



Original Paper

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

Amir Ali Jafarnezhadgero (Ph.D)^{*1}  , Zeynab Noroozi (M.Sc)² , Ebrahim Piri³  

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

² M.Sc in Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

³ Ph.D Candidate in Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Abstract

Background and Objective: Fatigue is considered one of the factors effective in changing the electrical activity of muscles so that it is directly linked to increasing the potential of muscular injuries and functional decline in various stages of sports. The present study was conducted to evaluate the frequency of electrical activity of lower limb muscles before and after fatigue during running in individuals with a history of coronavirus disease 2019 (COVID-19) compared to healthy individuals.

Methods: This quasi-experimental research was conducted on 14 women with a history of COVID-19 over the past two months (the experimental group) and 14 women without a history of COVID-19 (the control group) with an age range of 18-30 years using the convenience sampling method in the city of Ardabil. The fatigue protocol started using a sophisticated treadmill at a speed of 6 km/h, and the treadmill speed was accelerated by 1 km/h every 2 minutes. The Borg's Rating of Perceived Exertion (RPE) 6-20 Scale was used to determine the participants' final moment of fatigue. A steady-state running fatigue protocol ended at a score higher than 17 on the Borg's RPE 6-20 scale or 80% of maximum heart rate. Electromyography data were analyzed using the data LITE biometrics software before and after the fatigue protocol.

Results: There was a statistically significant increase in the frequency of the electrical activity of the vastus lateralis (VL) muscle between the post-test of the control group and the experimental group ($d=0.410$, $P=0.035$). The pretest-posttest difference of the frequency of electrical activity of the VL muscle after fatigue compared to before fatigue during the loading response phase during running had a statistically significant increase in the experimental group than in the control group ($d=0.602$, $P=0.016$). The frequency of the activity of the semitendinosus muscle increased after fatigue compared to before fatigue during the mid-stance phase of running ($d=0.261$, $P=0.005$). The impact of fatigue on the frequency of the activity of the VL muscle during the push-off phase of running was statistically significant ($d=0.140$, $P=0.049$). The frequency of the activity of the VL muscle increased after fatigue compared to before fatigue during the push-off phase of running in the experimental group.

Conclusion: The increased electrical activity of the lower limb muscles in various phases of running after fatigue in individuals with a history of COVID-19 can be attributed to decreased neuromuscular coordination.

Keywords: Running, Electromyography, Fatigue, COVID-19

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



Received 15 March 2023

Final Revised 25 November 2023

Accepted 25 November 2023

Published Online 27 Feb 2024

Cite this article as: 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]. J Gorgan Univ Med Sci. 2024; 26(1): 56-65. [Article in Persian]

 10.21859/JGorganUnivMedSci.26.1.56





Extended Abstract

Introduction

With the coronavirus disease 2019 (COVID-19) outbreak and applying quarantine, a large number of individuals were reluctant to participate in sports exercises due to the fear of this virus. Considering that COVID-19 is considered a type of respiratory disease, it is closely related to lung function decline. Lung function decline regarding sufficient oxygen delivery through alveoli can be a serious background for the incidence of muscular fatigue in this group of individuals. The reduced oxygen delivery in individuals with a history of COVID-19 can probably be the leading reason for the disturbance in the electrical activity of the lower limb muscles during running and finally the incidence of fatigue.

Physiologically, fatigue refers to the muscle's inability to produce enough energy for the continuation of an activity. In this regard, the previous results have indicated that the disturbance in the electrical activity range of the lower limb muscles can culminate in an extended range of postural fluctuations. Numerous physiological and biomechanical factors can result in serious damage by changing muscles' electrical activity. Among the critical physiological factors is the reduced functioning of actin and myosin contractile proteins. The evaluation and analysis of the leading causes of changes in muscles' electrical activity in order to minimize the incidence of harm and instability during activities such as running are apparently essential. Hence, the present study was conducted to evaluate the frequency of electrical activity of lower limb muscles before and after fatigue during running in individuals with a history of COVID-19 compared to healthy individuals.

Methods

This quasi-experimental research was conducted on 14 women with a history of COVID-19 over the past two months (the experimental group) and 14 women without a history of COVID-19 (the control group) with an age range of 18-30 years in the city of Ardabil, Iran during summer 2021.

Inclusion criteria included the selection of subjects based on female gender and a history of contracting COVID-19. The participants had a history of performing recreational walking before contracting COVID-19 so that they went walking once a week for 45 minutes. Individuals with no symptoms of COVID-19 since the announcement of contracting the disease were introduced as healthy individuals. The subjects were randomly assigned to two 14-people groups as follows.

The control group: Healthy participants (mean age: 22.5 ± 1.9 years) who received no intervention. The experimental group: The fatigue protocol was implemented on subjects with a history of COVID-19 (mean age: 22.3 ± 1.5 years).

The fatigue protocol was carried out using a sophisticated non-incline treadmill. The Borg's Rating of Perceived Exertion (RPE) 6-20 Scale was used to determine the participants' final moment of fatigue. Immediately after the fatigue protocol, the subject was asked to perform the running protocol again at a certain speed (3.2 m/s) to measure the electrical activity range of the lower limb muscles during running. Subjects ran the 18-meter route with a mean speed of 3.2 m/s. In the middle of the route, there was a force plate apparatus to determine the beginning and the end of the takeoff phase. The electrical activity of 8 lower limb muscles was recorded using a biometric eight-channel electromyography apparatus (made in England) with bipolar surface electrodes. The recorded data were assessed aiming at ensuring their accuracy in different stages and procedures. At first, simultaneously with the end of each attempt by the subject, the surface electromyography signals were checked in the related software and their primary accuracy was confirmed by observing the related characteristics, including the signal continuity and shape. The data LITE biometrics software was used to analyze the electromyography data.

Results

There was a statistically significant increase in the frequency of electrical activity of the vastus lateralis (VL) muscle between the post-test of the control group and the experimental group ($d=0.410$, $P=0.035$). The pretest-

posttest difference of the frequency of electrical activity of the VL muscle after fatigue compared to before fatigue during the loading response phase of running had a statistically significant increase in the experimental group than in the control group ($d=0.602$, $P=0.016$).

The frequency of the activity of the semitendinosus muscle increased after fatigue compared to before fatigue during the mid-stance phase of running ($d=0.261$, $P=0.005$). Other investigated variables showed no statistically significant difference before and after the fatigue protocol.

The impact of fatigue on the frequency of the activity of the VL muscle during the push-off phase of running was statistically significant ($d=0.140$, $P=0.049$). The frequency of the activity of the VL muscle increased after fatigue compared to before fatigue during the push-off phase of running in the experimental group. Other investigated variables showed no statistically significant difference before and after the fatigue protocol.

Conclusion

According to the results of the current study, the frequency of the electrical activity of the VL muscle after fatigue compared to before fatigue during the loading response phase of running had a statistically significant increase in the healthy group compared to the COVID-19 group. The frequency of the semitendinosus muscle during the mid-stance phase of running and the VL muscle during the pushing phase showed statistically significant increases in the COVID-19 group. In the current research, the functional capacity of the lower limb muscles was measured while performing the motor task of running. Since the muscles' contributions to performing different stages of running are different, the activity of the muscles having more contribution to performing the intended phase was considered. One of the significant and principal stages of the running phase is the suspension of both legs in the air, known as a double swing. A considerable difference between running and walking is the deletion of the mid-takeoff phase in running. When the heel contacts the ground, the quadriceps muscle group functions concentrically and the semitendinosus, biceps femoris, and gastrocnemius muscles function eccentrically to stabilize the knee. In the present research, no statistically significant difference was observed during the contact phase of the heel with the ground. The subjects' constant speed has probably culminated in the coordination of the electrical activity of the flexor and extensor muscles, subsequently leading to imposing asymmetric forces on the lower limb joints, and finally, no differences were observed in the muscles' electromyography. Hence, the increased frequency of the semitendinosus muscle in COVID-19 individuals may probably be due to the increased activity of this muscle. Ultimately, the pushing phase consists of the heel lifting phase to the toe lifting phase. The frequency of the VL muscle increased after fatigue compared to before fatigue during the push-off phase of running. The VL muscle is regarded as one of the knee supports that helps stabilize the knee joint. Given the increased electrical activity range of the VL muscle in individuals with a history of COVID-19, the results demonstrate the increased support of the VL muscle during running. The reduced lung ability to oxygen delivery to the main involved muscles in different phases of running is one of the significant reasons for the incidence of premature fatigue in COVID-19 patients.

