۵۴	۳۶/۳۵ $\pm$ ۰/۵۴	۰/۳۰۰ (۰/۰۰۵)	۰/۱۱۱ (۰/۰۰۱)

متغیر	میانگین $\pm$ انحراف معیار								سطح معنی داری	
	گروه A		گروه B		گروه C		گروه D		اندازه اثر	
	قبل از خستگی	بعد از خستگی	قبل از خستگی	بعد از خستگی	قبل از خستگی	بعد از خستگی	قبل از خستگی	بعد از خستگی	اثر عامل تعاملی گروه $\times$ گروه	اثر
درشتنی قدامی	۸۵/۲۱ $\pm$ ۵/۲۱	۸۵/۳۸ $\pm$ ۵/۲۲	۸۵/۴۵ $\pm$ ۲/۵۹	۸۵/۶۲ $\pm$ ۲/۶۰	۹۰/۱۷ $\pm$ ۲/۷۹	۹۰/۳۵ $\pm$ ۲/۸۰	۸۲/۳۰ $\pm$ ۱/۲۵	۸۳/۳۷ $\pm$ ۱/۲۶	۰/۳۵۰ (۰/۰۰۶)	۰/۱۲۵ (۰/۰۱۳)
دوقلوی داخلی	۷۵/۳۴ $\pm$ ۲/۶۰	۷۵/۳۹ $\pm$ ۲/۶۱	۷۵/۵۵ $\pm$ ۲/۲۹	۷۵/۷۱ $\pm$ ۲/۳۰	۷۹/۷۳ $\pm$ ۲/۴۷	۷۹/۸۹ $\pm$ ۲/۴۷	۷۲/۶۶ $\pm$ ۱/۱۱	۷۳/۸۰ $\pm$ ۱/۱۱	۰/۴۰۰ (۰/۰۰۴)	۰/۱۴۲ (۰/۰۱۲)
پهن داخلی	۴۹/۹۸ $\pm$ ۳/۰۵	۴۹/۷۰ $\pm$ ۳/۰۶	۵۰/۱۲ $\pm$ ۱/۵۲	۵۰/۲۲ $\pm$ ۱/۵۲	۵۲/۸۹ $\pm$ ۱/۶۲	۵۲/۹۹ $\pm$ ۱/۶۴	۴۸/۸۶ $\pm$ ۰/۷۳	۴۸/۹۶ $\pm$ ۰/۷۳	۰/۴۰۰ (۰/۰۰۸)	۰/۳۷۰ (۰/۰۱۰)
پهن خارجی	۴۹/۶۰ $\pm$ ۳/۰۳	۴۹/۷۰ $\pm$ ۳/۰۳	۴۹/۷۳ $\pm$ ۱/۵۱	۴۹/۸۴ $\pm$ ۱/۵۱	۵۲/۴۹ $\pm$ ۱/۶۲	۵۲/۵۹ $\pm$ ۱/۶۳	۴۸/۴۹ $\pm$ ۰/۷۳	۴۸/۵۹ $\pm$ ۰/۷۳	۰/۳۵۰ (۰/۰۰۷)	۰/۱۰۸ (۰/۰۱۳)
شتاب گیری	۷۸/۲۶ $\pm$ ۳/۷۸	۷۸/۴۱ $\pm$ ۳/۷۹	۷۸/۴۳ $\pm$ ۲/۲۸	۷۸/۶۲ $\pm$ ۲/۳۹	۸۲/۸۱ $\pm$ ۲/۵۶	۸۲/۹۸ $\pm$ ۲/۵۷	۷۶/۵۰ $\pm$ ۱/۱۵	۷۶/۶۶ $\pm$ ۱/۱۵	۰/۸۰۰ (۰/۰۰۹)	۰/۱۱۰ (۰/۰۱۴)
نیم وتری	۶۰/۹۷ $\pm$ ۳/۷۲	۶۰/۹۷ $\pm$ ۳/۷۳	۶۱/۱۴ $\pm$ ۱/۸۶	۶۱/۲۶ $\pm$ ۱/۸۶	۶۲/۵۲ $\pm$ ۲/۰۰	۶۲/۶۵ $\pm$ ۲/۰۰	۵۹/۶۰ $\pm$ ۰/۹۰	۵۹/۷۳ $\pm$ ۰/۹۰	۰/۸۸۰ (۰/۰۰۲)	۰/۱۱۵ (۰/۰۱۳)
راست رانی	۶۰/۸۷ $\pm$ ۳/۷۲	۶۰/۸۷ $\pm$ ۳/۷۲	۶۱/۰۵ $\pm$ ۱/۸۵	۶۱/۱۲ $\pm$ ۱/۸۶	۶۲/۴۲ $\pm$ ۱/۹۹	۶۲/۵۵ $\pm$ ۲/۰۰	۵۹/۵۱ $\pm$ ۰/۸۹	۵۹/۶۳ $\pm$ ۰/۹۰	۰/۸۹۰ (۰/۰۰۱)	۰/۱۱۴ (۰/۰۱۳)
سیرینی میانی	۴۶/۱۲ $\pm$ ۲/۸۲	۴۶/۲۲ $\pm$ ۲/۸۲	۴۶/۲۵ $\pm$ ۱/۴۰	۴۶/۳۵ $\pm$ ۱/۴۱	۴۸/۸۱ $\pm$ ۱/۵۱	۴۸/۹۱ $\pm$ ۱/۵۱	۴۵/۰۹ $\pm$ ۰/۶۸	۴۵/۱۸ $\pm$ ۰/۶۸	۰/۴۰۰ (۰/۰۰۶)	۰/۲۱۰ (۰/۰۱۱)
درشتنی قدامی	۹۴/۹۸ $\pm$ ۵/۸۰	۹۵/۱۷ $\pm$ ۵/۸۱	۹۵/۲۴ $\pm$ ۲/۸۹	۹۵/۴۴ $\pm$ ۲/۹۰	۱۰۰/۵۱ $\pm$ ۲/۱۱	۱۰۰/۷۱ $\pm$ ۳/۱۲	۹۲/۸۵ $\pm$ ۱/۴۰	۹۲/۰۴ $\pm$ ۱/۴۰	۰/۷۰۰ (۰/۰۳۱)	۰/۱۴۰ (۰/۰۱۲)
دوقلوی داخلی	۹۳/۵۷ $\pm$ ۵/۷۲	۹۳/۷۶ $\pm$ ۵/۷۳	۹۳/۸۳ $\pm$ ۲/۸۵	۹۳/۰۲ $\pm$ ۲/۸۶	۹۹/۰۲ $\pm$ ۲/۰۷	۹۹/۲۲ $\pm$ ۳/۰۷	۹۱/۴۸ $\pm$ ۱/۳۸	۹۱/۶۶ $\pm$ ۱/۳۸	۰/۰۴۸ (۰/۰۱۸)	۰/۱۵۲ (۰/۰۱۵)
پهن داخلی	۵۴/۲۹ $\pm$ ۲/۳۲	۵۴/۵۰ $\pm$ ۳/۳۳	۵۴/۵۴ $\pm$ ۱/۶۵	۵۴/۶۵ $\pm$ ۱/۶۶	۵۷/۵۶ $\pm$ ۱/۷۸	۵۷/۶۷ $\pm$ ۱/۷۸	۵۳/۱۷ $\pm$ ۰/۸۰	۵۳/۲۸ $\pm$ ۰/۸۰	۰/۷۰۰ (۰/۰۳۱)	۰/۴۸۰ (۰/۰۲۷)
پهن خارجی	۵۲/۰۴ $\pm$ ۳/۱۸	۵۲/۱۵ $\pm$ ۳/۱۸	۵۲/۱۹ $\pm$ ۱/۵۸	۵۲/۲۹ $\pm$ ۱/۵۹	۵۵/۰۷ $\pm$ ۱/۷۰	۵۵/۱۸ $\pm$ ۱/۷۱	۵۰/۸۸ $\pm$ ۰/۷۶	۵۰/۹۸ $\pm$ ۰/۷۶	۰/۶۸۰ (۰/۰۰۳)	۰/۱۲۰ (۰/۰۳۳)
شتاب دوسرانی	۷۹/۹۵ $\pm$ ۴/۸۸	۸۰/۱۱ $\pm$ ۴/۸۹	۸۰/۱۷ $\pm$ ۲/۴۳	۸۰/۳۳ $\pm$ ۲/۴۴	۸۲/۶۰ $\pm$ ۲/۶۲	۸۴/۷۷ $\pm$ ۲/۶۳	۷۸/۱۶ $\pm$ ۱/۱۸	۷۸/۳۱ $\pm$ ۱/۱۸	۰/۷۰۵ (۰/۰۱۸)	۰/۱۳۰ (۰/۰۳۱)
نیم وتری	۶۸/۲۹ $\pm$ ۴/۱۸	۶۸/۵۳ $\pm$ ۴/۱۹	۶۸/۵۸ $\pm$ ۲/۰۸	۶۸/۷۳ $\pm$ ۲/۰۹	۷۲/۳۷ $\pm$ ۲/۲۴	۷۲/۵۲ $\pm$ ۲/۲۵	۶۶/۸۶ $\pm$ ۱/۰۰	۶۶/۹۹ $\pm$ ۱/۰۱	۰/۷۹۹ (۰/۰۲۶)	۰/۸۲ (۰/۰۵۱)
راست رانی	۷۰/۱۸ $\pm$ ۴/۲۹	۷۰/۳۳ $\pm$ ۴/۲۹	۷۰/۳۷ $\pm$ ۲/۱۴	۷۰/۵۱ $\pm$ ۲/۱۴	۷۴/۲۶ $\pm$ ۲/۳۰	۷۴/۴۱ $\pm$ ۲/۳۰	۶۸/۶۱ $\pm$ ۱/۰۳	۶۸/۷۴ $\pm$ ۱/۰۳	۰/۸۲۴ (۰/۰۲۵)	۰/۱۱۰ (۰/۰۳۱)
سیرینی میانی	۴۸/۲۹ $\pm$ ۲/۹۵	۴۸/۳۸ $\pm$ ۲/۹۵	۴۸/۴۲ $\pm$ ۱/۴۷	۴۸/۵۲ $\pm$ ۱/۴۷	۵۱/۱۰ $\pm$ ۱/۵۸	۵۱/۲۰ $\pm$ ۱/۵۸	۴۷/۲۰ $\pm$ ۰/۷۱	۴۷/۳۰ $\pm$ ۰/۷۱	۰/۳۲۱ (۰/۰۳۱)	۰/۲۷ (۰/۰۲۱)

