



## Interactive Effect of Obesity and Pronated Foot on the Frequency Spectrum of Lower Extremity Muscle Activity in Men During Running

Zahra Farajzadeh Haris (M.Sc)<sup>1</sup> , Amir Ali Jafarnezhadgero (Ph.D)<sup>\*2</sup>    
Ebrahim Piri (Ph.D)<sup>3,4</sup> , Hossein Farzollahi (M.Sc)<sup>1</sup> , Nastaran Moradzade (M.Sc)<sup>3</sup> 

<sup>1</sup> M.Sc in Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran. <sup>2</sup> Professor, Department of Sport Biomechanics, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran. <sup>3</sup> Ph.D in Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran. <sup>4</sup> Department of Molecular Medicine and Surgery, Karolinska Institutet, Solna, Sweden.

### Research Article

#### Abstract

**Background and Objective:** Pronated foot is one of the lower extremity deformities, and obesity is considered a major dilemma in modern society. The present study aimed to determine the interactive effect of overweight and pronated foot on the frequency spectrum of lower extremity muscle activity in men during running.

**Methods:** This quasi-experimental study was conducted on 40 male students aged 21–35 years, who were assigned non-randomly into four groups of 10: Normal weight with normal foot, obese with pronated foot, obese with normal foot, and normal weight with pronated foot. The activity of selected muscles, including the tibialis anterior, medial gastrocnemius, vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris, biceps femoris, semitendinosus, and gluteus medius, was recorded during running using electromyography (EMG).

**Results:** The frequency spectrum of the electrical activity of the biceps femoris muscle was significantly lower in the “obese with normal foot” group compared to the “normal weight with pronated foot” group ( $P < 0.05$ ). The interactive effect of fatigue and group was not statistically significant.

**Conclusion:** In the “obese with pronated foot” group, the observed increase in muscle activity may reflect the neuromuscular system's attempt to manage biomechanical loads. Furthermore, individual differences in movement patterns, fitness levels, and compensatory strategies may contribute significantly to variations in muscle activity.

**Keywords:** Pronation; Foot; Running; Fatigue; Electromyography

\*Corresponding Author: Amir Ali Jafarnezhadgero (Ph.D), E-mail: amiralijafarnezhad@gmail.com



Received 10 Mar 2025 Received in revised form 28 May 2025 Accepted 10 Jun 2025 Available Online 15 Jul 2026

Cite this article as: Farajzadeh Haris Z, Jafarnezhadgero AA, Piri E, Farzollahi H, Moradzade N. [Interactive Effect of Obesity and Pronated Foot on the Frequency Spectrum of Lower Extremity Muscle Activity in Men During Running]. J Gorgan Univ Med Sci. 2026; 28(1): 29-37. [Article in Persian]





## Introduction

Foot pronation is frequently observed alongside ankle joint dysfunction occurring due to biomechanical alterations. Any biomechanical changes in the ankle structure increase the susceptibility to injury in this region of the body. A pronated foot is a deformity that causes a reduction in the height of the medial longitudinal arch during weight-bearing. Additionally, the ankle structural deformity is observed following this condition. Consequent to this anomaly, the heads of the talus and navicular bones deviate medially, which can ultimately lead to the manifestation of a pronated foot. Furthermore, the pronated foot condition is directly associated with the exertion of direct pressure on the ankle, knee, and pelvic girdle joints.

Obesity, as a key mechanical factor, increases the vertical load imposed on lower extremity joints (particularly the knee and ankle). This increased loading not only alters the distribution pattern of ground reaction forces (GRF) but also modulates neuromuscular activity to maintain stability and compensate for the imposed pressures. Research has demonstrated that obese individuals show heightened activity in the vastus lateralis and medial gastrocnemius muscles during the stance phase of running, which is likely due to the nervous system's effort to mitigate joint pressure and prevent biomechanical instability.

Running is recognized as a popular and effective activity for cardiovascular health; however, the occurrence of any lower extremity disorders and also conditions such as obesity is a major concern that can alter the mechanics of translational movements and result in injury. On the other hand, obesity is one of the primary factors contributing to the acquired flatfoot, which in turn impairs postural control and balance. Hence, the presence of any structural abnormalities in the foot and plantar region, combined with obesity, may adversely affect an individual's performance during static, dynamic, and locomotor tasks, particularly in body displacement. Furthermore, from a biomechanical perspective, one of the main complications of obesity is the reduction in navicular bone height and hindfoot valgus. Research has demonstrated that a pronated foot is associated with increased body weight. This condition is one of the causes of increased internal rotation of the lower extremity and the occurrence of injuries such as patellofemoral pain and increased anterior pelvic tilt. Given the increased range of foot pronation in obese runners with foot pronation, the likelihood of developing running-related injuries is heightened. Foot pronation is accompanied by a medial displacement of the center of pressure (COP) and an increase in medial-lateral shear forces. This structural abnormality leads to the hyperactivity of the tibialis anterior and peroneus longus muscles in order to maintain dynamic balance. In contrast, the activity of the arch-supporting muscles, such as the tibialis posterior, decreases, which can indirectly influence the activation pattern of proximal muscles (such as the rectus femoris and hamstrings). Moreover, when foot pronation is coupled with obesity, the synergistic effects of these two factors culminate in an increase in internal rotation torque at the knee and hip joints. This phenomenon significantly impacts the activity of the hip abductor muscles (such as the gluteus medius) and pronation-controlling muscles (such as the tibialis posterior). Electromyographic studies have demonstrated that these neuromuscular adaptations may lead to premature fatigue and an increased risk of musculoskeletal injuries over the long term. The present study aimed to determine the interactive effect of obesity and pronated foot on the frequency spectrum of lower extremity muscle activity in men during running.

## Methods

This quasi-experimental study was conducted on 40 male

students (age range: 21-35 years) using non-random assignment into four groups of 10, including normal weight with normal foot, obese with pronated foot, obese with normal foot, and normal weight with pronated foot, at University of Mohaghegh Ardabili during 2024.

The inclusion criteria consisted of participant selection based on a navicular drop rate of more than 10 mm, a foot posture index of more than 10 mm, a body mass index (BMI) greater than or equal to 25 kg/m<sup>2</sup>, and the informed completion of the participation consent form. The exclusion criteria included the occurrence of any injury during data collection and the voluntary withdrawal of participants during the study.

During the soccer kicking test, the right leg was identified as the dominant leg for all participants. Subsequently, electrode placement was performed on the dominant leg. The electrode configuration was bipolar, with a center-to-center electrode spacing of 2 cm<sup>2</sup>. The surface electromyography (EMG) for the non-invasive assessment of muscles (SENIAM) protocol was utilized to determine the precise location and orientation of the electrodes. A total of 8 electrodes were placed on the dominant leg of the participants, targeting the following muscles: Tibialis anterior, medial gastrocnemius, vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris, biceps femoris, semitendinosus, and gluteus medius. The testing procedure was as follows: Each participant ran 6 times at a speed of 3.2 meters per second along a designated straight walkway with specifications of 10 m in length, 1.5 m in width, and 0.25 m in thickness (the thickness of the designed track). To familiarize the participants with the track prior to the test execution, the participants were requested to take successive strides along the running path. The median frequency values of the signals were recorded and calculated during two phases, namely loading response and push-off, during running.