Ethical Statement

The present study was approved by the Research Ethics Committees of University of Mohaghegh Ardabili (IR.UMA.REC.1400.078).

Funding

This article was extracted from Zeynab Noroozi's master's thesis in the Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Conflicts of Interest

The authors have no conflict of interest.

Acknowledgment

The authors would like to thank all the investigated subjects helped us in conducting this study.

The results of the present study demonstrated that the increased electrical activity of the lower limb muscles in various phases of running after fatigue in individuals with a history of COVID-19 could be attributed to decreased neuromuscular coordination.



تحقیقی

مقایسه فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی قبل و بعد از خستگی طی دویدن در افراد با سابقه COVID-19 در مقایسه با افراد سالم

دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو^{۱*}، زینب نوروزی^۲، ابراهیم پیری^۳

۱ دانشیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. ۲ کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. ۳ دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

چکیده

زمینه و هدف: خستگی یکی از عوامل موثر در تغییر فعالیت الکتریکی عضلات به شمار می‌آید. به طوری که این شاخص در ارتباط مستقیمی با افزایش پتانسیل آسیب‌های عضلانی و افت عملکرد در مراحل مختلف ورزشی قرار دارد. این مطالعه به منظور مقایسه فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی قبل و بعد از خستگی طی دویدن در افراد با سابقه COVID-19 در مقایسه با افراد سالم انجام شد.

روش بررسی: این مطالعه شبه تجربی روی ۱۴ زن با سابقه ابتلاء به COVID-19 طی دو ماه گذشته (گروه تجربی) و ۱۴ زن بدون سابقه ابتلاء به COVID-19 (گروه کنترل) با دامنه سنی ۱۸-۳۰ سال به روش نمونه‌گیری در دسترس در شهر اردبیل انجام شد. پروتکل خستگی با استفاده از تردمیل پیشرفته با سرعت ۶ کیلومتر در ساعت شروع شد و سرعت تردمیل هر ۲ دقیقه یک کیلومتر در ساعت افزایش یافت. از مقیاس ادراک Borg ۲۰ تا ۲۰ برای تعیین لحظه‌نهایی خستگی شرکت کنندگان استفاده شد. پروتکل خستگی دویدن در حالت پایدار بیش از ۱۷ در مقیاس ۶ تا Borg ۲۰ یا ۸۰ درصد حداکثر ضربان قلب به پایان می‌رسید. داده‌های الکترومایوگرافی با استفاده از برنامه بایومتریک دیتالیت قبل و بعد از پروتکل خستگی تحلیل شدند.

یافته‌ها: در فرکانس فعالیت الکتریکی عضله پهن خارجی بین پس‌آزمون گروه کنترل و گروه تجربی افزایش آماری معنی‌داری وجود داشت ($d=0/10$, $P=0/035$). مقایسه بین اختلاف پیش‌آزمون - پس‌آزمون فرکانس فعالیت الکتریکی عضله پهن خارجی بعد از خستگی در مقایسه با قبل از خستگی طی فاز پاسخ بارگیری دویدن در گروه تجربی در مقایسه با گروه کنترل افزایش آماری معنی‌داری داشت ($d=0/02$, $P=0/016$). فرکانس فعالیت عضله نیم‌وتری بعد از خستگی در مقایسه با قبل از خستگی طی فاز میانه استقرار دویدن دچار افزایش شد ($P=0/005$). اثر عامل خستگی بر فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی طی فاز هل دادن دویدن از نظر آماری معنی‌دار بود ($d=0/261$, $P=0/049$). فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی بعد از خستگی در مقایسه با قبل از خستگی طی فاز هل دادن دویدن در گروه تجربی دچار افزایش گردید. نتیجه‌گیری: افزایش فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در فازهای مختلف دویدن پس از خستگی در افراد با سابقه ابتلاء به COVID-19 می‌تواند به دلیل کاهش هماهنگی عصبی عضلانی باشد.

واژه‌های کلیدی: دویدن، فعالیت الکتریکی عضلات، خستگی، COVID-19

* نویسنده مسؤول: دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو، پست الکترونیکی: amiralijafarnezhad@gmail.com

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

وصول ۱۴۰۱/۱۲/۲۴ اصلاح نهایی ۱۴۱۰/۲/۹/۴ پذیرش ۱۴۰۲/۹/۴ انتشار ۱۴۰۲/۱۲/۸

مقدمه

با شیوع ویروس کرونا (Coronavirus Disease 2019: COVID-19) و اعمال قرنطینه افراد زیادی به دلیل ترس و وحشت زیاد از این ویروس تمایلی به شرکت در انجام ورزش نداشتند. به نحوی که شیوع بدون مرز این ویروس باعث تعطیلی مراکز عمومی، اماکن ورزشی و رویدادهای مهم از جمله مسابقات ورزشی در نقاط مختلف جهان و حتی المپیک ۲۰۲۰ شد.^۱ با پایان یافتن دوران کرونا

مبتلایان به این ویروس از هیپوکسی (کاهش اکسیژن رسانی) و خستگی زودرس در هنگام بالا رفتن از پله، پایین آمدن از پله، پیاده‌روی، دوی نرم و هرگونه فعالیت درگیر کننده دستگاه هوازی، احساس نارضایتی داشتند.^۲ با توجه به این که COVID-19 یک نوع بیماری تنفسی به‌شمار می‌آید؛ در ارتباط نزدیکی با افت عملکرد ریه قرار دارد.^۴ کاهش عملکرد ریه به لحاظ اکسیژن‌رسانی کافی از طریق آلئول‌ها می‌تواند زمینه جدی برای بروز خستگی عضلانی این

دسته از افراد باشد.^۵ بر همین اساس شواهد گذشته مبتنی بر این است که هیپوکسی (به هر دلیلی) می تواند منجر به کاهش اشباع اکسیژن خون سرخرگی گردد.^۶ احتمالاً کاهش اکسیژن رسانی در افراد دارای سابقه ابتلاء به COVID-19 می تواند زمینه اصلی برای اختلال در فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی حین دویدن و در نهایت بروز خستگی باشد.

به لحاظ فیزیولوژیکی خستگی ناتوانی عضله در تولید نیروی کافی برای استمرار یک فعالیت است.^۷ همچنین بر اساس نتایج مطالعات پیشین خستگی سبب کاهش قدرت ارادی و ظرفیت عملکردی عضلات، اختلال در فعالسازی همزمان عضلات آگونیست و آنتاگونیست و در نهایت کاهش عملکرد و کارایی سیستم عضلانی می شود.^{۸-۹} براساس مطالعات قبلی ما فعالیت الکتریکی عضلات در افراد مبتلا به COVID-19 دچار تغییر می شود. به نحوی که تغییرات ایجاد شده در فعالیت الکتریکی عضلات در ارتباط مستقیمی با بروز آسیب و پتانسیل ایجاد شده در این افراد است.^{۱۰} همچنین نتایج مطالعات گذشته حاکی از آن است که بروز خستگی در افراد می تواند با کاهش عملکرد عصبی-عضلانی نقش مهمی در رفتار مکانیکی و فعالیت عصبی-عضلانی داشته باشد.^{۱۱} در همین راستا نتایج پیشین نشان داده است که اختلال در دامنه فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی می تواند منجر به افزایش دامنه نوسانات پاسچر گردد.^{۱۲-۱۴}

عوامل متعدد فیزیولوژیکی و بیومکانیکی می تواند با تغییر فعالیت الکتریکی عضلات منجر به بروز آسیب های جدی گردد. از عوامل فیزیولوژیکی مهم می توان به کاهش عملکرد پروتئین های انقباضی آکتین و میوزین اشاره کرد. در توجیه این امر مطالعات در این زمینه نشان داده اند که با بروز خستگی عضلانی و متعاقب آن کاهش انرژی کافی (ATP)، برای انقباضات لازم طی دویدن منجر به اختلال در دامنه فعالیت الکتریکی عضلات شده و در نهایت می تواند در بلندمدت منجر به آسیب گردد.^{۱۵} به لحاظ بیومکانیکی الگوهای نامناسب دویدن به دلیل خستگی مفرط می تواند زمینه جدی برای اعمال نامناسب نیروهای عکس العمل زمین طی فعالیت بدنی گردد. به نحوی که متعاقب آن جذب شوک های ناشی از اغتشاش دویدن به خوبی جذب و تعدیل نخواهد شد. در نهایت برهم خوردن جذب شوک های ناشی از دویدن می تواند زمینه جدی برای تغییرات الکترومایوگرافی عضلات گردد.^{۱۶} در همین راستا مطالعات بسیاری در حوزه بیومکانیک ورزشی اظهار کردند که اختلال در جذب و تعدیل شوک های ناشی از دویدن به وسیله قوس های کف پای می تواند زمینه اصلی بروز آسیب های اندام تحتانی باشد. در همین راستا Walsh و همکاران اظهار داشتند که اعمال ناموازن نیروهای عکس العمل زمین طی دویدن علاوه بر اختلال در فعالیت الکتریکی