توانبخشنی

* سطح معنی داری: $P < 0.05$: A: ACLR + پای پرونیت (کمتر از ۶ ماه)، B: ACLR + پای پرونیت (۶-۱۲ ماه)، C: ACLR + پای پرونیت (بیش از ۱۲ ماه). D: گروه سالم. آزمون آماری: آنالیز واریانس دو سویه با اندازه گیری تکراری.

یافته‌ها

خستگی $\times$ گروه برای عضلات اندام تحتانی در فازهای مختلف دویدن نشان نداد.

براساس **جدول شماره ۳**، اثر عامل خستگی از لحاظ آماری برای عضله درشتنی قدامی ($d = 0.028$; $P = 0.008$)، و عضله دوسرانی ($d = 0.240$; $P = 0.049$) طی فاز بارگذاری، همچنین عضلات درشتنی قدامی ($d = 0.041$; $P = 0.002$)، دوقلوی داخلی ($d = 0.222$; $P = 0.015$)، پهن داخلی ($d = 0.19$; $P = 0.038$)، پهن خارجی ($d = 0.19$; $P = 0.036$)، و دوسرانی ($d = 0.029$; $P = 0.006$)، طی فاز میانه اتکا و عضلات پهن داخلی ($d = 0.18$)، $d = 0.042$ ، پهن خارجی ($d = 0.009$; $P = 0.039$)، و سیرینی میانی ($d = 0.009$; $P = 0.035$)، طی فاز کاهش شتاب و عضله سیرینی میانی طی فاز شتاب‌گیری معنادار بود ($d = 0.19$; $P = 0.035$). همچنین اثر عامل گروه برای عضله درشتنی قدامی ($d = 0.21$;

طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی طی فازهای مختلف دویدن بین پیش‌آزمون گروه‌های مورد مطالعه هیچ تفاوت معنی داری نداشت ($P > 0.05$). براساس **جدول شماره ۲**، اثر عامل خستگی از لحاظ آماری برای عضله درشتنی قدامی طی فاز بارگذاری ($d = 0.215$; $P = 0.024$)، و هل دادن معنادار بود ($d = 0.200$; $P = 0.003$). همچنین اثر عامل خستگی برای عضلات دوقلوی داخلی ($d = 0.400$; $P = 0.030$) و دوسرانی ($d = 0.001$; $P = 0.001$) طی فاز کاهش شتاب از لحاظ آماری معنادار بود. به علاوه اثر عامل گروه کاهش معناداری برای طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات دوقلوی داخلی ($d = 0.200$; $P = 0.015$) و دوسرانی ($d = 0.001$; $P = 0.003$) در فاز کاهش شتاب نشان داد. یافته‌ها هیچ تأثیر معناداری برای اثر تعاملی

جدول ۵. متغیرهای طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در شرایط استفاده از کفی دبل‌دنسیتی.