The fatigue protocol included running on a flat treadmill, adjusted according to heart rate intensity. The Borg Rating of Perceived Exertion (RPE) scale was utilized to determine the participants' final moment of fatigue. Once the participants reported a perception of 13 or higher on the RPE scale, the treadmill speed was maintained at a constant level to allow the participants to run at a steady state. During the steady-state running phase, the RPE was recorded every 30 seconds. The fatigue protocol was terminated after 2 minutes of steady-state running when the RPE exceeded 17 on the Borg 6-20 scale, or when the heart rate reached 80% of the maximal heart rate (HR<sub>max</sub>). Subsequently, following the fatigue protocol, the participants were instructed to repeat the running protocol at the predetermined speed for 6 repetitions. To record muscle activity, a surface EMG system (DataLITE EMG, Biometrics Ltd, Bandwidth: 10-490 Hz, made in the UK) was utilized. The recorded data were analyzed across various stages and methods to ensure their validity. In the initial stage, following the completion of each trial by the participant, the recorded surface EMG signals were inspected using the designated software (Biometrics DataLITE). The characteristics of each signal (such as numerical variations for each muscle) were evaluated to confirm preliminary accuracy. Any inconsistencies in the recorded data that could potentially compromise their validity and reliability led to data exclusion, and the process was subsequently repeated. In this study, EMG data were filtered using a 500 Hz low-pass filter, a 20 Hz high-pass filter, and a 60 Hz notch filter (to eliminate power-line interference).

The normality of the data distribution was assessed using the Shapiro-Wilk test. A two-way repeated-measures analysis of variance (ANOVA) was employed to compare the two groups across the pre-test and post-test phases. The statistical significance level for all tests was set at less than 0.05.



## Results

Regarding the frequency of muscle activity across the four groups during the loading response phase prior to the fatigue protocol, no significant differences were observed among the muscle frequency spectrum values during the first half of the stance phase of running.

The main effect of group for the frequency spectrum of the biceps femoris muscle during the loading response phase was significant ( $d=0.0790$ ,  $P<0.004$ ). Furthermore, pairwise comparisons demonstrated that the frequency of the biceps femoris muscle was statistically significantly higher in the “normal weight” and “normal feet” groups compared to the other two groups. The effects of fatigue and the fatigue-group interaction on the frequency spectrum values of muscle activity during the loading response phase were not statistically significant.

Considering the frequency spectrum values of muscle activity across the four groups during the push-off phase before and after the fatigue protocol, the main effect of fatigue on the frequency spectrum of muscle activity during the push-off phase was not statistically significant. However, the interactive effect of fatigue-group on the frequency spectrum of vastus lateralis muscle activity was statistically significant ( $P<0.041$ ,  $d=0.613$ ). The results of the post-hoc test revealed that the frequency of vastus lateralis muscle activity during the push-off phase significantly decreased post-fatigue compared to pre-fatigue in both the “normal weight with pronated foot” and the “obese with pronated foot” groups.

The results regarding the main effects of group on the frequency spectrum of vastus lateralis muscle activity ( $d=0.766$ ,  $P<0.005$ ) and the frequency spectrum of rectus femoris muscle ( $d=0.742$ ,  $P<0.008$ ) during the push-off phase were statistically significant. Moreover, pairwise comparisons revealed that the frequency of vastus lateralis muscle activity was statistically significantly higher in the “normal weight with pronated foot” group, as well as the “normal weight with normal foot” group, compared to the other two groups. Based on the obtained results,

the frequency of the rectus femoris muscle in the “normal weight with pronated foot” group was statistically greater during the push-off phase compared to the other three groups.

## Conclusion

In the “obese with pronated foot” group, the observed increase in muscle activity may reflect the neuromuscular system's attempt to manage biomechanical loads. Furthermore, individual differences in movement patterns, fitness levels, and compensatory strategies may contribute significantly to variations in muscle activity.

## Ethical Statement

This study was approved by the Research Ethics Committees of University of Mohaghegh Ardabili (IR.UMA.REC.1402.011).

## Authors' Contributions

**Zahra Farajzadeh Haris (M.Sc):** Project execution, Data collection and Data analysis.

**Amir Ali Jafarnejadgero (Ph.D):** Project administration and design, Project execution, Data collection, Interpretation of the results, Drafting of the initial manuscript and Approval of the final manuscript.

**Ebrahim Piri (Ph.D):** Project administration and design, Project execution, Interpretation of the results, Drafting of the initial manuscript and Approval of the final manuscript.

**Hossein Farzollahi (M.Sc):** Project administration and design, Data collection, Data analysis and Interpretation of the results.

**Nastaran Moradzade (M.Sc):** Data analysis and Interpretation of the results.

## Conflicts of Interest

No conflicts of interest.

## Acknowledgement

This article has been extracted from the master's thesis of Ms. Zahra Farajzadeh Haris in Sports Biomechanics at University of Mohaghegh Ardabili. The authors would like to thank the study participants for their sincere cooperation.

**In the “obese with pronated foot” group, the observed increase in muscle activity may reflect the neuromuscular system's attempt to manage biomechanical loads. Furthermore, individual differences in movement patterns, fitness levels, and compensatory strategies may contribute significantly to variations in muscle activity.**



## تحقیقی

## اثر تعاملی اضافه وزن و پای پرونیت بر طیف فرکانس فعالیت عضلات اندام تحتانی مردان طی دویدن

زهره فرج زاده هریس<sup>۱</sup>، دکتر امیرعلی جعفر نژادگرو<sup>۲\*</sup>، دکتر ابراهیم پیری<sup>۳</sup>،  
حسین فرض اللهی<sup>۱</sup>، دکتر نسترن مرادزاده<sup>۳</sup>

<sup>۱</sup> کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. <sup>۲</sup> استاد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. <sup>۳</sup> دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. <sup>۴</sup> گروه پزشکی مولکولی و جراحی، مؤسسه کارولینسکا، سولنا، سوئد.

## چکیده

**زمینه و هدف:** پای پرونیت یکی از ناهنجاری‌های اندام تحتانی و چاقی جزء معضلات جامعه امروزی محسوب می‌شوند. این مطالعه به منظور تعیین اثر تعاملی اضافه وزن و پای پرونیت بر طیف فرکانس فعالیت عضلات اندام تحتانی مردان طی دویدن انجام شد.

**روش بررسی:** این مطالعه شبه تجربی روی ۴۰ دانشجوی مرد با دامنه سنی ۲۱-۳۵ سال با تخصیص غیر تصادفی در چهار گروه ۱۰ نفری شامل وزن نرمال با پای نرمال، چاق با پای پرونیت، چاق با پای نرمال و وزن نرمال با پای پرونیت انجام شد. فعالیت عضلات منتخب شامل درشت نی قدامی، دوقلو داخلی، پهن خارجی، پهن داخلی، راست رانی، دوسرانی، نیم وتر و سیرینی میانی، طی دویدن با استفاده از الکترومایوگرافی ثبت شد.

**یافته‌ها:** طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله دوسرانی در گروه دارای اضافه وزن با پای نرمال در مقایسه با گروه دارای وزن نرمال و پای پرونیت به‌طور معنی‌داری کمتر بود ( $P < 0/05$ ). اثر تعاملی خستگی و گروه به لحاظ آماری معنی‌دار نبود.

**نتیجه‌گیری:** احتمالاً افزایش فعالیت عضلانی مشاهده شده در افراد دارای اضافه وزن و پای پرونیت بازتابی از تلاش سیستم عصبی-عضلانی برای مدیریت بارهای بیومکانیکی بوده و تفاوت‌های فردی در الگوی حرکت، سطح آمادگی و استراتژی‌های جبرانی می‌توانند سهم قابل توجهی در تغییرات فعالیت عضلات داشته باشند.