عضلات می تواند مشکلات متعددی همچون بروز آسیب اندام تحتانی در افراد گردد.^{۱۷} یکی از عوامل مهم فیزیولوژیکی در هنگام دویدن بروز خستگی است که از عوامل کلیدی و تاثیرگذار در تغییر الگوی دویدن است.^{۱۸} به همین دلیل است که مطالعات زیادی به بررسی انواع پروتکل خستگی و ارتباط آن با فعالیت الکتریکی عضلات پرداخته اند. مطالعات پیشین انجام شده در ارتباط با اثرات خستگی بر فعالیت الکتریکی عضلات شواهدی مبتنی بر کاهش عملکرد عضلانی،^{۱۹} تغییر در قابلیت حس عمقی و اختلال در زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس العمل زمین،^{۲۰} اختلال در هماهنگی عصب-عضله و کاهش هم انقباضی عضلات دارد.^{۱۷}

ارزیابی و تحلیل دلایل اصلی تغییرات فعالیت الکتریکی عضلات به منظور به حداقل رساندن بروز آسیب و بی ثباتی حین فعالیت همچون دویدن ضروری به نظر می رسد. لذا این مطالعه به منظور مقایسه فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی قبل و بعد از خستگی طی دویدن در افراد با سابقه COVID-19 در مقایسه با افراد سالم انجام شد.

روش بررسی

این مطالعه شبه تجربی روی ۱۴ زن با سابقه ابتلاء به COVID-19 طی دو ماه گذشته (گروه تجربی) و ۱۴ زن بدون سابقه ابتلاء به COVID-19 (گروه کنترل) با دامنه سنی ۳۰-۱۸ سال به روش نمونه گیری در دسترس و هدفمند در استان اردبیل در آزمایشگاه بیومکانیک سلامت و تندرستی دانشگاه محقق اردبیلی طی تابستان ۱۴۰۰ انجام شد.

مقاله مورد تایید کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه محقق اردبیلی (IR.UMA.REC.1400.078) قرار گرفت. آزمودنی ها فرم رضایت نامه کتبی شرکت آگاهانه در مطالعه را امضا نمودند.

برای تعیین حداقل حجم نمونه از نرم افزار G*Power3.1 استفاده شد که این نرم افزار نشان داد در سطح معنی داری ۰/۰۵، اندازه اثر ۰/۸ و توان آماری برابر ۰/۸ براساس یک مطالعه پیشین^{۲۱} بر روی فعالیت عضله پهن داخلی طی دویدن در دو گروه سالم و COVID-19 تعیین گردید. این نرم افزار حداقل تعداد نمونه را برابر ۱۴ نفر در هر گروه تعیین نمود.

در ابتدا از افراد پرسیده شد که آیا به بیماری COVID-19 مبتلا شده اند یا خیر؟ و آیا تست PCR آنان مثبت شده بود یا خیر؟ افراد با علایمی که داشتند به عنوان افراد با سابقه ابتلاء به COVID-19 در ۲ ماه گذشته، معرفی شدند. افرادی که از زمان اعلام ابتلاء به COVID-19 علایمی از این بیماری نداشتند؛ به عنوان افراد سالم معرفی شدند.

معیارهای ورود به مطالعه شامل انتخاب آزمودنی ها بر اساس جنسیت زن و سابقه ابتلاء به COVID-19 بودند. معیارهای عدم ورود

به مطالعه شامل داشتن قطع عضو و یا اختلالات عصبی و ارتوپدی ناشی از سایر بیماری‌ها، داشتن ناهنجاری در اندام‌های تحتانی و سابقه عمل جراحی در اندام‌های تحتانی بودند. معیارهای خروج از مطالعه شامل بروز آسیب در اندام تحتانی بدن و عدم تمایل به همکاری بودند.

شرکت کنندگان در مطالعه سابقه انجام پیاده‌روی تفریحی قبل از ابتلاء به بیماری COVID-19 را داشتند. به طوری که هفته‌ای یک جلسه به مدت ۴۵ دقیقه پیاده‌روی می‌کردند.

لازم به ذکر است که قبل از شروع جمع‌آوری اطلاعات از آزمودنی‌ها در خصوص نحوه اجرا آزمایش و وظایف آزمودنی‌ها توضیحاتی ارائه شد و در ادامه به پرسش‌ها و ابهامات آنان پاسخ داده شد.^{۲۲} با توجه به آزمون شوت فوتبال پای راست به عنوان پای برتر تمامی آزمودنی‌ها مشخص گردید.^{۲۳}

آزمودنی‌ها به صورت غیرتصادفی در دو گروه ۱۴ نفری به شرح زیر قرار گرفتند.

گروه تجربی: شرکت کنندگان دارای سابقه ابتلاء به COVID-19 با میانگین سنی $22/3 \pm 1/5$ سال، میانگین قد $168 \pm 8/5$ سانتی‌متر و میانگین وزن $60/0 \pm 7/10$ کیلوگرم بودند و پروتکل خستگی اجرا شد.

گروه کنترل: شرکت کنندگان سالم با میانگین سنی $22/5 \pm 1/9$ سال، میانگین قد $171/4 \pm 6/7$ سانتی‌متر و میانگین وزن $63/2 \pm 10/9$ کیلوگرم بودند که مداخله‌ای روی آنان انجام نشد.

پروتکل خستگی: 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 یک کیلومتر در ساعت افزایش یافت. از مقیاس ادراک ۶ تا ۲۰ Borg برای تعیین لحظه‌نهایی خستگی شرکت کنندگان استفاده شد.^{۲۴} به محض این که شرکت کنندگان ادراک ۱۳ یا بالاتر را در مقیاس Borg 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 شد و پروتکل خستگی پس از دو دقیقه دویدن در حالت پایدار بیش از ۱۷ در مقیاس ۶ تا ۲۰ Borg یا ۸۰ درصد حداکثر ضربان قلب به پایان رسید.^{۲۵} بلافاصله پس از پروتکل خستگی از آزمودنی خواسته شد تا مجدداً پروتکل دویدن را با سرعت مشخص (۳/۲ متر بر ثانیه) اجرا کند تا دامنه فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در طول دویدن اندازه‌گیری شود.

آزمودنی‌ها مسیر ۱۸ متری را با سرعت متوسط ۳/۲ متر بر ثانیه دویدند. در میانه مسیر دستگاه صفحه نیرو برای تعیین ابتدا و انتهای