میانگین $\pm$ انحراف معیار												سطح معنی داری	
متغیر	گروه A		گروه B		گروه C		گروه D		اندازه اثر				
	قبل از خستگی	بعد از خستگی	قبل از خستگی	بعد از خستگی	قبل از خستگی	بعد از خستگی	قبل از خستگی	بعد از خستگی	اثر عامل خستگی	اثر عامل گروه	اثر تعاملی گروه $\times$ خستگی		
پاسخ بارکنذاری	درشتنی قدامی	۱۴۰/۴۱ $\pm$ ۸/۵۸	۱۴۲/۱۰ $\pm$ ۸/۶۸	۱۵۲/۸۷ $\pm$ ۴/۶۵	۱۵۴/۷۱ $\pm$ ۴/۷۰	۱۶۱/۳۲ $\pm$ ۵/۰۰	۱۶۲/۲۶ $\pm$ ۵/۰۶	۱۴۵/۷۲ $\pm$ ۲/۲۰	۱۴۷/۴۷ $\pm$ ۲/۲۲	۰/۲۵۰ (۰/۰۶۰)	۰/۲۵۰ (۰/۰۴۰)	۰/۶۰۰ (۰/۰۴۰)	
	دوقلوی داخلی	۷۳/۴۶ $\pm$ ۴/۴۹	۷۲/۶۰ $\pm$ ۴/۵۰	۷۹/۹۷ $\pm$ ۲/۴۳	۸۰/۱۳ $\pm$ ۲/۴۳	۸۴/۲۰ $\pm$ ۲/۶۱	۸۴/۵۶ $\pm$ ۲/۶۲	۷۶/۲۳ $\pm$ ۱/۱۵	۷۶/۳۹ $\pm$ ۱/۱۵	۰/۴۵۰ (۰/۰۱۷)	۰/۱۲۰ (۰/۰۰۱)	۰/۷۵۰ (۰/۰۰۱)	
	پهن داخلی	۵۴/۰۳ $\pm$ ۲/۳۰	۵۴/۱۴ $\pm$ ۲/۳۱	۵۸/۸۲ $\pm$ ۱/۷۸	۵۸/۹۴ $\pm$ ۱/۷۹	۶۲/۰۸ $\pm$ ۱/۹۲	۶۲/۲۰ $\pm$ ۱/۹۳	۵۶/۰۷ $\pm$ ۰/۸۴	۵۶/۱۹ $\pm$ ۰/۸۴	۰/۶۵۰ (۰/۰۱۴)	۰/۱۶۰ (۰/۰۰۲)	۰/۸۵۰ (۰/۰۰۲)	
	پهن خارجی	۴۹/۲۴ $\pm$ ۳/۰۱	۴۹/۳۴ $\pm$ ۳/۰۱	۵۳/۶۱ $\pm$ ۱/۶۳	۵۳/۷۲ $\pm$ ۱/۶۳	۵۶/۵۷ $\pm$ ۱/۷۵	۵۶/۶۹ $\pm$ ۱/۷۵	۵۱/۱۰ $\pm$ ۰/۷۷	۵۱/۲۱ $\pm$ ۰/۷۷	۰/۵۵۰ (۰/۰۱۵)	۰/۱۳۵ (۰/۰۸۵)	۰/۸۰۰ (۰/۰۰۲)	
نیم وتری	دوسررانی	۸۱/۱۴ $\pm$ ۴/۹۶	۸۱/۳۰ $\pm$ ۴/۹۷	۸۸/۳۴ $\pm$ ۲/۶۸	۸۸/۵۱ $\pm$ ۲/۶۹	۹۳/۲۲ $\pm$ ۲/۸۹	۹۳/۴۱ $\pm$ ۲/۸۹	۸۴/۲۱ $\pm$ ۱/۲۷	۸۴/۳۷ $\pm$ ۱/۲۷	۰/۱۸۰ (۰/۰۹۵)	۰/۷۰ (۰/۰۲۱)	۰/۶۰۰ (۰/۰۰۴)	
	راست رانی	۷۴/۱۸ $\pm$ ۴/۵۳	۷۴/۳۳ $\pm$ ۴/۵۴	۸۰/۷۶ $\pm$ ۲/۴۵	۸۰/۹۲ $\pm$ ۲/۴۶	۸۵/۲۳ $\pm$ ۲/۶۴	۸۵/۴۰ $\pm$ ۲/۶۴	۷۶/۱۴ $\pm$ ۱/۱۶	۷۶/۲۹ $\pm$ ۱/۱۶	۰/۱۱۰ (۰/۰۸۵)	۰/۷۲ (۰/۰۴۹)	۰/۵۵۱ (۰/۰۰۴)	
	سرینی میانی	۶۰/۸۱ $\pm$ ۳/۷۱	۶۰/۹۳ $\pm$ ۳/۷۲	۶۶/۲۰ $\pm$ ۲/۰۱	۶۶/۳۳ $\pm$ ۲/۰۱	۶۹/۸۶ $\pm$ ۲/۱۶	۶۹/۱۰۰ $\pm$ ۲/۱۷	۶۲/۱۱ $\pm$ ۰/۹۵	۶۲/۲۳ $\pm$ ۰/۹۵	۰/۱۵۰ (۰/۰۹۰)	۰/۳۸۰ (۰/۰۶۹)	۰/۹۶۳ (۰/۰۰۱)	
	پهن داخلی	۳۶/۸۶ $\pm$ ۲/۲۵	۳۶/۹۴ $\pm$ ۲/۲۵	۴۰/۱۳ $\pm$ ۱/۲۲	۴۰/۲۱ $\pm$ ۱/۲۲	۴۲/۳۵ $\pm$ ۱/۳۱	۴۲/۴۴ $\pm$ ۱/۳۱	۳۸/۲۶ $\pm$ ۰/۵۷	۳۸/۴۶ $\pm$ ۰/۵۷	۰/۱۲۰ (۰/۰۱۰)	۰/۹۵ (۰/۰۲۵)	۰/۸۸۸ (۰/۰۰۱)	
میانده اتکا	درشتنی قدامی	۱۱۵/۱۵ $\pm$ ۱/۷۸	۱۱۱/۱۸ $\pm$ ۱/۶۷	۱۲۰/۸۰ $\pm$ ۳/۶۷	۱۲۱/۰۴ $\pm$ ۳/۶۳	۱۲۷/۴۸ $\pm$ ۳/۹۵	۱۲۷/۷۳ $\pm$ ۳/۹۶	۱۱۵/۱۵ $\pm$ ۱/۷۳	۱۱۵/۲۸ $\pm$ ۱/۷۴	۰/۲۵۰ (۰/۰۰۸)	۰/۷۵ (۰/۰۶۸)	۰/۳۹۰ (۰/۰۰۱)	
	دوقلوی داخلی	۷۵/۴۵ $\pm$ ۴/۶۱	۷۵/۶۰ $\pm$ ۴/۶۲	۸۲/۱۴ $\pm$ ۲/۴۹	۸۲/۲۰ $\pm$ ۲/۵۰	۸۶/۶۸ $\pm$ ۲/۶۸	۸۶/۸۵ $\pm$ ۲/۶۹	۷۸/۳۰ $\pm$ ۱/۱۸	۷۸/۴۶ $\pm$ ۱/۱۸	۰/۱۸۰ (۰/۰۲۳)	۰/۱۰۰ (۰/۰۴۲)	۰/۳۹۹ (۰/۰۰۲)	
	پهن داخلی	۴۸/۵۲ $\pm$ ۲/۹۶	۴۸/۶۲ $\pm$ ۲/۹۷	۵۲/۸۲ $\pm$ ۱/۶۰	۵۲/۹۳ $\pm$ ۱/۶۱	۵۵/۷۴ $\pm$ ۱/۷۲	۵۵/۸۵ $\pm$ ۱/۷۳	۵۰/۴۵ $\pm$ ۰/۷۶	۵۰/۴۵ $\pm$ ۰/۷۶	۰/۲۸۰ (۰/۰۲۷)	۰/۴۸۱ (۰/۰۰۷)	۰/۷۴۱ (۰/۰۳۱)	
	پهن خارجی	۳۷/۹۸ $\pm$ ۲/۹۳	۳۷/۱۰۷ $\pm$ ۲/۹۳	۴۸/۰۷ $\pm$ ۲/۹۳	۴۸/۲۳ $\pm$ ۱/۵۸	۵۵/۱۲ $\pm$ ۱/۷۱	۵۵/۲۳ $\pm$ ۱/۷۱	۳۹/۸۹ $\pm$ ۰/۷۵	۳۹/۹۹ $\pm$ ۰/۷۵	۰/۳۰۰ (۰/۰۱۹)	۰/۵۸ (۰/۰۵۱)	۰/۷۳۳ (۰/۰۰۱)	
هل دادن	دوسررانی	۷۹/۶۹ $\pm$ ۴/۸۷	۷۹/۸۵ $\pm$ ۴/۸۸	۸۶/۷۶ $\pm$ ۲/۶۴	۸۶/۹۴ $\pm$ ۲/۶۴	۹۱/۵۶ $\pm$ ۲/۸۴	۹۱/۷۴ $\pm$ ۲/۸۴	۸۲/۸۷ $\pm$ ۱/۲۵	۸۲/۸۷ $\pm$ ۱/۲۵	۰/۲۰۵ (۰/۰۰۹)	۰/۵۵۰ (۰/۰۸۵)	۰/۴۵۲ (۰/۰۰۲)	
	نیم وتری	۶۷/۲۲ $\pm$ ۴/۱۱	۶۷/۳۶ $\pm$ ۴/۱۱	۷۳/۱۹ $\pm$ ۲/۲۲	۷۳/۳۲ $\pm$ ۲/۲۳	۷۷/۲۳ $\pm$ ۲/۲۹	۷۷/۳۹ $\pm$ ۲/۳۰	۶۹/۷۶ $\pm$ ۱/۰۵	۶۹/۹۰ $\pm$ ۱/۰۵	۰/۱۵۰ (۰/۰۱۰)	۰/۱۰۲ (۰/۰۴۱)	۰/۵۲۱ (۰/۰۶۱)	
	راست رانی	۵۸/۰۱ $\pm$ ۳/۵۴	۵۸/۱۲ $\pm$ ۳/۵۵	۶۳/۱۵ $\pm$ ۱/۹۲	۶۳/۲۸ $\pm$ ۱/۹۲	۶۶/۶۴ $\pm$ ۲/۰۶	۶۶/۷۸ $\pm$ ۲/۰۷	۶۰/۲۰ $\pm$ ۰/۹۰	۶۰/۳۲ $\pm$ ۰/۹۱	۰/۱۲۸ (۰/۰۱۱)	۰/۲۱۰ (۰/۰۱۸)	۰/۶۲۱ (۰/۰۰۱)	
	سرینی میانی	۳۲/۳۳ $\pm$ ۱/۹۸	۳۲/۵۰ $\pm$ ۱/۹۸	۳۵/۳۱ $\pm$ ۱/۰۷	۳۵/۳۸ $\pm$ ۱/۰۷	۳۷/۲۶ $\pm$ ۱/۱۵	۳۷/۳۴ $\pm$ ۱/۱۵	۳۲/۶۶ $\pm$ ۰/۵۰	۳۲/۷۴ $\pm$ ۰/۵۰	۰/۲۹۰ (۰/۰۲۰)	۰/۱۲۷ (۰/۰۱۲)	۰/۷۵۱ (۰/۰۸۷)	
هل دادن	درشتنی قدامی	۱۰۵/۹۰ $\pm$ ۶/۴۷	۱۰۶/۱۱ $\pm$ ۶/۴۸	۱۱۵/۲۹ $\pm$ ۲/۵۰	۱۱۵/۵۲ $\pm$ ۳/۵۱	۱۲۱/۶۷ $\pm$ ۳/۷۷	۱۲۱/۹۱ $\pm$ ۳/۷۸	۱۰۹/۹۰ $\pm$ ۱/۶۵	۱۱۰/۱۲ $\pm$ ۱/۶۶	۰/۲۰۰ (۰/۰۲۹)	۰/۹۴۱ (۰/۰۰۱)	۰/۵۲۱ (۰/۰۳۳)	
	دوقلوی داخلی	۷۲/۱۹ $\pm$ ۴/۴۱	۷۲/۳۴ $\pm$ ۴/۴۲	۷۸/۶۰ $\pm$ ۲/۳۹	۷۸/۷۵ $\pm$ ۲/۳۹	۸۲/۹۴ $\pm$ ۲/۵۷	۸۲/۱۱۰ $\pm$ ۲/۵۷	۷۴/۹۲ $\pm$ ۱/۱۳	۷۴/۱۰۷ $\pm$ ۱/۱۳	۰/۲۸۰ (۰/۰۲۰)	۰/۱۱۰ (۰/۰۴۰)	۰/۳۵۰ (۰/۰۲۱۷)	
	پهن داخلی	۵۱/۹۵ $\pm$ ۳/۱۷	۵۲/۰۶ $\pm$ ۳/۱۸	۵۶/۵۶ $\pm$ ۱/۷۲	۵۶/۶۷ $\pm$ ۱/۷۲	۵۹/۶۹ $\pm$ ۱/۸۵	۵۹/۸۱ $\pm$ ۱/۸۵	۵۲/۹۲ $\pm$ ۰/۸۱	۵۲/۱۰۲ $\pm$ ۰/۸۱	۰/۵۵۰ (۰/۰۰۱)	۰/۳۰ (۰/۰۰۱)	۰/۷۷۷ (۰/۰۰۱)	
	پهن خارجی	۵۳/۵۸ $\pm$ ۳/۲۷	۵۳/۶۹ $\pm$ ۳/۲۸	۵۸/۲۳ $\pm$ ۱/۷۷	۵۸/۴۵ $\pm$ ۱/۷۷	۶۱/۵۶ $\pm$ ۱/۹۱	۶۱/۶۸ $\pm$ ۱/۹۱	۵۵/۷۲ $\pm$ ۰/۸۴	۵۵/۷۲ $\pm$ ۰/۸۴	۰/۵۰ (۰/۰۱۸۵)	۰/۱۱۹ (۰/۰۱۱)	۰/۲۰۰ (۰/۰۱۳۳)	
نیم وتری	دوسررانی	۷۲/۰۱ $\pm$ ۴/۴۰	۷۲/۱۶ $\pm$ ۴/۴۱	۷۸/۴۰ $\pm$ ۲/۳۸	۷۸/۵۶ $\pm$ ۲/۳۹	۸۲/۷۳ $\pm$ ۲/۵۶	۸۲/۹۰ $\pm$ ۲/۵۷	۷۴/۸۸ $\pm$ ۱/۱۳	۷۴/۹۳ $\pm$ ۱/۱۳	۰/۱۷۹ (۰/۰۳۶)	۰/۳۱۰ (۰/۰۶۸)	۰/۴۱۳ (۰/۰۰۱)	
	راست رانی	۵۴/۵۷ $\pm$ ۲/۳۳	۵۴/۶۸ $\pm$ ۲/۳۴	۵۹/۴۱ $\pm$ ۱/۸۰	۵۹/۵۳ $\pm$ ۱/۸۱	۶۲/۷۰ $\pm$ ۱/۹۴	۶۲/۸۲ $\pm$ ۱/۹۴	۵۶/۷۵ $\pm$ ۰/۸۵	۵۶/۷۵ $\pm$ ۰/۸۵	۰/۱۱۸ (۰/۰۱۶)	۰/۳۳۲ (۰/۰۱۶)	۰/۶۳۲ (۰/۰۲۱۹)	
	سرینی میانی	۳۵/۶۹ $\pm$ ۲/۱۸	۳۵/۷۶ $\pm$ ۲/۱۸	۳۸/۸۵ $\pm$ ۱/۱۸	۳۸/۹۳ $\pm$ ۱/۱۸	۴۱/۰۰ $\pm$ ۱/۲۷	۴۱/۰۸ $\pm$ ۱/۲۷	۳۷/۰۴ $\pm$ ۰/۵۵	۳۷/۱۱ $\pm$ ۰/۵۵	۰/۲۱۰ (۰/۰۲۹۱)	۰/۲۰۰ (۰/۰۲۰)	۰/۳۱۶ (۰/۰۲۱)	
	پهن داخلی	۳۵/۶۹ $\pm$ ۲/۱۸	۳۵/۷۶ $\pm$ ۲/۱۸	۳۸/۸۵ $\pm$ ۱/۱۸	۳۸/۹۳ $\pm$ ۱/۱۸	۴۱/۰۰ $\pm$ ۱/۲۷	۴۱/۰۸ $\pm$ ۱/۲۷	۳۷/۰۴ $\pm$ ۰/۵۵	۳۷/۱۱ $\pm$ ۰/۵۵	۰/۲۱۰ (۰/۰۲۹۱)	۰/۲۰۰ (۰/۰۲۰)	۰/۳۱۶ (۰/۰۲۱)	