**واژه‌های کلیدی:** پرونیت، پا، دویدن، خستگی، الکترومایوگرافی

\* نویسنده مسؤول: دکتر امیرعلی جعفر نژادگرو، پست الکترونیکی: amirali.jafarnezhad@gmail.com

نشانی: اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، تلفن و نمابر ۰۴۵-۳۱۵۰۵۶۴۹

وصول ۱۴۰۳/۱۲/۲۰ اصلاح نهایی ۱۴۰۴/۳/۷ پذیرش ۱۴۰۴/۳/۲۰ انتشار ۱۴۰۵/۴/۲۴

## مقدمه

عارضه پرونیشن پا اغلب با ناکارآمدی در ناحیه مچ پا مشاهده شده که به دلیل تغییرات بیومکانیکی رخ می‌دهد.<sup>۱</sup> هرگونه تغییرات بیومکانیکی در ساختمان مچ پا، آسیب‌دیدگی را در این بخش از بدن افزایش می‌دهد.<sup>۲</sup> میزان شیوع عارضه پرونیت پا در بزرگسالان ۲۳-۲ درصد است.<sup>۳</sup> پای پرونیت، یک نوع ناهنجاری است که باعث کاهش ارتفاع قوس طولی-داخلی هنگام تحمل وزن بدن می‌گردد. همچنین به دنبال این عارضه دفورمیتی در ساختمان مچ پا مشاهده می‌شود. به دنبال این ناهنجاری سر استخوان تالوس و ناویکولار به سمت داخل متمایل شده که در نهایت می‌تواند منجر به بروز عارضه پای پرونیت شود. همچنین پای پرونیت در ارتباط مستقیم با اعمال فشار مستقیم بر روی مفاصل مچ پا، زانو و کمر بند لگنی همراه

است.<sup>۴</sup>

بیش از یک میلیارد نفر (یک نفر از هر ۸ نفر) در سراسر جهان مبتلا به اضافه وزن هستند. اضافه وزن به‌عنوان یک عامل مکانیکی کلیدی، بار عمودی وارد بر مفاصل اندام تحتانی (به‌ویژه زانو و مچ پا) را افزایش می‌دهد. این افزایش بار نه تنها موجب تغییر الگوی توزیع نیروهای عکس‌العمل زمین (GRF) می‌شود؛ بلکه فعالیت عصبی-عضلانی را نیز برای حفظ پایداری و جبران تنش‌های وارده تعدیل می‌کند. مطالعات نشان داده‌اند که افراد دارای اضافه وزن، فعالیت بیشتری در عضلات پهن خارجی و دوقلو داخلی طی فاز اتکای دویدن نشان می‌دهند که احتمالاً ناشی از تلاش سیستم عصبی برای کاهش فشار بر مفاصل و جلوگیری از ناپایداری بیومکانیکی است.<sup>۵</sup>

حجم نمونه براساس نرم افزار G\*Power3.1 تعداد ۴۰ نفر برآورد شد تا اندازه اثر ۰/۵۸، با توان آماری ۰/۸ در سطح معنی داری ۰/۰۵ حاصل شود.<sup>۱۴</sup>

معیارهای ورود مطالعه شامل انتخاب آزمودنی‌ها بر اساس میزان افت استخوان ناوی بیش از ۱۰ میلی‌متر، شاخص پاسچر یا بیش از ۱۰ میلی‌متر، شاخص توده بدنی بیشتر مساوی ۲۵ کیلوگرم بر مترمربع و تکمیل آگاهانه فرم رضایت‌نامه شرکت در مطالعه بودند. معیارهای خروج از مطالعه شامل بروز هرگونه آسیب دیدگی در طول جمع‌آوری داده‌ها و خروج داوطلبانه آزمودنی‌ها در طول مطالعه بودند.

به منظور تعیین ناهنجاری پای پرونیت یا طبیعی بودن پا، از شاخص افتادگی استخوان ناوی با استفاده از روش توصیفی برادی استفاده شد. به این منظور، از آزمودنی خواسته شد تا با پای برهنه روی صندلی بنشیند؛ ارتفاع صندلی به صورتی تنظیم شد که زاویه مفصل ران و زانو در حالت ۳۱ درجه قرار گرفت.<sup>۱۵</sup> سپس برجستگی استخوان ناوی مشخص و علامت گذاری شد. با استفاده از خط کش فاصله برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه در واحد میلی‌متر اندازه گیری شد. سپس از آزمودنی خواسته شد که در حالت ایستاده به صورتی که وزن به طور مساوی روی هر دو پای آزمودنی باشد؛ قرار گیرد. در این حالت نیز فاصله برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه اندازه گیری و ثبت شد. اختلاف فاصله برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه در حالت تحمل وزن در مقایسه با میزان فاصله استخوان ناوی تا سطح جعبه در حالت بدون تحمل وزن به عنوان میزان افتادگی استخوان ناوی تعیین شد.<sup>۱۵</sup> اندازه گیری میزان افت استخوان ناوی در هر آزمودنی سه بار انجام شد.

پای راست طی آزمون شوت فوتبال به عنوان پای برتر تمامی آزمودنی‌ها مشخص گردید.<sup>۱۶</sup> سپس آزمودنی‌ها الکتروگذاری روی پای برتر انجام شد. برای ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات ابتدا محل عضلات آزمودنی‌ها شیو و با الکل طبی و پنبه تمیز شد تا پوست برای اتصال الکتروود آماده باشد. روش الکتروگذاری به صورت دوقطبی و فاصله مرکز تا مرکز الکتروود برابر با ۲ سانتی‌متر مربع بود. برای پیدا کردن محل و راستای دقیق الکتروودها از پروتکل سنایم استفاده شد. بر روی پای برتر آزمودنی‌ها ۸ الکتروود شامل عضلات درشت نئی قدامی، دوقلوی داخلی، پهن داخلی، پهن خارجی، راست رانی، دوسرانی، نیم وتری و سیرینی میانی قرار گرفت.<sup>۱۷</sup> روش آزمون به این صورت بود که هر آزمودنی ۶ بار مسیر مشخص شده را با سرعت ۳/۲ متر بر ثانیه بر روی یک مسیر مستقیم پیاده روی با مشخصات (۱۰ متر طول، ۱/۵ متر عرض و ضخامت ۰/۲۵ متر (ضخامت مسیر طراحی شده) دویدند. برای آشنایی آزمودنی‌ها با مسیر قبل از اجرای آزمون از شرکت کنندگان خواسته

دویدن یکی از فعالیت‌های محبوب و موثر برای سلامت قلبی - عروقی شناخته شده است؛<sup>۶</sup> اما بروز هرگونه عارضه در اندام تحتانی و بیماری‌های همچون چاقی یکی از معضلاتی است که می‌تواند مکانیک حرکات انتقالی را تغییر داده و منجر به آسیب گردد.<sup>۷</sup> از طرفی اضافه وزن یکی از عوامل اصلی ایجاد کف پای صاف اکتسابی است که به نوبه خود کنترل پاسچر و تعادل را مختل می‌کند.<sup>۸</sup> از این رو، وجود هرگونه ناهنجاری در ساختار پا و کف پا به همراه اضافه وزن ممکن است بر عملکرد فرد در موقعیت‌های ایستا، پویا و حرکتی و به ویژه در جابه‌جایی بدن تأثیر بگذارد.<sup>۹</sup> از سوی دیگر، یکی از عوارض اصلی اضافه وزن به لحاظ بیومکانیکی کاهش ارتفاع استخوان ناویکولار و والگوس بخش عقب پا است. مطالعات نشان داده پای پرونیت با افزایش وزن مرتبط است.<sup>۱۰</sup> این وضعیت یکی از علل افزایش چرخش داخلی اندام تحتانی و بروز آسیب‌هایی مانند درد کشککی رانی و افزایش تیلت قدامی لگن است.<sup>۱۱</sup> با توجه به افزایش دامنه پرونیشن پا در دوندگان دارای پرونیشن همراه با اضافه وزن، احتمال بروز آسیب‌های مرتبط با دویدن افزایش می‌یابد.<sup>۱۲</sup> پرونیشن پا با جابجایی مرکز فشار به سمت داخلی و افزایش نیروهای برشی میانی - جانبی همراه است. این ناهنجاری ساختاری، موجب فعال سازی بیش از حد عضلات درشتی قدامی و نازکنی بلند به منظور حفظ تعادل دینامیکی می‌شود. در مقابل، فعالیت عضلات پشیتیان قوس پا مانند عضله درشت نئی خلفی کاهش می‌یابد که این امر می‌تواند به طور غیرمستقیم بر الگوی فعالیت عضلات پروگزیمال (مانند راسترانی و همسترینگ) تأثیر بگذارد.<sup>۱۳</sup>