فاز اتکار قرار داشت. فعالیت الکتریکی ۸ عضله اندام تحتانی با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی هشت کاناله بایومتریک (ساخت انگلیس) با الکترودهای سطحی دو قطبی ثبت شد. محل قرار دادن الکترودها سطحی بر روی عضلات درشت نئی قدامی، دوقلوی داخلی، پهن داخلی، راست رانی، پهن خارجی، دوسرانی، نیمه وتری و سرنی میانی بر طبق پروتکل اروپایی سنیم قرار گرفت.^{۲۶} آزمودنی‌ها کوشش دویدن را در مسیر ۱۸ متری آزمایشگاه پس از قرارگیری الکترودها روی عضلات انجام دادند. هر مرحله با چهار کوشش صحیح ثبت شد. کوششی صحیح در نظر گرفته شد که سیگنال الکترومایوگرافی تمامی عضلات به صورت صحیح ثبت شده باشد. لازم به ذکر است که فاصله دو مرکز الکترودها برابر دو سانتی‌متر مربع و سطح الکترودها ضدحساسیت بود. فرکانس نمونه‌برداری برابر ۱۰۰۰ هرتز بود. فیلترها پایین گذر و بالاگذر به ترتیب ۵۰۰ و ۲۰ هرتز و ناچ فیلتر ۶۰ هرتز (برای حذف نویز برق شهری) به منظور هموارسازی داده‌های خام الکترومایوگرافی مورد استفاده قرار گرفت. همچنین GAIN دستگاه برابر ۱۰۰۰ بود.^{۲۷} محل دقیق قرارگیری هر الکترودها قبل شروع تست بر روی بدن آزمودنی مشخص شد. برای ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات ابتدا محل عضلات نام برده شده با ژل تراشیده شد و با الکترود طبی و پنبه به منظور کاهش مقاومت تمیز شد. برای تشخیص محل دقیق الکترودها از لمس لندها و استخوانی و انقباض ایزومتریک عضلات استفاده شد. پس از تشخیص لندها، الکترودها در راستای فیبرهای عضلانی نصب شدند.^{۲۸} داده‌های به‌دست آمده از دستگاه الکترومایوگرافی، داده‌های خام نامیده می‌شوند. علت این نام‌گذاری نویز بسیاری زیاد آنها است. بنابراین فیلتر داده‌های خام ضروری است. چندین روش برای حذف نویز با هدف یکسان وجود دارد. در این تحقیق برای فیلتر کردن داده‌های الکترومایوگرافی، روش باترورث بالاگذر با فرکانس برش ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز و برای داده‌های کینتیکی از باترورث پایین گذر با فرکانس برش ۲۰ هرتز مورد استفاده قرار گرفت.^{۲۹} به‌منظور تعیین ابتدا و انتهای فاز اتکا از آستانه ۱۰ نیتون نیروی عمودی ثبت شده توسط دستگاه صفحه نیرو استفاده شد. در نهایت مقادیر میانه فرکانس سیگنال‌ها طی سه فاز پاسخ بارگیری، میانه اتکا، و هل دادن طی دویدن ثبت و محاسبه شد. ثبت داده‌های الکترومایوگرافی توسط پژوهشگر و با کمک کارشناس آزمایشگاه انجام شد.

ارزیابی داده‌ها: ارزیابی داده‌های ثبت شده با هدف اطمینان از صحت آنها در مراحل و شیوه‌های مختلف انجام گردید. در ابتدا همزمان با پایان هر کوشش از سوی آزمودنی، سیگنال‌های الکترومایوگرافی سطحی در نرم‌افزار مربوطه چک شد و با مشاهده ویژگی‌های مربوطه شامل پیوسته بودن و شکل سیگنال، صحت اولیه

جدول ۱: شاخص‌های دموگرافیک زنان در دو گروه با سابقه ابتلاء به COVID-19 و بدون سابقه ابتلاء به COVID-19 در استان اردبیل

متغیرها	گروه تجربی (n=۱۴)	گروه کنترل (n=۱۴)	P-value
سن (سال)	۲۲/۳۱±۱/۵۳	۲۲/۵۴±۱/۹۲	۰/۸۳۴
قد (متر)	۱/۶۹±۰/۸۵	۱/۷۱±۰/۶۷	۰/۳۶۶
وزن (کیلوگرم)	۶۰/۰۴±۷/۱۰	۶۳/۲۰±۱۰/۹	۰/۳۵۷
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	۲۰/۹۶±۱/۳۴	۲۱/۵۳±۲/۳۷	۰/۵۶۰
مسافت طی شده در هفته (کیلومتر)	۱۶/۳۸±۱/۰۵	۱۶/۸۲±۱/۰۸	۰/۹۴۱

جدول ۲: تعیین نرمالیتی عضلات قبل و بعد خستگی در دو گروه با سابقه ابتلاء به COVID-19 و بدون سابقه ابتلاء به COVID-19 طی دودین

عضلات	گروه کنترل قبل از خستگی	گروه کنترل بعد از خستگی	گروه تجربی قبل از خستگی	گروه تجربی بعد از خستگی	P-value
درشت نی قدامی	۰/۷۱۳	۰/۷۵۷	۰/۶۷۳	۰/۳۲۱	
دوقلو داخلی	۰/۷۶۸	۰/۳۲۷	۰/۱۲۴	۰/۵۰۰	
پهن خارجی	۰/۳۱۳	۰/۰۸۹	۰/۱۰۴	۰/۰۲۷ *	
پهن داخلی	۰/۳۰۰	۰/۲۱۰	۰/۰۵۳	۰/۲۷۸	
راست رانی	۰/۶۳۰	۰/۳۱۰	۰/۴۷۱	۰/۱۴۸	
دوسررانی	۰/۷۴۰	۰/۶۰۰	۰/۰۷۳	۰/۷۳۲	
نیم وتری	۰/۲۵۹	۰/۳۳۵	۰/۱۲۶	۰/۶۹۳	
سرینی میانی	۰/۰۰۷ *	۰/۱۷۰	۰/۱۴۱	۰/۸۰۱	
درشت نی قدامی	۰/۵۵۳	۰/۲۵۶	۰/۷۸۱	۰/۷۶۶	
دوقلو داخلی	۰/۹۹۶	۰/۱۷۲	۰/۷۷۱	۰/۹۹۹	
پهن خارجی	۰/۱۸۶	۰/۲۸۷	۰/۱۴۱	۰/۸۲۱	
پهن داخلی	۰/۵۱۰	۰/۴۲۷	۰/۵۲۵	۰/۳۶۰	
راست رانی	۰/۰۴۲ *	۰/۱۳۶	۰/۳۸۹	۰/۲۷۲	
دوسررانی	۰/۹۲۲	۰/۸۷۵	۰/۵۶۹	۰/۱۸۴	
نیم وتری	۰/۱۶۱	۰/۵۳۱	۰/۶۴۸	۰/۰۰۶	
سرینی میانی	۰/۳۰۹	۰/۳۲۳	۰/۷۳۵	۰/۲۱۴	
درشت نی قدامی	۰/۵۱۲	۰/۳۴۴	۰/۰۱۰ *	۰/۶۳۳	
دوقلو داخلی	۰/۳۲۳	۰/۰۵۴	۰/۹۵۳	۰/۳۲۲	
پهن خارجی	۰/۳۱۷	۰/۴۷۳	۰/۵۴۵	۰/۰۲۸	
پهن داخلی	۰/۳۷۷	۰/۲۲۳	۰/۴۶۳	۰/۲۹۲	
راست رانی	۰/۶۸۹	۰/۷۵۳	۰/۴۸۲	۰/۳۶۵	
دوسررانی	۰/۵۱۹	۰/۱۰۱	۰/۰۰۴ *	۰/۵۹۸	
نیم وتری	۰/۹۹۹	۰/۷۹۹	۰/۹۲۳	۰/۴۱۷	
سرینی میانی	۰/۸۷۴	۰/۱۸۷	۰/۳۴۱	۰/۰۸۰	

* P<۰/۰۵

گروه‌های مورد مطالعه طی فاز پاسخ بارگیری دودین در جدول ۳ آمده است. در فرکانس فعالیت الکتریکی عضله پهن خارجی بین پس‌آزمون گروه کنترل و گروه تجربی افزایش آماری معنی‌داری وجود داشت ($P=۰/۰۳۵$ ، $d=۰/۴۱۰$). مقایسه بین اختلاف پیش‌آزمون - پس‌آزمون فرکانس فعالیت الکتریکی عضله پهن خارجی بعد از خستگی در مقایسه با قبل از خستگی طی فاز پاسخ بارگیری دودین در گروه تجربی در مقایسه با گروه کنترل افزایش آماری معنی‌داری داشت ($P=۰/۰۱۶$ ، $d=۰/۶۰۲$).

نتایج فرکانس فعالیت عضلات در دو گروه طی فاز میانه اتکا دودین در جدول ۴ آمده است. فرکانس فعالیت عضله نیم‌وتری بعد از خستگی در مقایسه با قبل از خستگی طی فاز میانه استقرار دودین دچار افزایش شد ($P=۰/۰۰۵$ ؛ $d=۰/۲۶۱$). سایر متغیرهای مورد مطالعه هیچگونه تفاوت آماری معنی‌داری را قبل و بعد از پروتکل

آنها تأیید شد.^{۲۹} بدیهی است که وجود هرگونه مشکل در داده‌های ثبت شده که استفاده از آنها باعث کاهش اعتبار و صحت داده‌ها بود؛ کوشش مدنظر حذف و مجدداً تکرار شد. برای تحلیل داده‌های الکترومایوگرافی از برنامه بایومتریک دیتالیت استفاده شد.

داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار آماری SPSS-20 تجزیه و تحلیل شدند. نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک تایید شد. برای تحلیل داده‌ها از آزمون t دو نمونه مستقل استفاده شد. سطح معنی‌داری کمتر از ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

ویژگی‌های فردی شرکت‌کنندگان و ارزیابی نرمالیتی عضلات قبل و بعد خستگی در گروه‌های مورد مطالعه در جدول‌های ۱ و ۲ آمده است.