متغیر	میانگین $\pm$ انحراف معیار								سطح معنی داری	
	گروه A		گروه B		گروه C		گروه D		اندازه اثر	اثر تعاملی
	قبل از	بعد از	قبل از	بعد از	قبل از	بعد از	قبل از	بعد از	اثر عامل	اثر عامل
	خستگی	خستگی	خستگی	خستگی	خستگی	خستگی	خستگی	خستگی	گروه	خستگی
درشتنی قدامی	۸۱/۹۵ $\pm$ ۵/۰۱	۸۲/۱۲ $\pm$ ۵/۰۲	۸۹/۲۲ $\pm$ ۲/۷۱	۸۹/۴۰ $\pm$ ۲/۷۲	۹۴/۱۵ $\pm$ ۲/۹۲	۹۴/۳۴ $\pm$ ۲/۹۲	۸۵/۰۵ $\pm$ ۱/۲۸	۸۵/۲۲ $\pm$ ۱/۲۸	۰/۳۱۱	۰/۲۰۵
	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)
دوقلوی داخلی	۷۲/۴۶ $\pm$ ۴/۲۳	۷۲/۶۱ $\pm$ ۴/۳۳	۷۸/۸۹ $\pm$ ۲/۴۰	۷۹/۰۵ $\pm$ ۲/۴۰	۸۲/۲۵ $\pm$ ۲/۵۸	۸۲/۴۲ $\pm$ ۲/۵۸	۷۵/۲۰ $\pm$ ۱/۱۳	۷۵/۲۵ $\pm$ ۱/۱۳	۰/۴۱۲	۰/۰۹۴
	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)
پهن داخلی	۴۸/۰۷ $\pm$ ۲/۹۳	۴۸/۱۶ $\pm$ ۲/۹۴	۵۲/۳۲ $\pm$ ۱/۵۹	۵۲/۴۴ $\pm$ ۱/۵۹	۵۵/۲۲ $\pm$ ۱/۷۱	۵۵/۳۳ $\pm$ ۱/۷۱	۴۹/۸۸ $\pm$ ۰/۷۵	۴۹/۹۸ $\pm$ ۰/۷۵	۰/۰۵۶	۰/۳۰۹
	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)
پهن خارجی	۳۷/۷۰ $\pm$ ۲/۹۱	۳۷/۸۰ $\pm$ ۲/۹۲	۵۱/۹۴ $\pm$ ۱/۵۸	۵۲/۰۴ $\pm$ ۱/۵۸	۵۴/۸۱ $\pm$ ۱/۷۰	۵۴/۹۲ $\pm$ ۱/۷۰	۴۹/۵۱ $\pm$ ۰/۷۴	۴۹/۶۱ $\pm$ ۰/۷۴	۰/۰۵۱	۰/۱۰۸
	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)
دوسرانی	۷۵/۵۶ $\pm$ ۴/۶۴	۷۵/۴۲ $\pm$ ۴/۶۱	۸۱/۹۴ $\pm$ ۲/۴۹	۸۱/۹۴ $\pm$ ۲/۴۹	۸۶/۴۷ $\pm$ ۲/۶۸	۸۶/۶۵ $\pm$ ۲/۶۸	۷۸/۱۱ $\pm$ ۱/۱۷	۷۸/۲۷ $\pm$ ۱/۱۸	۰/۰۳۱	۰/۲۰۰
	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)
نیم وتری	۵۸/۶۴ $\pm$ ۲/۵۸	۵۸/۷۶ $\pm$ ۲/۵۹	۶۳/۸۲ $\pm$ ۱/۹۴	۶۳/۹۷ $\pm$ ۱/۹۴	۶۷/۳۷ $\pm$ ۲/۰۹	۶۷/۵۱ $\pm$ ۲/۰۹	۶۰/۸۶ $\pm$ ۰/۹۱	۶۰/۹۸ $\pm$ ۰/۹۲	۰/۱۷۳	۰/۱۹۶
	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)
راست رانی	۵۸/۵۵ $\pm$ ۳/۵۸	۵۸/۶۷ $\pm$ ۳/۵۸	۶۳/۷۴ $\pm$ ۱/۹۳	۶۳/۸۷ $\pm$ ۱/۹۴	۶۰/۷۶ $\pm$ ۲/۰۸	۶۰/۸۷ $\pm$ ۲/۰۸	۶۰/۷۶ $\pm$ ۰/۹۱	۶۰/۸۸ $\pm$ ۰/۹۱	۰/۰۳۵	۰/۳۰۰
	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)
سرینی میانی	۴۴/۳۶ $\pm$ ۲/۷۱	۴۴/۴۵ $\pm$ ۲/۷۱	۴۸/۳۰ $\pm$ ۱/۴۶	۴۸/۳۹ $\pm$ ۱/۴۷	۵۰/۹۷ $\pm$ ۱/۵۸	۵۱/۰۷ $\pm$ ۱/۵۸	۴۶/۰۴ $\pm$ ۰/۶۹	۴۶/۱۳ $\pm$ ۰/۶۹	۰/۰۳۳	۰/۱۰۰
	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)
درشتنی قدامی	۹۱/۳۵ $\pm$ ۵/۵۸	۸۸/۵۳ $\pm$ ۵/۵۹	۹۹/۴۵ $\pm$ ۳/۰۲	۹۹/۶۵ $\pm$ ۳/۰۳	۱۰۲/۹۵ $\pm$ ۳/۲۵	۱۰۵/۱۶ $\pm$ ۳/۲۶	۹۴/۸۰ $\pm$ ۱/۴۳	۹۴/۸۰ $\pm$ ۱/۴۳	۰/۰۰۶	۰/۰۰۲
	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)
دوقلوی داخلی	۸۹/۹۹ $\pm$ ۵/۵۰	۹۰/۱۷ $\pm$ ۵/۵۱	۹۷/۹۸ $\pm$ ۲/۹۸	۹۸/۱۷ $\pm$ ۲/۹۸	۱۰۲/۳۹ $\pm$ ۳/۲۰	۱۰۳/۶۰ $\pm$ ۳/۲۱	۹۳/۴۰ $\pm$ ۱/۴۱	۹۳/۵۸ $\pm$ ۱/۴۱	۰/۰۰۱	۰/۳۹۲
	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)
پهن داخلی	۵۲/۳۱ $\pm$ ۳/۱۹	۵۲/۴۲ $\pm$ ۳/۲۰	۵۶/۹۵ $\pm$ ۱/۷۳	۵۷/۰۷ $\pm$ ۱/۷۳	۶۰/۱۰ $\pm$ ۱/۸۶	۶۰/۲۲ $\pm$ ۱/۸۶	۵۴/۲۹ $\pm$ ۰/۸۱	۵۴/۴۰ $\pm$ ۰/۸۲	۰/۰۰۱	۰/۲۰۰
	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)
کاهش پهن خارجی	۵۰/۰۵ $\pm$ ۲/۰۶	۵۰/۱۵ $\pm$ ۲/۰۶	۵۴/۵۰ $\pm$ ۱/۶۵	۵۴/۶۰ $\pm$ ۱/۶۶	۵۷/۵۱ $\pm$ ۱/۷۸	۵۷/۶۲ $\pm$ ۱/۷۸	۵۱/۹۵ $\pm$ ۰/۷۸	۵۲/۰۵ $\pm$ ۰/۷۸	۰/۰۰۲	۰/۰۹۵
	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)
دوسرانی	۷۶/۸۹ $\pm$ ۴/۷۰	۷۷/۰۴ $\pm$ ۴/۷۱	۸۳/۷۱ $\pm$ ۲/۵۴	۸۳/۸۸ $\pm$ ۲/۵۵	۸۸/۳۴ $\pm$ ۲/۷۴	۸۸/۵۲ $\pm$ ۲/۷۴	۷۹/۸۰ $\pm$ ۱/۲۰	۷۹/۹۶ $\pm$ ۱/۲۰	۰/۰۰۲	۰/۱۶۲
	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)
نیم وتری	۶۵/۷۸ $\pm$ ۴/۰۲	۶۵/۹۱ $\pm$ ۴/۰۳	۷۱/۶۱ $\pm$ ۲/۱۷	۷۱/۷۶ $\pm$ ۲/۱۸	۷۵/۵۷ $\pm$ ۲/۳۴	۷۵/۷۲ $\pm$ ۲/۳۴	۶۸/۲۶ $\pm$ ۱/۰۳	۶۸/۴۰ $\pm$ ۱/۰۳	۰/۰۰۳	۰/۱۵۰
	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)
راست رانی	۶۷/۴۹ $\pm$ ۴/۱۲	۶۷/۶۳ $\pm$ ۴/۱۳	۷۳/۴۸ $\pm$ ۲/۲۳	۷۳/۶۳ $\pm$ ۲/۲۴	۷۷/۵۴ $\pm$ ۲/۴۰	۷۷/۷۰ $\pm$ ۲/۴۱	۷۰/۰۵ $\pm$ ۱/۰۵	۷۰/۱۹ $\pm$ ۱/۰۵	۰/۰۰۱	۰/۲۸۷
	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)
سرینی میانی	۴۶/۴۴ $\pm$ ۲/۸۳	۴۶/۵۳ $\pm$ ۲/۸۴	۵۰/۵۶ $\pm$ ۱/۵۳	۵۰/۶۶ $\pm$ ۱/۵۴	۵۳/۳۶ $\pm$ ۱/۶۵	۵۳/۴۶ $\pm$ ۱/۶۵	۴۸/۲۰ $\pm$ ۰/۷۲	۴۸/۲۹ $\pm$ ۰/۷۲	۰/۵۲۶	۰/۲۳۰
	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)	(۰/۰۰۱)