از طرفی هنگامی که پرونیشن پا با اضافه وزن همراه می‌شود، اثرات سینرژیک این دو عامل منجر به افزایش گشتاور چرخشی داخلی (Internal Rotation Torque) در زانو و لگن می‌گردد. این پدیده، فعالیت عضلات دورکننده ران (مانند گلوئوس مدیوس) و عضلات کنترل کننده پرونیشن (مانند تیبیالیس خلفی) را به طور معنی داری تحت تأثیر قرار می‌دهد. مطالعات الکترومایوگرافی نشان داده‌اند که این سازگاریهای عصبی-عضلانی ممکن است در بلندمدت به خستگی زودرس و افزایش خطر آسیبهای اسکلتی-عضلانی منجر شود.<sup>۱۲</sup> این مطالعه به منظور تعیین اثر تعاملی اضافه وزن و پای پرونیت بر طیف فرکانس فعالیت عضلات اندام تحتانی مردان طی دویدن انجام شد.

## روش بررسی

این مطالعه شبه تجربی روی ۴۰ دانشجوی مرد (دامنه سنی ۳۵-۲۱ سال) با تخصیص غیر تصادفی در چهار گروه ۱۰ نفری شامل وزن نرمال با پای نرمال، چاق با پای پرونیت، چاق با پای نرمال و وزن نرمال با پای پرونیت در دانشگاه محقق اردبیلی طی سال ۱۴۰۳ انجام شد.

جدول ۱: شاخص‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها به تفکیک گروه‌های مورد مطالعه

| متغیرها                             | گروه وزن نرمال<br>با پای نرمال | گروه افراد اضافه وزن<br>با پای پرونیته | گروه افراد اضافه وزن<br>با پای نرمال | گروه افراد نرمال<br>با پرونیته | P-value |
|-------------------------------------|--------------------------------|----------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------------|---------|
| سن (سال)                            | ۲۳/۲±۱/۱                       | ۲۲/۴±۱/۸                               | ۲۵/۲±۱/۸                             | ۲۶/۲±۲/۵                       | ۰/۶۱۲   |
| وزن (کیلوگرم)                       | ۶۷/۷±۵/۱۴                      | ۸۴/۱۴±۸/۰۲                             | ۸۵/۳±۴/۷۹                            | ۶۹/۱۵±۴/۰۱                     | ۰/۰۰۱ * |
| قد (سانتی‌متر)                      | ۱۷۱/۷±۲/۰۱                     | ۱۶۹/۷±۰/۷۸                             | ۱۶۸/۱±۳/۲۷                           | ۱۷۰/۰±۲/۳۷                     | ۰/۱۴۲   |
| شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع) | ۲۲/۲±۱/۰۴                      | ۲۸/۴±۲/۹                               | ۲۷/۰۴±۱/۹                            | ۲۱/۴±۱/۷۵                      | ۰/۰۰۱ * |
| افت ناوی (سانتی‌متر)                | ۵/۳±۰/۷                        | ۱۲/۷±۱/۰۱                              | ۵/۹±۱/۱                              | ۱۱/۰±۰/۷۱                      | ۰/۰۰۱ * |

P&lt;۰/۰۵ \*

جدول ۲: میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس فعالیت عضلات اندام تحتانی طی دویدن بین گروه‌های مورد مطالعه

| عضلات         | گروه وزن نرمال با پای نرمال | گروه افراد اضافه وزن با پای پرونیته | گروه افراد اضافه وزن با پای نرمال | گروه افراد نرمال با پرونیته | P-value |
|---------------|-----------------------------|-------------------------------------|-----------------------------------|-----------------------------|---------|
| درشت نی قدامی | ۷۵/۵±۲۵/۵۳                  | ۶۵/۸±۲۳/۳۶                          | ۷۲/۴±۲۹/۲۴                        | ۷۸/۶±۳۰/۷۶                  | ۰/۵۴۰   |
| دوقلو داخلی   | ۶۶/۲۳±۲۹/۱۲۶                | ۷۳/۶۸±۴۲/۷۷                         | ۸۰/۵±۳۸/۹۰                        | ۷۳/۹±۳۸/۳۶                  | ۰/۴۹۲   |
| پهن خارجی     | ۵۶/۷۶±۲۴/۲۵                 | ۶۱/۹۶±۳۵/۰۱                         | ۶۱/۸±۲۳/۸۹                        | ۶۹/۸±۳۳/۰۱                  | ۰/۵۱۶   |
| پهن داخلی     | ۶۰/۴۹±۲۵/۳۶                 | ۶۰/۳۳±۲۵/۹۴                         | ۵۹/۳۱±۲۴/۳۸                       | ۵۲/۴۹±۲۲/۱۷۵                | ۰/۷۵۰   |
| راست رانی     | ۵۷/۱۲±۲۱/۱۲۱                | ۶۲/۶۱±۲۳/۵۶                         | ۵۹/۷۳±۳۳/۴۵                       | ۵۵/۳۵±۲۲/۰۴                 | ۰/۸۴۶   |
| دوسرانی       | ۷۳/۴۰±۳۱/۸۷                 | ۵۵/۰۲±۱۹/۶۶                         | ۶۶/۰۵±۲۴/۶۱                       | ۷۶/۰۵±۲۹/۲۰                 | ۰/۰۸۶   |
| نیم وتری      | ۵۸/۱۹±۲۶/۶۴                 | ۶۱/۵۳±۲۵/۰۱                         | ۶۷/۴۲±۲۹/۱۱                       | ۶۳/۵۵±۲۶/۱۸                 | ۰/۶۰۲   |
| سربینی میانی  | ۵۹/۵۵±۲۴/۲۲                 | ۵۲/۷۵±۲۱/۶۹                         | ۵۴/۱۱±۱۷/۸۷                       | ۵۸/۳۵±۲۵/۰۳                 | ۰/۶۵۹   |

P&lt;۰/۰۵ \*

شد تا به صورت متوالی در مسیر دویدن گام بردارند. مقادیر میان فرکانس سیگنال‌ها طی دو فاز یعنی پاسخ بارگذاری و هل دادن هنگام دویدن ثبت و محاسبه شد.