نتایج فرکانس فعالیت منتخبی از عضلات اندام تحتانی در

جدول ۳: میانگین و انحراف استاندارد فرکانس فعالیت عضلات در دو گروه با سابقه ابتلاء به COVID-19 و بدون سابقه ابتلاء به COVID-19 طی فاز پاسخ بارگیری دوییدن

عضلات	پیش آزمون				پس آزمون				اختلاف بین پیش آزمون و پس آزمون			
	گروه کنترل	گروه تجربی	p-value	اندازه اثر	گروه کنترل	گروه تجربی	p-value	اندازه اثر	گروه کنترل	گروه تجربی	p-value	اندازه اثر
درشتنی قدامی	۸۵/۵۷±۱۶/۲۹	۸۳/۰۹±۱۴/۶۵	۰/۷۷۳	۰/۰۰۳	۸۴/۹۰±۱۸/۸۶	۸۵/۶۰±۱۳/۶۰	۰/۶۲۰	۰/۰۱۰	۰/۶۹±۲/۵۷	۲/۵۱±۱/۰۵	۰/۱۵۹	۰/۰۷۵
دوقلو داخلی	۱۰۲/۵±۱۹/۲۰	۱۰۵/۵±۲۱/۶۹	۰/۲۶۲	۰/۰۴۸	۹۹/۷۰±۱۵/۱۴	۹۸/۷۱±۲۱/۹۳	۰/۸۶۴	۰/۰۰۱	۲/۸۰±۴/۰۶	۶/۷۹±۰/۲۴	۰/۶۰۵	۰/۰۱۰
پهن خارجی	۸۲/۱۱±۲۹/۲۹	۸۵/۶۱±۲۶/۳۰	۰/۶۱۱	۰/۰۱۰	۸۴/۵۶±۲۹/۹۶	۹۵/۴۷±۱۶/۰۸	۰/۰۳۵ *	۰/۴۱۰	۲/۴۵±۰/۶۷	۹/۸۶±۱۰/۲۲	۰/۰۱۶ *	۰/۶۰۲
پهن داخلی	۷۲/۵۵±۱۰/۰۵	۷۸/۱۸±۲۷/۲۷	۰/۳۴۱	۰/۰۳۵	۶۹/۴۸±۱۵/۲۴	۷۳/۲۸±۲۵/۲۴	۰/۴۸۵	۰/۰۱۹	۳/۰۷±۵/۱۹	۴/۹۰±۲/۰۳	۰/۸۲۶	۰/۰۰۲
راست رانی	۸۱/۲۳±۱۶/۷۰	۸۲/۹۹±۱۷/۲۴	۰/۵۸۱	۰/۰۱۲	۷۳/۹۱±۱۸/۴۳	۷۷/۴۳±۲۷/۳۷	۰/۴۳۲	۰/۰۲۴	۷/۳۲±۱/۷۳	۷/۵۶±۹/۹۳	۰/۲۷۴	۰/۰۴۶
دوسرانی	۸۲/۹۷±۲۱/۱۴	۸۵/۸۷±۳۰/۲۲	۰/۲۸۷	۰/۰۴۳	۷۹/۸۱±۱۸/۵۳	۸۳/۹۶±۲۹/۸۰	۰/۸۳۳	۰/۰۰۲	۳/۱۶±۲/۶۱	۱/۹۱±۰/۵۲	۰/۴۸۳	۰/۰۱۹
نیم وتری	۸۴/۷۲±۲۶/۱۰	۷۹/۷۳±۲۲/۴۵	۰/۱۰۸	۰/۰۹۶	۹۱/۱۳±۲۹/۹۶	۸۷/۶۵±۲۰/۵۷	۰/۷۴۳	۰/۰۰۴	۶/۴۱±۳/۸۶	۷/۹۲±۱/۸۸	۰/۸۶۳	۰/۰۰۱
سرینی میانی	۸۰/۶۰±۱۵/۲۱	۸۲/۹۴±۲۲/۳۷	۰/۱۹۱	۰/۰۶۵	۸۵/۷۸±۱۸/۹۱	۸۷/۹۶±۲۴/۷۶	۰/۶۱۹	۰/۰۱۰	۵/۱۸±۳/۷۰	۵/۰۲±۲/۳۹	۰/۹۸۳	۰/۰۰۰

آزمون t دو نمونه مستقل، * P<۰/۰۵

جدول ۴: میانگین و انحراف استاندارد فرکانس فعالیت عضلات در دو گروه با سابقه ابتلاء به COVID-19 و بدون سابقه ابتلاء به COVID-19 طی فاز میانه استقرار دوییدن

عضلات	پیش آزمون				پس آزمون				اختلاف بین پیش آزمون و پس آزمون			
	گروه کنترل	گروه تجربی	p-value	اندازه اثر	گروه کنترل	گروه تجربی	p-value	اندازه اثر	گروه کنترل	گروه تجربی	p-value	اندازه اثر
درشتنی قدامی	۸۹/۶۴±۱۶/۲۲	۸۲/۷۹±۱۴/۰۴	۰/۶۶۴	۰/۰۰۷	۸۷/۵۸±۱۴/۶۹	۸۷/۷۰±۲۰/۹۹	۰/۵۴۱	۰/۰۱۵	۲/۰۶±۱/۵۳	۴/۹۱±۶/۹۵	۰/۳۱۸	۰/۰۳۸
دوقلو داخلی	۱۱۰/۲۵±۲۶/۹۳	۱۰۲/۵±۲۹/۰۶	۰/۵۲۰	۰/۰۱۶	۱۰۴/۸۵±۲۴/۲۷	۱۰۱/۷۰±۳۴/۷۰	۰/۵۸۶	۰/۰۱۲	۵/۴۰±۲/۶۶	۰/۸۱±۵/۶۴	۰/۶۳۳	۰/۰۰۹
پهن خارجی	۸۱/۴۱±۳۲/۱۷	۸۱/۱۹±۲۲/۴۵	۰/۳۸۹	۰/۰۲۹	۸۶/۳۰±۱۴/۱۹	۸۶/۳۶±۳۸/۳۴	۰/۹۶۷	۰/۰۰۰	۵/۸۹±۱۷/۹۸	۵/۱۷±۱۵/۸۴	۰/۹۵۵	۰/۰۰۰
پهن داخلی	۷۷/۰۵±۳۹/۴۹	۷۳/۹۳±۱۶/۶۳	۰/۵۴۲	۰/۰۱۴	۸۵/۲۲±۱۶/۹۷	۸۵/۵۹±۴/۰۸۳	۰/۴۶۰	۰/۰۲۱	۸/۱۷±۲۲/۵۲	۱۱/۶۶±۲۴/۲	۰/۴۰۴	۰/۰۲۷
راست رانی	۸۱/۵۸±۲۹/۲۲	۷۵/۷۲±۱۳/۶۹	۰/۰۹۸	۰/۰۱۲	۹۰/۰۹±۲۴/۳۶	۸۶/۶۴±۲۵/۵۷	۰/۵۱۴	۰/۰۱۷	۸/۵۱±۴/۸۶	۱۰/۹۲±۱۱/۸۸	۰/۸۳۳	۰/۰۰۲
دوسرانی	۹۴/۶۲±۲۹/۳۰	۸۴/۲۳±۲۴/۷۵	۰/۷۳۹	۰/۰۰۴	۸۸/۱۰±۱۹/۹۵	۹۴/۸۷±۲۴/۸۷	۰/۸۰۳	۰/۰۰۲	۶/۵۲±۹/۳۵	۱۰/۶۴±۰/۱۲	۰/۱۷۳	۰/۰۷۰
نیم وتری	۸۵/۴۷±۱۷/۲۴	۸۲/۹۸±۱۶/۲۵	۰/۵۲۹	۰/۰۱۵	۱۰۰/۳۵±۱۹/۶۴	۹۶/۱۹±۲۰/۳۰	۰/۰۰۵ *	۰/۳۶۱	۱۴/۸۸±۲/۴	۱۳/۲۱±۴/۰۵	۰/۸۵۹	۰/۰۰۱
سرینی میانی	۸۹/۹۱±۲۹/۸۷	۸۳/۲۳±۱۹/۳۵	۰/۳۳۹	۰/۰۳۵	۹۲/۰۷±۲۴/۶۹	۹۲/۵۵±۲۵/۷۶	۰/۶۸۸	۰/۰۰۶	۲/۱۶±۵/۱۸	۹/۲۳±۶/۴۱	۰/۵۵۰	۰/۰۱۴