توانبخشی

* سطح معنی داری: $P < 0.05$ ، A: ACLR + پای پرونیت (کمتر از ۶ ماه)، B: ACLR + پای پرونیت (۶-۱۲ ماه)، C: ACLR + پای پرونیت (بیش از ۱۲ ماه)، D: گروه سالم. آزمون آماری: آنالیز واریانس دو سویه با اندازه گیری تکراری.

قدامی ($d = 0.21$; $P = 0.022$)، دوقلوی داخلی ($d = 0.25$; $P = 0.010$)، دوسرانی ($d = 0.24$; $P = 0.012$) و نیم وتری ($d = 0.22$; $P = 0.025$) در فاز میانه اتکا، عضلات درشتنی قدامی ($d = 0.19$; $P = 0.035$)، دوقلوی داخلی ($d = 0.21$; $P = 0.028$)، دوسرانی ($d = 0.22$; $P = 0.025$)، و نیم وتری ($d = 0.20$; $P = 0.032$)، طی فاز هل دادن معنادار بود.

همچنین اثر عامل گروه برای عضله دوقلوی داخلی طی فاز بارگذاری ($d = 0.23$; $P = 0.025$)، سرینی میانی طی فاز میانه اتکا ($d = 0.22$; $P = 0.028$) و کاهش شتاب گیری ($d = 0.21$; $P = 0.027$)، از لحاظ آماری معنادار بود. یافته ها نشان داد اثر تعاملی خستگی $\times$ گروه برای عضله دوسرانی در فاز میانه اتکا ($d = 0.19$; $P = 0.045$) و فاز هل دادن ($d = 0.20$; $P = 0.040$) از لحاظ آماری افزایش معناداری داشت. همچنین یافته ها نشان

داد ($d = 0.25$; $P = 0.020$)، طی فاز بارگذاری و سرینی میانی در فاز میانه اتکا از لحاظ آماری معنادار بود ($d = 0.18$; $P = 0.026$).

یافته ها نشان داد اثر تعاملی خستگی $\times$ گروه برای عضله دوسرانی در فاز پاسخ بارگذاری ($d = 0.20$; $P = 0.038$)، عضله سرینی میانی در فاز میانه اتکا ($d = 0.19$; $P = 0.048$) از لحاظ آماری معنادار بود. نتایج تست تعقیبی نشان داد بیشترین نرخ افزایش مربوط به گروه بازسازی ACL کمتر از ۶ ماه در مقایسه با سایر گروه ها بود.

بر اساس جدول شماره ۴، اثر عامل خستگی از لحاظ آماری برای عضله درشتنی قدامی ($d = 0.18$; $P = 0.040$)، دوسرانی ($d = 0.20$; $P = 0.030$)، طی فاز بارگذاری، عضله درشتنی

تخلیه عصبی بالاتر بسیج می‌کند که این امر در سیگنال فعالیت الکتریکی عضلات به‌صورت افزایش مؤلفه‌های طیف فرکانسی بالاتر مشاهده می‌شود [۱۵، ۱۴].

این یافته با مطالعه جعفرنژادگرو و همکاران همسو است که گزارش کردند خستگی می‌تواند الگوی فعالیت عضلات همسترینگ را در حین فعالیت‌های پویا تغییر دهد [۱۷]. به نظر می‌رسد خستگی با کاهش کارایی واحدهای حرکتی و نیاز به بسیج واحدهای تندانقباض بیشتر، به افزایش مؤلفه‌های فرکانس بالاتر در سیگنال فعالیت الکتریکی عضلات منجر می‌شود. این مکانیسم جبرانی اگرچه در کوتاه‌مدت برای مقابله با بی‌ثباتی و جذب شوک ضروری است، اما در بلندمدت می‌تواند با تغییر الگوی حرکتی بهینه، فرد را مستعد آسیب‌هایی نظیر سندرم کمپارتمان قدامی یا درد ساق پا کند [۳۸، ۳۷].