پروتکل خستگی شامل دویدن روی تردمیل بدون شیب با در نظر گرفتن شدت ضربان قلب انجام شد. آزمودنی‌ها تست را با سرعت ۶ کیلومتر بر ساعت آغاز نمودند و سرعت تردمیل هر ۲ دقیقه یک کیلومتر بر ساعت افزایش یافت. از مقیاس ادراکی بورگ برای تعیین لحظه‌نهایی خستگی آزمودنی‌ها استفاده شد.<sup>۱۸</sup> وقتی آزمودنی‌ها ادراک ۱۳ یا بالاتر در مقیاس بورگ را اعلام کردند؛ سرعت تردمیل در وضعیت ثابت قرار گرفت تا امکان دویدن در حالت ثابت را به شرکت کنندگان دهد. در طول مرحله دویدن در حالت پایدار، امتیاز تلاش درک شده هر ۳۰ ثانیه بررسی شد و پروتکل خستگی پس از ۲ دقیقه دویدن در وضعیت پایدار بیش از ۱۷ در مقیاس ۶ تا ۲۰ بورگ یا ۸۰ درصد حداکثر ضربان قلب به اتمام رسید.<sup>۱۹</sup> به‌طور متوالی پس از پروتکل خستگی از آزمودنی‌ها خواسته شد تا مجدداً پروتکل دویدن با سرعت معین شده با ۶ تکرار دویدن اجراء و فعالیت برای ثبت فعالیت عضلات از یک سیستم الکترومایوگرافی (DataLITE EMG, Biometrics Ltd, Bandwidth: 10-490HZ) ساخت انگلستان استفاده شد. تحلیل داده‌های ثبت شده با هدف اطمینان از صحت آنها در مراحل و روش‌های مختلف انجام شد. در اولین مرحله، پس از پایان هر تلاش از سوی آزمودنی، سیگنال‌های ثبت شده از الکترومایوگرافی سطحی در نرم‌افزارهای مشخص شده (بایومتریک دیتالیت) بررسی شدند. ویژگی‌های مربوط به هریک از سیگنال‌ها (مانند تفاوت‌های اعداد و ارقام هر عضله) مورد بررسی

قرار گرفت تا صحت و درستی اولیه تأیید شود. در صورت وجود هرگونه مشکل در داده‌های ثبت شده که ممکن بود به کاهش اعتبار و روایی آنها منجر شود؛ داده‌ها حذف و فرآیند دوباره تکرار گردید. در این تحقیق برای فیلتر کردن داده‌های الکترومایوگرافی از فیلتر پایین‌گذر برابر ۵۰۰ هرتز و فیلتر بالاگذر ۲۰ هرتز و ناچ فیلتر ۶۰ هرتز (برای حذف نویز برق شهری) استفاده شد.

داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار آماری SPSS-23 تجزیه و تحلیل شدند. نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک تعیین شد. برای مقایسه دو گروه با پیش‌آزمون و پس‌آزمون از آزمون واریانس دو سویه با اندازه‌های تکراری استفاده شد. سطح معنی‌داری آزمون‌ها کمتر از ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

#### یافته‌ها

ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها در جدول یک آمده است. با توجه به فرکانس فعالیت عضلات در چهار گروه طی فاز پاسخ بارگذاری قبل از پروتکل خستگی، هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری بین مقادیر طیف فرکانس عضلات طی نیمه اول فاز اتکاء دویدن یافت نشد (جدول ۲).

اثر عامل گروه برای طیف فرکانس عضله دوسرانی طی فاز پاسخ بارگذاری معنی‌دار بود ( $P<۰/۰۰۴$ ,  $d=۰/۰۷۹۰$ ). همچنین مقایسه جفتی نشان داد که فرکانس عضله دوسرانی در گروه افراد با وزن نرمال و پای نرمال در مقایسه با دو گروه دیگر به لحاظ آماری به‌طور معنی‌داری بالاتر بود. اثر عامل خستگی، خستگی-گروه بر مقادیر طیف فرکانس فعالیت عضلات طی فاز پاسخ بارگذاری به لحاظ آماری معنی‌دار نبود (جدول ۳).

| جدول ۳: مقادیر طیف فرکانس فعالیت عضلات در چهار گروه قبل و بعد از پروتکل خستگی طی فاز پاسخ بارگذاری |                            |                                     |                                   |                                |                                    |                                              |                                    |             |                |               |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------|-------------------------------------|-----------------------------------|--------------------------------|------------------------------------|----------------------------------------------|------------------------------------|-------------|----------------|---------------|
| عضلات                                                                                              | گروه وزن نرمال و پای نرمال | گروه افراد اضافه وزن با پای پرونیشن | گروه افراد اضافه وزن با پای نرمال | گروه افراد نرمال با پرونیشن پا | P-value اثر عامل گروه (اندازه اثر) | P-value اثر تعاملی گروه و خستگی (اندازه اثر) | P-value اثر عامل گروه (اندازه اثر) | پیش‌آزمون   | پس‌آزمون       | پیش‌آزمون     |
| درشتنی قدامی                                                                                       | ۷۵/۵۲±۲۵/۵۳                | ۶۶/۷۹±۲۲/۸۴                         | ۶۵/۸۷±۲۳/۳۶                       | ۷۸/۸۸±۲۸/۹۱                    | ۷۲/۴۰±۲۹/۲۴                        | ۷۶/۲۷±۲۹/۳۶                                  | ۷۸/۶۶±۳۰/۷۶                        | ۸۰/۳۴±۳۴/۵۷ | ۰/۵۸۹ (۰/۲۹۳)  | ۰/۲۶۵ (۰/۴۱۹) |
| دوقلو داخلی                                                                                        | ۶۶/۲۳±۲۹/۱۲۶               | ۶۹/۳۷±۲۸/۴۶                         | ۷۳/۶۸±۴۲/۷۷                       | ۶۵/۰۰±۲۸/۸۴                    | ۸۰/۵۶±۳۸/۹۰                        | ۷۱/۱۳±۳۳/۵۳                                  | ۷۳/۹۶±۳۸/۳۶                        | ۷۲/۰۱±۲۸/۹۳ | ۰/۵۷۷ (۰/۲۹۳)  | ۰/۷۱۶ (۰/۲۴۷) |
| پهن خارجی                                                                                          | ۵۶/۷۶±۲۴/۳۵                | ۶۶/۷۰±۲۸/۳۴                         | ۶۱/۹۶±۳۵/۰۱                       | ۵۷/۸۳±۲۱/۵۰                    | ۶۱/۸۲±۲۳/۸۹                        | ۵۳/۳۲±۲۶/۶۵                                  | ۶۹/۸۲±۳۳/۰۱                        | ۵۸/۱۳±۱۸/۸۶ | ۰/۷۴۴ (۰/۲۳۰)  | ۰/۱۱۹ (۰/۵۱۰) |
| پهن داخلی                                                                                          | ۶۰/۴۹±۲۵/۳۶                | ۵۳/۲۶±۲۰/۲۰                         | ۶۰/۳۳±۲۵/۹۴                       | ۵۶/۴۳±۲۶/۳۱                    | ۵۹/۳۱±۲۴/۳۸                        | ۵۲/۲۹±۱۹/۵۱                                  | ۵۲/۴۹±۲۲/۱۷۵                       | ۶۳/۹۲±۳۰/۱۵ | ۰/۹۶۳ (۰/۱۱۰)  | ۰/۱۹۰ (۰/۴۵۹) |
| راست رانی                                                                                          | ۵۷/۱۲±۲۱/۱۲۱               | ۶۰/۸۸±۲۰/۲۳                         | ۶۲/۶۱±۲۳/۵۶                       | ۴۸/۶۱±۱۶/۹۸                    | ۵۹/۷۳±۳۳/۴۵                        | ۵۵/۸۰±۲۵/۱۲                                  | ۵۵/۳۵±۲۲/۰۴                        | ۴۷/۲۰±۱۳/۰۶ | ۰/۵۴۰ (۰/۳۰۷)  | ۰/۲۵۳ (۰/۴۲۴) |
| دوسررانی                                                                                           | ۷۳/۴۰±۳۱/۸۷                | ۶۸/۶۳±۲۹/۲۲                         | ۵۵/۰۲±۱۹/۶۶                       | ۵۱/۲۱±۲۰/۸۷                    | ۶۶/۰۵±۲۴/۶۱                        | ۵۸/۵۳±۲۵/۳۸                                  | ۷۶/۰۵±۲۹/۲۰                        | ۷۵/۵۲±۳۴/۵۳ | ۰/۰۰۴* (۰/۷۹۰) | ۰/۹۴۹ (۰/۱۲۷) |
| نیم وتری                                                                                           | ۵۸/۱۹±۲۶/۶۴                | ۶۸/۹۵±۲۷/۵۹                         | ۶۱/۵۳±۲۵/۰۱                       | ۷۰/۵۳±۲۳/۰۳                    | ۶۷/۴۲±۲۹/۱۱                        | ۵۸/۱۴±۲۸/۹۰                                  | ۶۳/۵۵±۲۶/۱۸                        | ۵۹/۰۶±۳۵/۳۲ | ۰/۱۶۲ (۰/۱۶۲)  | ۰/۱۱۹ (۰/۵۱۰) |
| سرینی میانی                                                                                        | ۵۹/۵۵±۲۴/۲۲                | ۵۸/۱۳±۱۸/۷۶                         | ۵۲/۷۵±۲۱/۶۹                       | ۴۹/۷۱±۱۴/۱۰                    | ۵۴/۱۱±۱۷/۸۷                        | ۵۱/۷۳±۱۹/۴۴                                  | ۵۸/۳۵±۲۵/۰۳                        | ۶۵/۳۰±۲۳/۰۴ | ۰/۵۶۵ (۰/۵۶۵)  | ۰/۷۵۳ (۰/۲۳۰) |