آزمون t دو نمونه مستقل، * P<۰/۰۵

جدول ۵: میانگین و انحراف استاندارد فرکانس فعالیت عضلات در دو گروه با سابقه ابتلاء به COVID-19 و بدون سابقه ابتلاء به COVID-19 طی فاز هل دادن دوییدن

عضلات	پیش آزمون				پس آزمون				اختلاف بین پیش آزمون و پس آزمون			
	گروه کنترل	گروه تجربی	p-value	اندازه اثر	گروه کنترل	گروه تجربی	p-value	اندازه اثر	گروه کنترل	گروه تجربی	p-value	اندازه اثر
درشتنی قدامی	۷۳/۰۹±۲۱/۰۴	۷۷/۷۶±۱۵/۱۰	۰/۵۹۱	۰/۰۱۱	۷۵/۷۱±۱۷/۲۴	۷۷/۶۴±۱۷/۵۱	۰/۶۷۵	۰/۰۰۷	۲/۶۲±۳/۸	۰/۱۲±۲/۴۱	۰/۶۴۶	۰/۰۰۸
دوقلو داخلی	۹۰/۴۲±۱۱/۵۱	۹۰/۲۷±۱۹/۸۵	۰/۲۴۵	۰/۰۵۲	۹۲/۷۸±۱۶/۸۲	۹۰/۴۱±۱۵/۷۴	۰/۱۴۱	۰/۰۸۲	۲/۳۶±۵/۱	۰/۱۴±۴/۱۱	۰/۱۵۰	۰/۰۷۸
پهن خارجی	۶۷/۶۶±۷/۰۷	۶۴/۲۵±۱۸/۰۳	۰/۱۲۵	۰/۰۸۸	۶۳/۲۹±۸/۲۳	۷۷/۶۷±۱۸/۴۶	۰/۰۴۹ *	۰/۱۴۰	۴/۳۷±۱/۱۶	۱۳/۴۲±۰/۴۳	۰/۰۲۷۸ *	۰/۰۰۱
پهن داخلی	۶۹/۹۰±۱۲/۳۷	۶۱/۹۸±۱۲/۲۳	۰/۱۷۰	۰/۰۷۱	۶۶/۵۳±۷/۷۴	۶۴/۷۳±۱۴/۲۲	۰/۹۰۸	۰/۰۰۱	۳/۳۷±۴/۶۳	۲/۷۵±۱/۹۹	۰/۲۵۶	۰/۰۴۹
راست رانی	۵۸/۶۸±۱۰/۱۵	۶۰/۷۶±۱۳/۴۲	۰/۹۹۸	۰/۰۰۰	۶۲/۰۸±۱۴/۹۵	۶۳/۰۳±۱۴/۶۲	۰/۱۱۱	۰/۰۹۵	۳/۴۴±۴/۸۰	۲/۲۷±۱/۲۰	۰/۴۴۰	۰/۰۲۳
دوسرانی	۶۹/۵۳±۲۴/۸۰	۷۱/۳۴±۲۰/۸۸	۰/۳۸۳	۰/۰۲۹	۷۰/۰۰±۱۷/۷۳	۷۴/۱۱±۱۵/۷۹	۰/۴۸۸	۰/۰۱۹	۰/۴۷±۷/۰۷	۲/۷۷±۵/۰۹	۰/۸۷۱	۰/۰۰۱
نیم وتری	۶۲/۰۶±۲۰/۵۲	۶۵/۵۳±۲۲/۱۳	۰/۳۷۸	۰/۰۳۰	۶۴/۲۱±۲۰/۹۵	۶۸/۳۵±۱۹/۱۹	۰/۱۶۰	۰/۰۷۴	۲/۱۵±۰/۴۳	۲/۸۲±۲/۹۴	۰/۴۲۰	۰/۰۲۵
سرینی میانی	۶۹/۹۲±۱۸/۴۳	۷۵/۲۹±۲۶/۳۲	۰/۵۴۳	۰/۰۱۴	۶۹/۶۴±۱۴/۰۵	۷۱/۸۸±۱۶/۹۶	۰/۶۴۹	۰/۰۰۸	۰/۲۸±۴/۳۸	۳/۴۱±۹/۳۶	۰/۶۹۹	۰/۰۰۶

آزمون t دو نمونه مستقل، * P<۰/۰۵

خستگی نشان ندادند.

بارگیری دوییدن در گروه سالم در مقایسه با گروه COVID-19 افزایش آماری معنی داری داشت. فرکانس عضله نیم وتری طی فاز میانه استقرار دوییدن و عضله پهن خارجی طی فاز هل دادن در گروه COVID-19 افزایش آماری معنی داری نشان دادند.

عضله نیمهوتری جز عضلات همسترینگ (خلفی ران)، محسوب می گردد. به لحاظ آناتومیکی سر ثابت این عضله از روی برجستگی نشیمنگاهی بوده و به سطح داخلی استخوان تیبیا در انتهای فوقانی چسبندگی پیدا می کند. بر اساس مطالعات پیشین از عملکردهای مهم این عضله می توان به باز کردن و نزدیک کردن ران، خم کردن زانو و چرخش داخلی زانو اشاره کرد.^{۳۰} با توجه به مکانیک دوییدن در بازکردن و نزدیک کردن ران عملکرد این عضله به لحاظ بیومکانیکی بسیار حائز اهمیت است. بر اساس مطالعه Gibson و

نتایج فرکانس فعالیت عضلات در دو گروه طی فاز هل دادن دوییدن در **جدول ۵** آمده است. اثر عامل خستگی بر فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی طی فاز هل دادن دوییدن از نظر آماری معنی دار بود ($d=۰/۱۴۰$ ، $P=۰/۰۴۹$). فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی بعد از خستگی در مقایسه با قبل از خستگی طی فاز هل دادن دوییدن در گروه تجربی دچار افزایش گردید. سایر متغیرهای مورد بررسی هیچگونه تفاوت آماری معنی داری را قبل و بعد از پروتکل خستگی نشان ندادند.

بحث

با توجه به نتایج این مطالعه، فرکانس فعالیت الکتریکی عضله پهن خارجی بعد از خستگی در مقایسه با قبل از خستگی طی فاز پاسخ

دویدن و عدم پاسخ مناسب به نیروهای عکس العمل زمین در راستای مختلف طی دویدن خواهد بود.^{۳۸} در مطالعه حاضر طی فاز تماس پاشنه پا با سطح زمین به لحاظ آماری هیچ تفاوت معنی داری مشاهده نشد. احتمالاً ثابت بودن سرعت آزمودنی‌ها منجر به هماهنگی فعالیت الکتریکی عضلات فلکسوری و اکستنسوری شده است که متعاقب آن سبب بروز اعمال نیروهای نامتقارن به مفاصل اندام تحتانی شده و در نهایت هیچگونه اختلافی در الکترومایوگرافی عضلات مشاهده نشده است. در همین راستا Kim و همکاران نشان دادند که پس از خستگی فلکسورهای زانو، هر چقدر اصطکاک پا با سطح زمین افزایش یابد؛ سرعت کاهش خواهد یافت.^{۳۹} در تبیین افزایش عامل خستگی عضله نیمه‌وتری طی فاز میانی دویدن می‌توان اظهار نمود که عضلات همسترینگ به ماهیت عملکرد اکستنشن ران نقش پررنگی در مرحله میانی اتکای دویدن ایفا می‌کنند.^{۴۱} بنابراین، افزایش فرکانس عضله نیم وتری در افراد مبتلا به COVID-19 احتمالاً به دلیل افزایش فعالیت این عضله باشد. در نهایت فاز هل دادن شامل مرحله بلند شدن پاشنه تا بلند شدن انگشتان پا می‌شود. فرکانس عضله پهن خارجی بعد از خستگی در مقایسه با قبل از آن طی فاز هل دادن دویدن دچار افزایش شد. عضله پهن خارجی جز حمایت کننده‌های زانو به‌شمار می‌رود که به ثبات مفصل زانو کمک می‌کند. براساس نتایج مطالعات گذشته احتمالاً افزایش دامنه فعالیت الکتریکی عضله پهن خارجی طی این فاز نشان از افزایش حمایت این عضله طی دویدن باشد.^{۴۲} براساس مطالعه Selfe و همکاران مهم‌ترین عضلات فعال در این فاز طی دویدن عضله پهن خارجی و عضله سیرینی میانی بودند.^{۴۰} به‌طوری که در این فاز دویدن، هر دو عضله سهم فعالیت بالایی نسبت به سایر عضلات اندام تحتانی دارند. با توجه به افزایش دامنه فعالیت الکتریکی عضله پهن خارجی در افراد با سابقه ابتلاء به COVID-19 نتایج حاکی از افزایش حمایت عضله پهن خارجی طی دویدن است.