براساس یافته‌ها، در گروه با بازسازی ACL، طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله دوسرانی در فاز کاهش شتاب کاهش چشمگیری داشت. براساس مطالعه‌های گذشته این عضله طی دویدن طی فاز نوسان به شدت فعال است تا از حرکت بیش از حد درشت‌نی به جلو روی ران (که باعث کشش ACL می‌شود) جلوگیری کند [۳۹]. کاهش فعالیت یا تغییر الگوی فرکانسی این عضله پس از خستگی بسیار نگران‌کننده تلقی می‌شود. این امر نشان می‌دهد خستگی می‌تواند مکانیسم محافظتی همسترینگ را تضعیف کند و بیماران را به‌ویژه در مراحل اولیه بهبودی (کمتر از ۶ ماه)، در معرض خطر بالاتر آسیب‌های مجدد قرار دهد. در همین راستا فونتانی و همکاران [۴۰] اظهار کردند خستگی به‌عنوان یک عامل تشدیدکننده عدم تقارن و مکانیسم محافظتی زانو را به‌طور خاص در مراحل اولیه بهبودی (کمتر از ۶ ماه) در معرض خطر قرار می‌دهد.

کفی پلاسبو

بیشترین نرخ افزایش طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات، مربوط به عضلات دوسرانی در فاز بارگذاری و سرنی میانی در فاز اتکا مشاهده شد که در گروه بیماران با بازسازی ACL زیر ۶ ماه، به‌طور معناداری بالاتر از سایر گروه‌ها بود. از دیدگاه بیومکانیکی، عضله دوسرانی در فاز بارگذاری دویدن، از طریق انقباض برون‌گرا، نقش محوری در کنترل حرکت پیش‌رونده ساق پا و اعمال نیروهای مهارکننده قدامی بر روی مفصل زانو ایفا می‌کند [۴۱].

از آنجا که ACL نقش اصلی در مهار این جابه‌جایی دارد، بدن پس از آسیب، با یک مکانیسم جبرانی حفاظتی، مانند فعال‌تر کردن عضله دوسرانی، سعی در جایگزینی عملکرد رباط آسیب‌دیده و حفظ پایداری دینامیک زانو دارد. هم‌زمان، فعالیت بیشتر عضله سرنی میانی در فاز اتکا، نشان‌دهنده تلاش سیستم عصبی-عضلانی برای کنترل پایداری لگن است. احتمالاً این

داد اثر تعاملی خستگی×گروه برای عضله دوقلوی داخلی در فاز کاهش شتاب‌گیری از لحاظ آماری معنادار بود ($d=0/018$; $P=0/048$). نتایج تست تعقیبی نشان داد بیشترین نرخ افزایش برای عضله دوسرانی در فاز میانه اتکا و هل دادن مربوط به گروه بازسازی ACL کمتر از ۶ ماه بود، در حالی که بیشترین مقدار افزایش طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله دوقلوی داخلی طی فاز کاهش شتاب مربوط به گروه بازسازی ACL کمتر از ۱۲ ماه بود.

براساس جدول شماره ۵، اثر عامل خستگی از لحاظ آماری برای عضله دوقلوی داخلی ($d=0/017$; $P=0/045$)، طی فاز بارگذاری، عضله دوقلوی داخلی ($d=0/023$; $P=0/018$)، پهن داخلی ($d=0/027$; $P=0/038$)، پهن خارجی ($d=0/019$; $P=0/030$)، و سرنی میانی ($d=0/020$; $P=0/029$) در فاز میانه اتکا، عضله دوقلوی داخلی ($d=0/021$; $P=0/028$) و عضله سرنی میانی طی فاز هل دادن معنادار بود ($d=0/021$; $P=0/021$). همچنین اثر عامل گروه برای عضله سرنی میانی طی فاز هل دادن ($d=0/020$; $P=0/020$) و شتاب‌گیری از لحاظ آماری معنادار بود ($d=0/001$; $P=0/001$).

یافته‌ها نشان داد اثر تعاملی خستگی×گروه برای عضله درشت‌نی قدامی طی فاز میانه اتکا ($d=0/001$; $P=0/039$)، دوقلوی داخلی طی فاز هل دادن ($d=0/017$; $P=0/035$)، و درشت‌نی قدامی طی فاز کاهش شتاب ($d=0/010$; $P=0/002$) از لحاظ آماری کاهش معناداری داشت. نتایج تست تعقیبی نشان داد بیشترین نرخ کاهش مربوط به گروه بازسازی ACL کمتر از ۶ ماه در مقایسه با سایر گروه‌ها بود.

بحث

هدف از این مطالعه، بررسی اثر انواع کفی و خستگی بر طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت در بازه‌های زمانی ۶، ۱۲ و ۱۸ ماه پس از جراحی طی دویدن بود.

شرایط کفش کنترل

مشاهده افزایش طیف فرکانس عضله درشت‌نی قدامی در پاسخ به خستگی، می‌تواند نشان‌دهنده یک استراتژی جبرانی عصبی-عضلانی باشد [۳۶]. معمولاً انتظار می‌رود خستگی به‌دلیل عواملی مانند اسیدوز متابولیک و کاهش سرعت هدایت عصبی، به کاهش طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات منجر شود. با این حال، افزایش مشاهده‌شده در این مطالعه را می‌توان به فعال‌سازی ترجیحی واحدهای حرکتی تندانقباض نسبت داد. تحت شرایط خستگی، کارایی فیبرهای کندانقباض کاهش یافته و سیستم عصبی مرکزی برای حفظ سطح عملکرد و ثبات مفصل، به ناچار واحدهای حرکتی بزرگ‌تر و سریع‌انقباض را با نرخ

درحالی که این اثر تحت شرایط استفاده از کفی حمایت کننده قوس به طور محسوسی تعدیل یافت. به نظر می رسد این کفی ها نه تنها با کاهش بار مکانیکی مستقیم، بلکه از طریق ارائه ورودی های حسی-عمقی بهبود یافته، هماهنگی عصبی-عضلانی را حتی در شرایط خستگی تسهیل می کنند.

کفی دبل دنسیتی

این کفی با طراحی دوگانه خود، نه تنها از قوس حمایت می کند، بلکه یک سیگنال حسی-عمقی قوی تر و کنترل فعال تری روی پرونیشن ایجاد می کند. تأثیر معنادار عضلات پهن داخلی و خارجی در فاز میانه اتکا پس از خستگی نشان می دهد که با وجود حمایت کفی دبل دنسیتی، عضلات چهارسر ران همچنان تحت فشار است. این می تواند به این دلیل باشد که این کفی با بهبود راستا، اجازه می دهد فرد با کارایی بالاتری بدود و در نتیجه از عضلات چهارسر خود بیشتر استفاده کند که نهایتاً به خستگی آن ها منجر می شود. این یافته احتمالاً نشان دهنده عادی سازی الگوی دویدن و فعال سازی عضلانی باشد [۴۵]. در این راستا ارکان و همکاران، نشان دادند کفی های اصلاحی به افزایش معنادار فعالیت الکترومیوگرافی عضلات پهن داخلی و خارجی در فاز اتکا منجر می شوند که همسو با عادی سازی الگوی عضلانی و افزایش بار کاری عضلات چهارسر ران است [۴۶].

نتیجه گیری

به نظر می رسد خستگی و هم استفاده از کفی های مختلف می توانند الگوی فعالیت عصبی-عضلانی را در افراد با بازسازی ACL و پای پرونیته تغییر دهند. در بین کفی های مورد بررسی، کفی های تخصصی تر مانند کفی حمایت کننده قوس و کفی دبل دنسیتی پتانسیل بیشتری در تعدیل اثرات منفی خستگی و بهبود الگوی فعالیت عضلات، به ویژه در بیماران در مراحل اولیه پس از جراحی (کمتر از ۶ ماه)، نشان دادند.

از محدودیت های پژوهش حاضر می توان به عدم بررسی جنسیت بانوان، و عدم بررسی بلندمدت استفاده از کفی اشاره نمود. لذا پیشنهاد می شود در مطالعات آینده با در نظر گرفتن محدودیت های این مطالعه، مطالعه هایی با هدف رفع این محدودیت ها انجام شود.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

این مطالعه دارای کد اخلاق به شماره (IR.UMA.REC.1404.019) از دانشگاه محقق اردبیلی و کد کارآزمایی بالینی از مرکز ثبت کارآزمایی بالینی ایران (IRCT20220129053865N2) است.