P<۰/۰۵ \*

| جدول ۴: مقادیر طیف فرکانس فعالیت عضلات در چهار گروه قبل و بعد از پروتکل خستگی طی فاز هل دادن |                            |                                     |                                   |                                |                                    |                                              |                                    |             |                |                |
|----------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------|-------------------------------------|-----------------------------------|--------------------------------|------------------------------------|----------------------------------------------|------------------------------------|-------------|----------------|----------------|
| عضلات                                                                                        | گروه وزن نرمال و پای نرمال | گروه افراد اضافه وزن با پای پرونیشن | گروه افراد اضافه وزن با پای نرمال | گروه افراد نرمال با پرونیشن پا | P-value اثر عامل گروه (اندازه اثر) | P-value اثر تعاملی گروه و خستگی (اندازه اثر) | P-value اثر عامل گروه (اندازه اثر) | پیش‌آزمون   | پس‌آزمون       | پیش‌آزمون      |
| درشتنی قدامی                                                                                 | ۷۴/۲۷±۲۹/۴۸                | ۷۳/۶۳±۳۴/۱۰                         | ۷۳/۶۸±۳۱/۸۴                       | ۵۷/۲۵±۱۲/۴۹                    | ۶۶/۷۱±۲۴/۱۸                        | ۷۸/۶۲±۳۵/۶۳                                  | ۸۵/۸۸±۳۱/۹۰                        | ۷۷/۹۹±۳۲/۳۶ | ۰/۲۱۹ (۰/۴۴۴)  | ۰/۱۱۵ (۰/۵۱۴)  |
| دوقلو داخلی                                                                                  | ۷۹/۴۹±۲۸/۰۲                | ۷۴/۲۶±۳۵/۳۷                         | ۷۹/۰۱±۲۷/۱۳                       | ۵۵/۲۸±۱۰/۶۸                    | ۸۲/۰۶±۴۴/۷۹                        | ۷۹/۲۶±۳۲/۴۴                                  | ۶۹/۴۶±۳۰/۴۳                        | ۷۵/۷۷±۳۲/۹۸ | ۰/۳۲۰ (۰/۳۹۲)  | ۰/۲۰۲ (۰/۴۵۴)  |
| پهن خارجی                                                                                    | ۶۸/۲۲±۲۷/۰۴                | ۶۳/۰۹±۳۱/۰۸                         | ۵۷/۹۵±۲۲/۷۱                       | ۴۸/۷۷±۱۶/۱۱                    | ۶۸/۲۸±۲۵/۴۵                        | ۵۶/۱۳±۲۰/۸۷                                  | ۸۸/۴۲±۴۸/۰۰                        | ۶۶/۰۲±۲۱/۲۸ | ۰/۰۰۵* (۰/۷۶۶) | ۰/۰۴۱* (۰/۶۱۳) |
| پهن داخلی                                                                                    | ۵۹/۵۲±۱۸/۳۴                | ۵۵/۶۶±۱۳/۹۶                         | ۵۴/۶۸±۲۹/۵۷                       | ۵۱/۲۷±۱۴/۲۶                    | ۵۹/۳۵±۳۳/۲۳                        | ۵۲/۶۷±۱۶/۳۶                                  | ۵۲/۲۹±۱۵/۱۷                        | ۶۱/۱۹±۲۲/۴۷ | ۰/۷۵۱ (۰/۲۳۰)  | ۰/۴۷۷ (۰/۲۳۳)  |
| راست رانی                                                                                    | ۵۶/۶۱±۱۶/۶۰                | ۵۵/۳۳±۱۶/۵۵                         | ۶۲/۰۷±۳۱/۰۸                       | ۵۲/۲۰±۱۲/۵۳#                   | ۵۷/۰۴±۱۸/۴۹                        | ۵۵/۱۲±۲۲/۰۳                                  | ۶۸/۶۳±۲۹/۰۷                        | ۷۲/۹۱±۳۰/۳۷ | ۰/۰۰۸* (۰/۷۴۲) | ۰/۶۳۹ (۰/۲۷۱)  |
| دوسررانی                                                                                     | ۶۰/۳۷±۲۲/۰۴                | ۶۸/۹۰±۲۵/۰۱                         | ۵۳/۹۳±۱۷/۲۹                       | ۵۹/۶۳±۲۰/۷۹                    | ۵۷/۷۵±۲۰/۷۷                        | ۵۸/۸۳±۲۲/۲۵                                  | ۶۵/۳۳±۲۵/۴۱                        | ۶۴/۳۱±۲۹/۲۰ | ۰/۶۳۸ (۰/۲۷۱)  | ۰/۸۵۶ (۰/۱۸۰)  |
| نیم وتری                                                                                     | ۶۴/۸۱±۳۲/۷۲                | ۶۰/۰۲±۲۶/۲۸                         | ۶۰/۹۶±۳۰/۲۳                       | ۵۵/۱۷±۱۶/۶۱                    | ۵۸/۸۳±۱۷/۷۱                        | ۶۶/۰۹±۳۴/۱۰                                  | ۵۳/۲۴±۲۰/۵۰                        | ۶۷/۳۱±۲۴/۴۹ | ۰/۸۱۱ (۰/۲۰۱)  | ۰/۳۶۱ (۰/۲۷۵)  |
| سرینی میانی                                                                                  | ۶۱/۳۸±۳۳/۸۸                | ۵۹/۹۰±۲۰/۲۴                         | ۵۵/۶۶±۱۸/۵۰                       | ۵۲/۱۴±۲۰/۴۴                    | ۵۱/۷۴±۱۸/۴۶                        | ۵۴/۷۵±۲۳/۷۲                                  | ۶۸/۶۸±۲۹/۷۴                        | ۵۸/۵۹±۱۷/۵۲ | ۰/۱۱۶ (۰/۵۱۴)  | ۰/۶۸۶ (۰/۲۵۵)  |

P<۰/۰۵ \*

نتایج اثر عامل گروه بر طیف فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی ( $d=0/766$ ,  $P<0/005$ ) و طیف فرکانس عضله راست رانی ( $d=0/742$ ,  $P<0/008$ ) طی فاز هل دادن به لحاظ آماری معنی‌دار بود. همچنین مقایسه جفتی نشان داد فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی در دو گروه افراد نرمال و پای پرونیٹ و همچنین گروه افراد با وزن نرمال و پای نرمال در مقایسه با دو گروه دیگر به لحاظ آماری به‌طور معنی‌داری بالاتر بود. با توجه به نتایج به‌دست آمده فرکانس عضله راست رانی در گروه افراد نرمال با پای پرونیٹ در مقایسه با سه گروه دیگر به لحاظ آماری طی فاز هل دادن بزرگتر بود.