از طرفی با توجه به مطالعات انجام گرفته شده در زمینه هیپوکسی (کاهش اکسیژن رسانی)، در دوران شیوع بیماری COVID-19، نتایج حاکی از آن است که ریه از عضوهای اصلی درگیر در بیماران بوده و متعاقب آن به دلیل کاهش اشباع خون سرخرگی خستگی‌های زودرس نمایان می‌گردد.^{۴۱} در همین راستا طی بیانیه سازمان بهداشت جهانی، احساس سنگینی روی قفسه سینه، بی‌حالی و خستگی هنگام دویدن به‌عنوان یکی از شاخصه‌های درگیری ریه تایید شده است. به‌طوری که آمار و ارقام در این زمینه نشان از ابتلاء نزدیک به ۷/۵ میلیون بیمار دارد که افت خون سرخرگی آنان به کمتر از ۹۳ میلی‌متر جیوه رسید.^{۴۲} در همین راستا رحیم‌پور مرادی و همکاران اثر خستگی بر برخی ویژگی‌های کینماتیکی حین گام‌برداری، تعادل و دقت شوت فوتبال در دانش‌آموزان متوسطه پسر عشایر کهنوج با

Edwards افزایش فعالیت عضله نیمه‌وتری در طی فاز میانی دویدن به دلیل افزایش اکستنشن و ادداکشن ران است^{۴۱} که با مطالعه حاضر همخوانی دارد. همچنین Sperling و همکاران اظهار داشتند که افراد با سابقه COVID-19 حین فعالیت با خستگی زودرس روبه‌رو هستند.^{۳۲} احتمالاً دلیل همسویی نتایج مطالعه با مطالعات پیشین به دلیل کاهش ظرفیت عملکردی ریه در این بیماران و متعاقب آن بروز خستگی است. با این حال ناهمسو با مطالعه حاضر، مطالعه قبلی ما در سال ۲۰۲۰ که اثر پروتکل خستگی بر فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در افراد دارای زانوی پرانتری طی دویدن با کفش چابکی ارزیابی شد؛ نتایج نشان داد که فعالیت الکتریکی عضلاتی همچون درشت‌نئی قدامی و نیم‌وتری به دنبال پروتکل خستگی دچار کاهش می‌شود.^{۱۶} احتمالاً دلیل ناهمسویی مطالعه حاضر به دلیل وجود ناهنجاری پای پرانتری و یا کفش چابکی باشد.

یافته‌ها حاکی از افزایش عامل خستگی برای عضله پهن خارجی از مرحله پیش‌آزمون تا پس‌آزمون بود. عضله پهن خارجی جز عضلات چهارسر ران بوده و از بخش فوقانی خط اینترتروکانتریک منشأ گرفته و از طریق تاندون عضلات چهارسر ران به کشکک زانو متصل می‌گردد. از عملکردهای مهم این عضله می‌توان به بازکردن ساق و ثبات کشکک اشاره نمود.^{۳۳} احتمالاً دلیل افزایش دامنه فعالیت الکتریکی عضله پهن خارجی در طول دویدن به دلیل مکانیسم دویدن باشد. زیرا در این راستا مطالعاتی اظهار نمودند که افزایش سرعت در ارتباط مستقیم با افزایش فعالیت الکتریکی عضلات چهارسر ران است.^{۳۵،۳۴}

در مطالعه حاضر ظرفیت عملکردی عضلات پایین تنه هنگام اجرای تکلیف حرکتی دویدن مورد سنجش قرار گرفت. با توجه به این که سهم عضلات در اجرای مراحل مختلف دویدن متفاوت است؛ بنابراین فعالیت عضلاتی که سهم بیشتری در اجرای آن فاز داشتند؛ مدنظر قرار گرفت. از مراحل مهم و کلیدی فاز دویدن معلق بودن هر دو پا در هواست که با نام Double Swing می‌شناسیم. تفاوت چشمگیر دویدن با راه‌رفتن حذف فاز میانه اتکا در دویدن است. در هنگام تماس پاشنه پا با زمین، برای ثبات زانو گروه عضلات چهارسر ران به صورت برونگرا و عضلات نیم وتری، دوسر رانی و دوقلو به صورت درونگرا فعالیت دارند. به‌طوری که فعالیت همزمان هر دو گروه عضلات در ثبات مفصل زانو اهمیت دارد.^{۳۶} براساس مطالعه Seegmiller و McCaw اختلال در فعالیت الکتریکی عضلات در فاز تماس پاشنه پا با سطح زمین در جذب و تعدیل نیروهای عکس العمل زمین موثر بوده و می‌تواند زمینه اصلی برای بروز آسیب‌های اندام تحتانی باشد.^{۳۷} به عبارتی اختلال در فعالیت الکتریکی عضلات فلکسوری و اکستنسوری زانو در این مرحله از دویدن یکی از عوامل اساسی بروز آسیب به اغتشاش‌های ناشی از

کمتر دچار آسیب شده بودند. به منظور اثبات هرچه بهتر نتایج نیاز به انتخاب نمونه بیشتر و بررسی همزمان هر دو جنس پیشنهاد می گردد.

نتیجه گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که افزایش فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در فازهای مختلف دویدن پس از خستگی در افراد با سابقه ابتلاء به COVID-19 می تواند به دلیل کاهش هماهنگی عصبی عضلانی باشد.

تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل پایان نامه خانم زینب نوروزی برای اخذ درجه کارشناسی ارشد در رشته بیومکانیک ورزشی از دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی دانشگاه محقق اردبیلی بود. بدین وسیله از همه آزمون دنی های شرکت کننده در مطالعه صمیمانه تشکر می نمایم. بین نویسندگان تضاد منافع وجود ندارد.