الگوی فعال سازی مضاعف در بیماران با سابقه عمل کمتر از ۶ ماه، احتمالاً بازتابی از حداکثر تلاش سیستم عصبی مرکزی برای استفاده از مکانیسم های جبرانی و بازآموزی الگوی حرکتی بهینه در مراحل اولیه بازگشت به فعالیت های پویا مانند دویدن است. این پدیده می تواند نشان دهنده درجه بالاتری از نوروپلاستیسیته و تطابق عصبی-عضلانی در این بازه زمانی خاص باشد. اگرچه این تغییرات از نظر آماری معنادار بودند، اما اندازه اثر محاسبه شده برای این تعاملات در بسیاری از موارد کوچک بود. این موضوع نشان می دهد الگوی تغییرات جهت دار و قابل تفسیر است، اما میزان این تغییرات از نظر بزرگی محدود می باشد و ممکن است اهمیت بالینی فوری و چشمگیری نداشته باشد. با این حال، شناسایی همین تغییرات ظریف در مراحل اولیه بهبودی می تواند به عنوان یک شاخص حساس از استراتژی های جبرانی سیستم عصبی-عضلانی در نظر گرفته شود که در صورت تداوم، پتانسیل تأثیرگذاری بر مکانیک دویدن در بلندمدت را دارند.

کفی حمایت کننده قوس

تحلیل یافته ها حاکی از آن است که الگوی بهبود عصبی-عضلانی در گروه های مختلف زمانی پس از بازسازی ACL از روندهای متمایزی پیروی می کند. در بیماران با سابقه عمل کمتر از ۶ ماه، بارزترین بهبود در فعالیت عضله دوسرانی طی فازهای میانه اتکا و هل دادن مشاهده گردید. این الگو منطبق را می توان به عنوان یک استراتژی جبرانی اولیه سیستم عصبی-عضلانی تفسیر کرد که در مراحل اولیه بازگشت به فعالیت، بر ثبات دینامیک مفصل زانو از طریق تقویت عضلات همسترینگ تأکید دارد [۴۲]. با افزایش مدت زمان پس از جراحی، این الگو تکامل می یابد. در گروه با سابقه عمل ۶-۱۲ ماه، بیشترین بهبود در فعالیت عضله دوقلوی داخلی طی فاز کاهش شتاب ثبت شد. این تغییر، نشان دهنده تغییر تدریجی کانون توجه سیستم کنترل حرکتی از ثبات مفصل زانو به سمت بهبود کنترل نوسانات مرکز ثقل و پایداری پوسچرال در طول چرخه گام برداری است [۴۳].

استفاده از کفی حمایت کننده قوس به افزایش معنادار فعالیت الکتریکی عضله سرینی میانی در فاز میانه اتکا منجر شد. این عضله که اصلی ترین تثبیت کننده لگن در صفحه فرونتال محسوب می شود، با ضعف خود موجب افزایش چرخش داخلی ران و استرس بر ACL می شود. کفی حمایت کننده قوس با ایجاد تکیه گاه ساختاریافته برای قوس طولی داخلی پا، سرعت و دامنه پرونیشن را در فاز میانه اتکا کاهش داده و در نتیجه زنجیره جنبشی بالاتر را تحت تأثیر قرار می دهند. این تغییرات سیستم عصبی-عضلانی را قادر می سازد تا فعال سازی عضله سرینی میانی را به عنوان اصلی ترین تثبیت کننده لگن بهینه سازی کند [۴۴]. یافته های کفی حمایت کننده قوس پا در مقایسه با شرایط کفی پلاسبو نیز قابل مشاهده است. در شرایط پلاسبو، اثر خستگی بر الگوی فعالیت عضله دوقلوی داخلی به وضوح مشهود بود،

حامی مالی

این مطالعه برگرفته از رساله دکتری ابراهیم پیری از **دانشگاه محقق اردبیلی** می‌باشد و هیچ‌گونه کمک مالی از سازمانی‌های دولتی، خصوصی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت‌نویسندگان

همه نویسندگان به‌طور یکسان در مفهوم و طراحی مطالعه، جمع‌آوری و تجزیه و تحلیل داده‌ها، تفسیر نتایج و تهیه پیش‌نویس مقاله مشارکت داشتند.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

تشکر و قدردانی

نویسندگان مطالعه حاضر از شرکت‌کنندگان در مطالعه حاضر سپاس‌گزاری می‌کنند.

References

- [1] Piri E, Sobhani V, Jafarnezhadgero A, Arabzadeh E, Shamsodini A, Zago M, et al. Effect of double-density foot orthoses on ground reaction forces and lower limb muscle activities during running in adults with and without pronated feet. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*. 2025; 17(1):54. [DOI:10.1186/s13102-025-01095-5] [PMID]
- [2] Piri E, Jafarnezhadgero A, Dehghani M, Rezazadeh F, Enteshari-Moghaddam A. [Running mechanics in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction 6–12 months after surgery: A Systematic Review and Meta-Analysis (Persian)]. *Journal of Sport Biomechanics*. 2026; 12(1):52-69. [DOI:10.61882/JSportBiomech.12.1.52]
- [3] Jafarnezhadgero AA, Alizadeh R, Mirzanag EF, Dionisio VC. Could the anterior cruciate ligament reconstruction and pronated feet affect the plantar pressure variables and muscular activity during running? A comparative study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2024; 40:986-91. [DOI:10.1016/j.jbmt.2024.07.020] [PMID]
- [4] Grindem H, Snyder-Mackler L, Moksnes H, Engebretsen L, Risberg MA. Simple decision rules can reduce reinjury risk by 84% after ACL reconstruction: The delaware-oslo ACL cohort study. *British Journal of Sports Medicine*. 2016; 50(13):804-8. [DOI:10.1136/bjsports-2016-096031] [PMID]
- [5] Dunn J, Link C, Felson D, Crincoli M, Keysor J, McKinlay J. Prevalence of foot and ankle conditions in a multiethnic community sample of older adults. *American Journal of Epidemiology*. 2004; 159(5):491-8. [DOI:10.1093/aje/kwh071] [PMID]
- [6] Chen KC, Tung LC, Tung CH, Yeh CJ, Yang JF, Wang CH. An investigation of the factors affecting flatfoot in children with delayed motor development. *Research in Developmental Disabilities*. 2014; 35(3):639-45. [DOI:10.1016/j.ridd.2013.12.012] [PMID]
- [7] Dolk DC, Hedevik H, Stigson H, Wretenberg P, Kvist J, Stålman A. Nationwide incidence of anterior cruciate ligament reconstruction in higher-level athletes in Sweden: A cohort study from the swedish national knee ligament registry linked to six sports organisations. *British Journal of Sports Medicine*. 2025; 59(7):470-9. [DOI:10.1136/bjsports-2024-108343] [PMID]
- [8] Koreili Z, Fatahi A, Azarbayjani MA, Sharifnezhad A. [Comparison of static balance performance and plantar selected parameters in dominant and non-dominant leg active female adolescents with ankle pronation (Persian)]. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2023; 12(2):306-19. [Link]
- [9] Piri E, Jafarnezhadgero A, Stålman A. Advantages and disadvantages of different surgical grafts in anterior cruciate ligament injuries: A letter to the editor. *Journal of Sport Biomechanics*. 2024; 10(3):254-60. [DOI:10.61186/JSportBiomech.10.3.254]
- [10] Cristiani R, Forssblad M, Edman G, Eriksson K, Stålman A. Age, time from injury to surgery and hop performance after primary ACLR affect the risk of contralateral ACLR. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2022; 30(5):1828-35. [DOI:10.1007/s00167-021-06759-6] [PMID]
- [11] Pfeiffer TR, Burnham JM, Hughes JD, Kanakamedala AC, Herbst E, Popchak A, et al. An increased lateral femoral condyle ratio is a risk factor for anterior cruciate ligament injury. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*. 2018; 100(10):857-64. [DOI:10.2106/JBJS.17.01011] [PMID]
- [12] Ghorbanlou F, Jaafarnejad A, Fatollahi A. Effects of corrective exercise protocol utilizing a theraband on muscle activity during running in individuals with genu valgum. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2021; 10(5):1052-65. [DOI:10.32598/SJRM.10.5.2]
- [13] Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt Jr RS, Colosimo AJ, McLean SG, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: A prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*. 2005; 33(4):492-501. [DOI:10.1177/0363546504269591] [PMID]
- [14] Gray EG, Basmajian JV. Electromyography and cinematography of leg and foot ("normal" and flat) during walking. *The Anatomical Record*. 1968; 161(1):1-15. [DOI:10.1002/ar.1091610101] [PMID]
- [15] Lim BW, Hinman RS, Wrigley TV, Sharma L, Bennell KL. Does knee malalignment mediate the effects of quadriceps strengthening on knee adduction moment, pain, and function in medial knee osteoarthritis? A randomized controlled trial. *Arthritis Care & Research: Official Journal of the American College of Rheumatology*. 2008; 59(7):943-51. [DOI:10.1002/art.23823] [PMID]
- [16] Naderi A, Baloochi R, Rostami KD, Fourchet F, Degens H. Obesity and foot muscle strength are associated with high dynamic plantar pressure during running. *The Foot*. 2020; 44:101683. [DOI:10.1016/j.foot.2020.101683] [PMID]
- [17] Jaafarnejad A, Valizade-Orang A, Ghaderi K. [Comparison of muscular activities in patients with covid19 and healthy control individuals during gait (Persian)]. *Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2021; 10(1):168-74. [DOI:10.22037/jrm.2021.114587.2563]
- [18] Gerlach KE, White SC, Burton HW, Dorn JM, Leddy JJ, Horvath PJ. Kinetic changes with fatigue and relationship to injury in female runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2005; 37(4):657-63. [DOI:10.1249/01.MSS.0000158994.29358.71] [PMID]
- [19] McPoil TG, Cornwall MW. The effect of foot orthoses on transverse tibial rotation during walking. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2000; 90(1):2-11. [DOI:10.7547/87507315-90-1-2] [PMID]
- [20] Klingman RE, Liaos SM, Hardin KM. The effect of subtalar joint posting on patellar glide position in subjects with excessive rearfoot pronation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1997; 25(3):185-91. [DOI:10.2519/jospt.1997.25.3.185] [PMID]
- [21] Nawoczenski DA, Ludewig PM. Electromyographic effects of foot orthotics on selected lower extremity muscles during running. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1999; 80(5):540-4. [DOI:10.1016/S0003-9993(99)90196-X] [PMID]
- [22] Hsieh RL, Peng HL, Lee WC. Short-term effects of customized arch support insoles on symptomatic flexible flatfoot in children: A randomized controlled trial. *Medicine*. 2018; 97(20). [DOI:10.1097/MD.00000000000010655] [PMID]