با توجه به مقادیر طیف فرکانس فعالیت عضلات در چهار گروه طی فاز هل دادن قبل و بعد از پروتکل خستگی، اثر عامل خستگی بر طیف فرکانس فعالیت عضلات طی فاز هل دادن به لحاظ آماری معنی‌دار نبود. اثر تعاملی گروه و خستگی بر طیف فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی به لحاظ آماری معنی‌دار بود ( $d=0/613$ ,  $P<0/041$ ). نتایج آزمون تعقیبی نشان داد که فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی طی فاز هل دادن در گروه افراد نرمال و پای پرونیٹ و همچنین گروه افراد اضافه وزن با پای پرونیٹ بعد از خستگی در مقایسه با قبل از خستگی به طور معنی‌داری کاهش پیدا کرد (جدول ۴).

## بحث

با توجه به نتایج مطالعه حاضر، فرکانس فعالیت عضله دوسرانی در گروه افراد با وزن نرمال و پای پرونیت و همچنین گروه دارای اضافه وزن با پای نرمال در مقایسه با دو گروه دیگر به لحاظ آماری معنی دار بود.

در لحظه تماس پاشنه عضلات اکستنسور ران به صورت برون گرا در گیر هستند تا از فلکشن تنه و تیلت قدامی لگن جلوگیری شود. در واقع بالاتر بودن فرکانس فعالیت عضله دوسرانی می تواند از فلکشن بیش از حد تنه یا در واقع تیلت قدامی بیش از حد لگن جلوگیری نماید. نتایج نشان داد که اثر عامل خستگی بر مقادیر طیف فرکانس فعالیت عضلات طی فاز پاسخ بارگذاری به لحاظ آماری معنی دار نیست. یافته ها نشان داد که اثر تعاملی گروه و خستگی بر مقادیر طیف فرکانس فعالیت عضلات طی فاز پاسخ بارگذاری به لحاظ آماری معنی دار نبود. از آنجایی که خستگی آزمودنی ها در مطالعه حاضر، خستگی ناشی از دویدن بود و فرد زمانی خستگی خود را اعلام کرد که توانایی عمومی فرد به حداقل رسید. بنابراین ممکن است برخی از گروه های عضلانی مثل عضله همسترینگ و به ویژه عضله دوسرانی به اوج خستگی خود نرسیده باشند. به همین دلیل اثر عامل خستگی و همچنین اثر تعاملی گروه و خستگی روی فعالیت این عضله به لحاظ آماری معنی دار نشده است. کاردان و همکاران ابراز داشتند که خستگی موضعی کاهش طیف فرکانس الکترومایوگرافی عضلات مفصل ران و سרینی میانی را به دنبال دارد. کاهش فرکانس الکترومایوگرافی می تواند به دلیل کاهش توان تولید نیروی عضلانی یا تغییر در فعالیت واحدهای حرکتی باشد. اگرچه در عضلات درشت نی قدامی و دوقلو این نتیجه حاصل نشد که البته این تفاوت را می توان به اختلافات موجود در بین عضلات از نظر رفتار حرکتی گوناگون، تفاوت در توزیع واحدهای حرکتی در برابر با خستگی نسبت داد.<sup>۲۰</sup> در مطالعه قبلی انجام شده مشخص گردید؛ سازگاری با اثرات بیومکانیکی ناشی از پای پرونیت سبب ایجاد تغییرات در فعال شدن عضلات پهن خارجی، پهن داخلی، دوقلو و نیمه وتری می شود که در نهایت باعث تغییر در الگوی فعال سازی عضلات می گردد. این تغییر در الگوی فعال سازی عضلات می تواند به عنوان یک عامل خطر برای آسیب های اسکلتی-عضلانی تلقی شود. به ویژه در افراد دارای پرونیشن پا، این تغییرات می توانند منجر به عدم تعادل در فعالیت عضلات و در نهایت افزایش فشار بر برخی از بافت ها شوند.<sup>۲۱</sup> علاوه بر این، نتایج دیگر در این مطالعه نشان دادند که پای پرونیت در حرکت دویدن می تواند فعالیت عضلات دوقلو داخلی و نازکنی طویل و درشت نثی قدامی را تغییر دهند.<sup>۲۲، ۲۳</sup> همچنین افراد دارای اضافه وزن در تلاش برای کاهش ضربه عمودی اولیه الگوهای دویدن خود را تطبیق می دهند. افراد با وزن بالا ممکن

است به دلیل نیاز به کاهش فشار بر مفاصل، الگوهای حرکتی غیرطبیعی ایجاد کنند که می تواند منجر به خستگی زودرس عضلات یا آسیب های بلندمدت شود. با توجه به نتایج حاصل شده فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی در دو گروه افراد با وزن نرمال و پای پرونیت و همچنین گروه افراد با وزن نرمال و پای نرمال در مقایسه با دو گروه دیگر به لحاظ آماری به طور معنی داری بالاتر است. عضله پهن خارجی، یکی از گروه عضلات چهار سر ران است که در اکستشن زانو ایفای نقش می کند. احتمالاً بالاتر بودن فعالیت این عضله در طی فاز هل دادن در افراد دارای اضافه وزن در مقایسه با افراد با وزن نرمال به این دلیل است که این افراد نیاز به تلاش بیشتری برای هل دادن وزن اضافی بدن به سمت جلو دارند.<sup>۲۴</sup> همچنین یافته های مطالعه حاضر نشان داد که فرکانس عضله راست رانی در گروه افراد نرمال با پای پرونیت در مقایسه با سه گروه دیگر به لحاظ آماری طی فاز هل دادن بزرگتر است. یافته ها نشان داد که اثر عامل خستگی بر طیف فرکانس فعالیت عضلات طی فاز هل دادن به لحاظ آماری معنی دار نبود. نتایج نشان داد که اثر تعاملی گروه و خستگی بر طیف فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی به لحاظ آماری معنی دار است. نتایج آزمون تعقیبی نشان داد که فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی طی فاز هل دادن در گروه افراد نرمال و پای پرونیت و همچنین گروه افراد چاق با پای پرونیت بعد از خستگی در مقایسه با قبل از آن به طور معنی داری کاهش یافت. در مطالعه انجام شده قبلی، دویدن روی شن در دراز مدت منجر به کاهش پرونیشن پا گردید و فعالیت عضله گاستروکینموس داخلی افزایش یافت. همچنین افزایش فعالیت عضله گلتئوس مدیوس منجر به بهبود ثبات لگن در صفحه فرونتال گردید.<sup>۲۵</sup>

عدم ثبت کینماتیکی حرکت از محدودیت این مطالعه محسوب می شود که نیاز به انجام تحقیقات بیشتری دارد.