References

- Keshkar S, Dickson G, Ahonen A, Swart K, Addesa F, Epstein A, et al. The Effects of Coronavirus Pandemic on the Sports Industry: An Update. *Ann Appl Sport Sci.* 2021;9(1):e964. doi: 10.29252/aassjournal.964.
- Shendy W, Ezzat MM, Elaidy DA, Elsherif AA. Prevalence of fatigue in patients post Covid-19. *European Journal of Molecular and Clinical Medicine.* 2021;8(3):1330-40.
- Nalbandian A, Desai AD, Wan EY. Post-COVID-19 Condition. *Annu Rev Med.* 2023 Jan;74:55-64. doi: 10.1146/annurev-med-043021-030635.
- Gülhan PY, Arbak PM, Annakkaya AN, Balbay EG, Balbay ÖA. An assessment of post-COVID-19 infection pulmonary functions in healthcare professionals. *American Journal of Infection Control.* 2022 Oct;50(10):1125-32. doi: 10.1016/j.ajic.2022.07.003.
- Anastasio F, Barbuto S, Scarnecchia E, Cosma P, Fugagnoli A, Rossi G, et al. Medium-term impact of COVID-19 on pulmonary function, functional capacity and quality of life. *Eur Respir J.* 2021 Sep;58(3):2004015. doi: 10.1183/13993003.04015-2020.
- Ade CJ, Turpin VG, Parr SK, Hammond ST, White Z, Weber RE, et al. Does wearing a facemask decrease arterial blood oxygenation and impair exercise tolerance? *Respir Physiol Neurobiol.* 2021 Dec;294:103765. doi: 10.1016/j.resp.2021.103765.
- Behrens M, Gube M, Chaabene H, Prieske O, Zenon A, Broscheid KC, et al. Fatigue and Human Performance: An Updated Framework. *Sports Med.* 2023 Jan;53(1):7-31. doi: 10.1007/s40279-022-01748-2.
- Cifrek M, Medved V, Tonković S, Ostojić S. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2009 May;24(4):327-40. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010.
- Liu Z, Yang C, Yu J, Zhao X, Wu J, Zhang Y, et al. The Effect of Muscles Fatigue on the Knee's Kinetics and Kinematics Characteristics. *Sustainability.* 2023;15(4): 3029. doi: 10.3390/su15043029.
- Jaafarnejad AA, Valizade-Orang A, Ghaderi K. [Comparison of Muscular Activities in Patients with Covid19 and Healthy Control Individuals during Gait]. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine.* 2021;10(1):168-74. doi: 10.22037/jrm.2021.114587.2563. [Article in Persian]
- Jones DA. Muscle fatigue due to changes beyond the neuromuscular junction. *Ciba Found Symp.* 1981;82:178-96. doi: 10.1002/9780470715420.ch11.
- Dehghani M, Mokhtari Malek Abadi A, Jafarnejadgero AA. [Effect of Knee Brace on the Electric Activity of Selected Lower Limb Muscles during Walking in Older Adults]. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine.* 2022;11(1):14-27. doi: 10.32598/SJRM.11.1.2. [Article in Persian]
- Waters RL, Morris JM. Electrical activity of muscles of the trunk during walking. *J Anat.* 1972 Feb;111(Pt 2):191-99.
- Mündermann A, Wakeling JM, Nigg BM, Humble RN, Stefanyshyn DJ. Foot orthoses affect frequency components of muscle activity in the lower extremity. *Gait Posture.* 2006 Apr;23(3):295-302. doi: 10.1016/j.gaitpost.2005.03.004.
- Gerlach KE, White SC, Burton HW, Dorn JM, Leddy JJ, Horvath PJ. Kinetic changes with fatigue and relationship to injury in female runners. *Med Sci Sports Exerc.* 2005 Apr;37(4):657-63. doi: 10.1249/01.mss.0000158994.29358.71.
- Jafarnejadgero, A., Zivari, M. [Effect of fatigue protocol on lower limb muscle activities in individuals with genu varus during running with agility shoes]. *Studies in Sport Medicine.* 2020;12(28):55-70. doi: 10.22089/smj.2021.10190.1469. [Article in Persian]
- Walsh M, Peper A, Bierbaum S, Karamanidis K, Arampatzis A. Effects of submaximal fatiguing contractions on the components of dynamic stability control after forward falls. *J Electromyogr Kinesiol.* 2011 Apr;21(2):270-75. doi: 10.1016/j.jelekin.2010.12.005.
- Naderi A, Baloochi R, Rostami KD, Fourchet F, Degens H. Obesity and foot muscle strength are associated with high dynamic plantar pressure during running. *Foot (Edinb).* 2020 Sep;44:101683. doi: 10.1016/j.foot.2020.101683.
- Sasimontongkul S, Bay BK, Pavol MJ. Bone contact forces on the distal tibia during the stance phase of running. *J Biomech.* 2007;40(15):3503-509. doi: 10.1016/j.jbiomech.2007.05.024.
- Haiming G, Danping Y, Shulin S, Xinmin L. Least-squares mixed finite element method for a class of stokes equation. *Appl Math Mech.* 2000; 21:557-66. doi: 10.1007/BF02459037.
- Jafarnejadgero AA, Hamlabadi MP, Sajedi H, Granacher U.

- Recreational runners who recovered from COVID-19 show different running kinetics and muscle activities compared with healthy controls. *Gait Posture*. 2022 Jan;91:260-65. doi: 10.1016/j.gaitpost.2021.11.002.
22. 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. *J Bone Joint Surg Am*. 2007 Dec;89(12):2723-31. doi: 10.2106/JBJS.F.01016.
23. Jafarnejadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. *Gait Posture*. 2017 Mar;53:236-40. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.02.006.
24. Borg G. Borg's Perceived Exertion and Pain Scales. Champaign: Human Kinetics. 1998.
25. Koblbauer 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. doi: 10.1016/j.jsams.2013.05.013.
26. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, results of the SENIAM project, is a publication of the SENIAM project. Roessingh Research and Development Publisher.
27. Kamonseki DH, Gonçalves GA, Liu CY, 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 Jun; 23:76-82. doi: 10.1016/j.math.2015.10.006.
28. 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. doi: 10.1016/s1050-6411(00)00027-4.
29. Valizadeorang A, Ghorbanlou F, Jafarnejadgero AA, 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]. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2019;8(2):159-68. doi: 10.22037/jrm.2018.111377.1950. [Article in Persian]
30. Eriksson K, Hamberg P, Jansson E, Larsson H, Shalabi A, Wredmark T. Semitendinosus muscle in anterior cruciate ligament surgery: Morphology and function. *Arthroscopy*. 2001 Oct;17(8):808-17. doi: 10.1016/s0749-8063(01)90003-9.
31. Gibson H, Edwards RH. Muscular exercise and fatigue. *Sports Med*. 1985 Mar-Apr;2(2):120-32. doi: 10.2165/00007256-198502020-00004.
32. Sperling S, Fløe A, Leth S, Hyldgaard C, Gissel T, Topcu A, et al. Fatigue Is a Major Symptom at COVID-19 Hospitalization Follow-Up. *J Clin Med*. 2022 Apr 25;11(9):2411. doi: 10.3390/jcm11092411.
33. Becker I, Baxter GD, Woodley SJ. The vastus lateralis muscle: an anatomical investigation. *Clin Anat*. 2010 Jul;23(5):575-85. doi: 10.1002/ca.20974.
34. Farahbakhsh M, Daneshjoo A, Sahebozamani M, Nikoobe R. [Effects of Six Weeks of Modified and Standard Nordic Hamstring Exercises on Electromyography of Hamstring, Hip And Trunk Muscles and Sprint Performance in Young Male Football Players]. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2023;11(6):906-21. doi: 10.32598/SJRM.11.6.5. [Article in Persian]
35. Rastegar M, Naser Melli MH, Sarshin A. [Age- and Speed-Related Differences in Myoelectrical Activity of Leg Muscles during Walking between Younger and Older Adults]. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2017;6(1):19-27. doi: 10.22037/jrm.2017.1100254. [Article in Persian]
36. Abe D, Muraki S, Yanagawa K, Fukuoka Y, Niihata S. Changes in EMG characteristics and metabolic energy cost during 90-min prolonged running. *Gait Posture*. 2007 Oct;26(4):607-10. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.12.014.
37. Seegmiller JG, McCaw ST. Ground Reaction Forces Among Gymnasts and Recreational Athletes in Drop Landings. *J Athl Train*. 2003 Dec;38(4):311-14.
38. Shultz SJ, Perrin DH, Adams MJ, Arnold BL, Gansneder BM, Granata KP. Neuromuscular Response Characteristics in Men and Women After Knee Perturbation in a Single-Leg, Weight-Bearing Stance. *J Athl Train*. 2001 Mar;36(1):37-43.
39. Kim S, Lockhart T, Yoon HY. Relationship between age-related gait adaptations and required coefficient of friction. *Saf Sci*. 2005 Aug;43(7):425-36. doi: 10.1016/j.ssci.2005.08.004.
40. Selfe J, Richards J, Thewlis D, Kilmurray S. The biomechanics of step descent under different treatment modalities used in patellofemoral pain. *Gait Posture*. 2008 Feb;27(2):258-63. doi: 10.1016/j.gaitpost.2007.03.017.
41. Ketabchi F, Sepehrinezhad A. [The Role of Estradiol in Pulmonary Hemodynamics during Ventilation with Hypoxic Gas in Female Rats Subjected to Cirrhosis]. *Iran South Med J* 2018;21(5):362-73. [Article in Persian]
42. Moorthy V, Henao Restrepo AM, Preziosi MP, Swaminathan S. Data sharing for novel coronavirus (COVID-19). *Bull World Health Organ*. 2020 Mar;98(3):150. doi: 10.2471/BLT.20.251561.
43. Rahimpour Moradi R, Amirseyfardini M, Amiri-Khorasani M. [Effect of Fatigue on Some Kinematic Characteristics During Gait, Balance, and Accuracy of Football Shots in High School Boys of Kahnooj Nomads With a History of Coronavirus]. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2022;10(6):1352-65. doi: 10.32598/SJRM.10.6.3. [Article in Persian]
44. Barbieri FA, Lee YJ, Gobbi LT, Pijnappels M, Van Dieën JH. The effect of muscle fatigue on the last stride before stepping down a curb. *Gait Posture*. 2013 Apr;37(4):542-46. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.09.015.
45. Gheitani M, Bayattork M, Hovanloo F, Porrajab H. [Comparing the Effect of a Fatigue Protocol on Kinematic Gait Parameters in Students With Genu Valgum and Genu Varum and Their Normal Peers]. *PTJ*. 2019;9(2):97-106. doi: 10.32598/ptj.9.2.97.