- [23] Yip CH, Chiu TT, Poon AT. The relationship between head posture and severity and disability of patients with neck pain. *Manual Therapy*. 2008; 13(2):148-54. [DOI:10.1016/j.math.2006.11.002] [PMID]
- [24] Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. *Gait & Posture*. 2017; 53:236-40. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2017.02.006] [PMID]
- [25] Picciano AM, Rowlands MS, Worrell T. Reliability of open and closed kinetic chain subtalar joint neutral positions and navicular drop test. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1993; 18(4):553-8. [DOI:10.2519/jospt.1993.18.4.553] [PMID]
- [26] World Medical Association. World Medical Association Declaration of Helsinki. Ethical principles for medical research involving human subjects. *Bulletin of the World Health Organization*. 2001;79(4):373-4. [PMID]
- [27] McWalter EJ, Cibere J, MacIntyre NJ, Nicolaou S, Schulzer M, Wilson DR. Relationship between varus-valgus alignment and patellar kinematics in individuals with knee osteoarthritis. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*. 2007; 89(12):2723-31. [DOI:10.2106/JBJS.F.01016] [PMID]
- [28] Williams DS, McClay IS. Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: reliability and validity. *Physical Therapy*. 2000; 80(9):864-71. [DOI:10.1093/ptj/80.9.864]
- [29] Valizadeorang A, Ghorbanlou F, Jafarnezhadgero A, Alipoor Sarinasilou M. [Effect of knee brace on frequency spectrum of ground reaction forces during landing from two heights of 30 and 50 cm in athletes with anterior cruciate ligament injury (Persian)]. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2019; 8(2):159-68. [DOI:10.22037/jrm.2018.111377.1950]
- [30] Kamonseki DH, Gonçalves GA, Yi LC, Júnior IL. Effect of stretching with and without muscle strengthening exercises for the foot and hip in patients with plantar fasciitis: A randomized controlled single-blind clinical trial. *Manual Therapy*. 2016; 23:76-82. [DOI:10.1016/j.math.2015.10.006] [PMID]
- [31] Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2018; 39:35-41. [DOI:10.1016/j.jelekin.2018.01.006] [PMID]
- [32] Cohen J. Quantitative methods in psychology: A power primer. *Psychological Bulletin*. 112:1155-9. [Link]
- [33] Alizadeh R, Jafarnezhadgero AA, Khezri D, Sajedi H, Fakhri Mirzanag E. [Effect of short-term use of anti-pronation insoles on plantar pressure variables following anterior cruciate ligament reconstruction with a pronated foot during gait (Persian)]. *Journal of Gorgan University of Medical Sciences*. 2024; 26(3):36-44. [DOI:10.61186/goums.26.3.36]
- [34] Jafarnezhadgero AA, Noroozi Z, Piri E. [Evaluating the frequency of the electrical activity of lower limb muscles before and after fatigue during running in individuals with a history of coronavirus disease 2019 compared to healthy individuals (Persian)]. *Journal of Gorgan University of Medical Sciences*. 2024; 26(1):56-65. [DOI:10.61882/goums.26.1.56]
- [35] Koblbauer IF, van Schooten KS, Verhagen EA, van Dieën JH. Kinematic changes during running-induced fatigue and relations with core endurance in novice runners. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2014; 17(4):419-24. [DOI:10.1016/j.jsams.2013.05.013] [PMID]
- [36] Ushiyama J, Katsu M, Masakado Y, Kimura A, Liu M, Ushiba J. Muscle fatigue-induced enhancement of corticomuscular coherence following sustained submaximal isometric contraction of the tibialis anterior muscle. *Journal of Applied Physiology*. 2011; 110(5):1233-40. [DOI:10.1152/jappphysiol.01194.2010] [PMID]
- [37] Kaya Keles CS, Hiller J, Zimmer M, Ates F. In vivo tibialis anterior muscle mechanics through force estimation using ankle joint moment and shear wave elastography. *Scientific Reports*. 2025; 15(1):32461. [DOI:10.1038/s41598-025-18292-4] [PMID]
- [38] Shan W, Zheng T, Zhang J, Pang R. Effect of electrical stimulation on functional recovery of lower limbs in patients after anterior cruciate ligament surgery: A systematic review and meta-analysis. *BMJ Open*. 2025; 15(7):e089702. [DOI:10.1136/bmjopen-2024-089702] [PMID]
- [39] Kakehata G, Goto Y, Iso S, Kanosue K. The timing of thigh muscle activity is a factor limiting performance in the deceleration phase of the 100-m dash. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2022; 54(6):1002-12. [DOI:10.1249/MSS.0000000000002876] [PMID]
- [40] Pairot-de-Fontenay B, Willy RW, Elias ARC, Mizner RL, Dubé MO, Roy JS. Running biomechanics in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction: A systematic review. *Sports Medicine*. 2019; 49(9):1411-24. [DOI:10.1007/s40279-019-01120-x] [PMID]
- [41] Sahinis C, Amiridis IG, Enoka RM, Kellis E. Differences in activation amplitude between semitendinosus and biceps femoris during hamstring exercises: A systematic and critical review with meta-analysis. *Journal of Sports Sciences*. 2025; 43(11):1054-69. [DOI:10.1080/02640414.2025.2486879] [PMID]
- [42] Chen B, Wu J, Jiang J, Wang G. Neuromuscular and biomechanical adaptations of the lower limbs during the pre-landing and landing phase of running under fatigue conditions. *Applied Sciences*. 2025; 15(5):2449. [DOI:10.3390/app15052449]
- [43] Thorp JE, Adamczyk PG. Mechanisms of gait phase entrainment in healthy subjects during rhythmic electrical stimulation of the medial gastrocnemius. *Plos One*. 2020; 15(10):e0241339. [DOI:10.1371/journal.pone.0241339] [PMID]
- [44] Meekins MM, Zucker-Levin A, Harris-Hayes M, Singhal K, Huffman K, Kasser R. The effect of chronic low back pain and lumbopelvic stabilization instructions on gluteus medius activation during sidelying hip movements. *Physiotherapy Theory and Practice*. 2025; 41(3):563-70. [DOI:10.1080/09593985.2024.2357130] [PMID]
- [45] Zhang X, Ren W, Wang X, Yao J, Pu F. Quantitative analysis of quadriceps forces in adolescent females during running with infrapatellar straps. *Journal of Sports Science & Medicine*. 2024; 23(4):787-98. [DOI:10.52082/jssm.2024.787] [PMID]
- [46] Erkan E, Çankaya T. Investigation of the effect of different types of insoles on electromyographic muscle activation in individuals with pes planus. *Karya Journal of Health Science*. 2025; 6(1):38-43. [DOI:10.52831/kjhs.1537793]

This Page Intentionally Left Blank