## نتیجه گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که احتمالاً افزایش فعالیت عضلانی مشاهده شده در افراد دارای اضافه وزن و پای پرونیت بازتابی از تلاش سیستم عصبی-عضلانی برای مدیریت بارهای بیومکانیکی بوده و تفاوت های فردی در الگوی حرکت، سطح آمادگی و استراتژی های جبرانی می توانند سهم قابل توجهی در تغییرات فعالیت عضلات داشته باشند.

## ملاحظات اخلاقی

مطالعه مورد تایید کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه محقق اردبیلی (IR.UMA.REC.1402.011) قرار گرفت.

## مشارکت نویسندگان

زهرا فرج زاده هریس: انجام پروژه، جمع آوری داده ها و آنالیز داده ها.

## تعارض منافع

بین نویسندگان تعارض منافع وجود ندارد.

## تشکر و قدردانی

این مطالعه حاصل پایان نامه خانم زهره فرج زاده هریس برای اخذ درجه کارشناسی ارشد در رشته بیومکانیک ورزشی از دانشگاه محقق اردبیلی بود. نویسندگان از شرکت کنندگان در مطالعه، بخاطر همکاری صمیمانه قدردانی می نمایند.

## References

- Cavanagh PR, Lafortune MA. Ground reaction forces in distance running. *J Biomech.* 1980;13(5):397-406. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(80\)90033-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(80)90033-0).
- Razeghi M, Batt ME. Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait Posture.* 2002 Jun;15(3):282-91. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(01\)00151-5](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(01)00151-5).
- Błaszczak JW, Cieślinska-Swider J, Plewa M, Zahorska-Markiewicz B, Markiewicz A. Effects of excessive body weight on postural control. *J Biomech.* 2009 Jun;42(9):1295-300. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.03.006>.
- Koreili Z, Fatahi A, Azarbaijany MA, Sharifnezhad A. [Comparison of Static Balance Performance and Plantar Selected Parameters of Dominant and Non-dominant Leg in Active Adolescent's Female With Ankle Pronation]. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine.* 2023; 12(2): 306-19. [Article in Persian]
- Piri E, Jafamezhadgero AA. [A Review of Running Mechanics in Obese or Overweight Individuals]. *J Sport Biomech* 2023;9(1):16-31. <http://dx.doi.org/10.61186/JSportBiomech.9.1.16>. [Article in Persian]
- Pedisic Z, Shrestha N, Kovalchik S, Stamatakis E, Liangruenrom N, Grgic J, et al. Is running associated with a lower risk of all-cause, cardiovascular and cancer mortality, and is the more the better? A systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2020 Aug;54(15):898-905. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-100493>.
- Piri E, Jafamezhadgero A. [Running Mechanics in Obese Individuals: Letter to Editor]. *J Health Res Commun.* 2023;9(3):1-4. [Article in Persian]
- Teasdale N, Hue O, Marcotte J, Berrigan F, Simoneau M, Doré J, et al. Reducing weight increases postural stability in obese and morbid obese men. *Int J Obes (Lond).* 2007 Jan;31(1):153-60. <https://doi.org/10.1038/sj.ijo.0803360>.
- Atik A, Ozyurek S. Flexible flatfoot. *North Clin Istanb.* 2014 Aug;1(1):57-64. <https://doi.org/10.14744/nci.2014.29292>.
- Irving DB, Cook JL, Young MA, Menz HB. Obesity and pronated foot type may increase the risk of chronic plantar heel pain: a matched case-control study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2007 May;8:41. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-8-41>.
- Hintermann B, Nigg BM. Pronation in runners. Implications for injuries. *Sports Med.* 1998 Sep;26(3):169-76. <https://doi.org/10.2165/00007256-199826030-00003>.
- Jones BH, Cowan DN, Knapik JJ. Exercise, training and injuries. *Sports Med.* 1994 Sep;18(3):202-14. <https://doi.org/10.2165/00007256-199418030-00005>.
- Jafamezhadgero AA, Jahangirpour A, Parsa H, Sajedi H, Granacher U, Souza Oliveira A. The Impact of Excessive Body

دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو: مدیریت و طراحی پروژه، انجام پروژه، جمع آوری داده ها، تفسیر نتایج، نوشتن نسخه اولیه مقاله و تایید نسخه نهایی مقاله.

ابراهیم پیری: مدیریت و طراحی پروژه، انجام پروژه، تفسیر نتایج، نوشتن نسخه اولیه مقاله و تایید نسخه نهایی مقاله.

حسین فرض اللهی: مدیریت و طراحی پروژه، جمع آوری داده ها، آنالیز داده ها و تفسیر نتایج.

نسترن مرادزاده: آنالیز داده ها و تفسیر نتایج.

- Weight and Foot Pronation on Running Kinetics: A Cross-Sectional Study. *Sports Med Open.* 2023 Dec;9(1):116. <https://doi.org/10.1186/s40798-023-00663-8>.
- Kang H. Sample size determination and power analysis using the G\*Power software. *J Educ Eval Health Prof.* 2021;18:17. <https://doi.org/10.3352/jeehp.2021.18.17>.
- Chang JS, Kwon YH, Kim CS, Ahn SH, Park SH. Differences of ground reaction forces and kinematics of lower extremity according to landing height between flat and normal feet. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2012;25(1):21-26. <https://doi.org/10.3233/bmr-2012-0306>.
- Keenan AM, Redmond AC, Horton M, Conaghan PG, Tennant A. The Foot Posture Index: Rasch analysis of a novel, foot-specific outcome measure. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007 Jan;88(1):88-93. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.10.005>.
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000 Oct;10(5):361-74. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00027-4).
- Penko AL, Barkley JE, Koop MM, Alberts JL. Borg scale is valid for ratings of perceived exertion for individuals with Parkinson's disease. *Int J Exerc Sci.* 2017 Jan;10(1):76-86. <https://doi.org/10.70252/rvaq3828>.
- Koblauer IF, van Schooten KS, Verhagen EA, van Dieën JH. Kinematic changes during running-induced fatigue and relations with core endurance in novice runners. *J Sci Med Sport.* 2014 Jul;17(4):419-24. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.05.013>.
- Kardan S, Barghamadi M, Afroonde R, Abdollahpour M. [An Investigation of the Effect of Quadriceps Fatigue on Electromyography Frequency Spectrum in the Lower Limb Muscles during Apdoliachagi in Elite Men]. *Sport Physiology & Management Investigations.* 2020; 12(3): 123-33. [Article in Persian]
- Jafamezhadgero A, Madahi A, Piran Hamlabadi M. [A Comparison Of Forces Excreted On The Foot While Running On The Ground And Artificial Turf In People With Pronated And Supinated Feet]. *RSMT* 2025;23(29):56-71. [Article in Persian]
- Jafamezhadgero AA, Fakhri Mirzanag E, Sheikhalizadeh H, Parsa H. Interaction of Overweight and Pronated Foot on Ground Reaction Force Frequency Content During Running. *Pamukkale J Sport Sci.* 2024 Aug;15(2):316-27. <https://doi.org/10.54141/psbd.1409700>.
- Jafamezhadgero A, Fatollahi A, Sheykholeslami A, Dionisio VC, Akrami M. Long-term training on sand changes lower limb muscle activities during running in runners with over-pronated feet. *Biomed Eng Online.* 2021 Nov;20(1):118. <https://doi.org/10.1186/s12938-021-00955-8>.