

Comparing the Effect of Exhaustive Fatigue Protocol on Ankle Muscle Co-contraction during Walking in Healthy and with a Pronated Foot Individuals

Ahmad Fasihi¹, Marefat Siahkohian^{1*}, Amir Ali Jafarnezhadgero¹, Lotfali Bolboli¹,
Hamed Sheikhalizade¹, Leila Fasihi²

¹Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

²Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Physical Education and Sport Science, University of Allameh Tabatabaai, Tehran, Iran

Received: 2020/11/05

Accepted: 2021/02/03

Online published: 2020/03/15

Abstract

Introduction: Fatigue and deformities in the lower extremities such as the pronate foot can adversely affect the biomechanics of human movements and walking. Under fatigue conditions, the biomechanical differences of pronate and healthy feet are more easily identified. Therefore, the aim of this study was to investigate the effect of helpless fatigue protocol on all ankle muscle contractions in pronate and healthy individuals during walking.

Materials and Methods: Fourteen young men with pronate feet and 14 healthy men participated in this study. Electromyographic activity of selected muscles was recorded before and after the fatigue protocol. Data were analyzed using SPSS software and two-way analysis of variance with repeated measures.

Results: The results showed that after fatigue, all general contractions in pronate and healthy foot groups decreased significantly during the heel contact phase ($P=0.040$). Also, the directional contraction in both groups increased significantly during the heel separation phase ($P=0.022$) and oscillation ($P=0.039$) in the pretest compared to the posttest. The other components did not show any significant differences.

Conclusion: The change in all the contractions of the muscles around the ankle joint indicates an increase in pressure on its internal structures. Abnormal anatomical changes in the feet of these people after fatigue may put them at risk for overload or injury. Therefore, it is suggested that in examining the effects of fatigue on gait mechanics and the incidence of gait injuries, attention should be paid to all muscle contractions in the joints.

Keywords: Pronated Foot, Co-contraction, Fatigue, Walking.

* **Corresponding Author:** Marefat Siahkohian. Professor of Exercise Physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran, Email: m_siahkohian@uma.ac.ir

Extended Abstract

The feet have a number of physiologic functions, including stabilizing the body and absorbing and distributing forces on the body. The optimal performance of which depends on the arch of the foot, including the internal longitudinal arch. People with pronated foot suffer from many biomechanical inefficiencies in the foot and ankle. Since the foot is the most important means of interaction between the ground, its structure plays a crucial role in maintaining the effective performance of walking, so that any deviation in the foot causes abnormal movement during walking. Fatigue and abnormalities in the lower extremities, such as the pronated foot, can adversely affect on the biomechanics of human movements, such as walking, and lead to the absence of all muscle contractions and unstable symptoms in the joints of the lower limbs (ankles). The heart rate deflection point (HRDP) can be used as a non-invasive tool in determining the anaerobic threshold. Also, this protocol is very similar to the speed of runners in endurance races and the athlete feels tired during the race. Therefore, the researcher used the fatigue running protocol at the level of HRDP in this study. Recognizing the effect of exhaustive fatigue protocol of running at the HRDP on contractions of the muscles around the ankle while walking; in addition to helping people with pronated foot to rehabilitation, weight loss and higher quality of life; also, it can also provide a new perspective on biomechanics and other rehabilitation professionals to better implement the rehabilitation programs. So, the aim of this study was to investigate the effect of exhaustive protocol on ankle muscle co-contraction in healthy individuals and with pronated foot during walking.

Materials and Methods

Fourteen healthy men and 14 people with pronated foot from male students of Mohaghegh Ardabili University were participated in this study. The subjects in the healthy group were randomly selected, but the subjects in the pronated foot group were selected after examination and having a flat foot. The present study was quasi-experimental. The fatigue protocol of this study was to run at the HRDP level until fatigue. The electrical activity of the Tibialis anterior and middle Gastrocnemius muscles were recorded in two stages of pre-test and post-test using electromyography. In order to obtain the amplitude of electrical activity of muscles, the method of calculating root-mean-square was used. Peak activity of these muscles was recorded as the most voluntary isometric contraction. The Shapiro-Wilk test was used to investigate the normality of data distribution. Data analyzed by two-way analysis of variance with repeated measures and Bonferroni post hoc for pairwise comparisons using SPSS software version 25 at the significance level of $P \leq 0.05$.

Results

The results showed that after fatigue, all general co-contraction in both pronated and healthy foot groups decreased significantly during the heel contact phase ($p=0.040$). Also, after fatigue, directional co-contraction increased significantly during push-off ($p=0.022$) and swing phases ($p=0.039$) in pre-test compared to post-test in both pronated and healthy foot groups. The other components did not show any significant differences. Table 1 shows the descriptive characteristics of the subjects in the two groups of pronated and healthy feet.

Table 1. Anthropometric characteristics of participants

variables	Group with pronated-feet	Normal controls	between group differences (p values)
Age (year)	22.2 ± 1.9	22.2 ± 2.5	0.985
Body height (cm)	169.3 ± 5.5	178.0 ± 6.6	0.103
Body mass (kg)	68.4 ± 8.4	75.0 ± 8.2	0.198
Body mass index (kg/m ²)	25.2 ± 5.3	23.8 ± 3.4	0.372
Navicular drop (mm)	11.7 ± 1.2	6.8 ± 0.7	<0.001

Conclusion

The results of this study showed that there was a significant reduction in general co-contraction of the muscles around the ankle during walking following fatigue caused by the helpless protocol in both

pronated and healthy foot groups compared to the pretest. It is possible that, the transmission of messages from tired muscles to nerve centers is disrupted after tiring and leads to a decrease in nerve velocity and ultimately to the inability to produce adequate compensatory contraction or movements. In fact, when muscles are tired, the ability to produce the proper muscular responses needed to maintain joint stability is reduced, which can lead to more contractile changes in individuals, which can lead to decreased motor function, gait pattern, and even injury. Finally, it is suggested that in examining the effects of fatigue on gait mechanics and the incidence of gait injuries, all muscle co-contraction in the joints should be considered to determine whether these changes were made to compensate for traumatic mechanical changes after fatigue, or they are related to the adaptation of muscles to long-term activity.

Author contribution: All authors were contributed equally in the work.

Conflict of Interest/Funding/Supports: The authors stated that have no Conflict of interest or funding supports in this study.

Ethical Considerations: The ethics committee of the Ardabil University of Medical Sciences has approved the study design (IR.ARUMS.REC.1397.301).

Applicable Remarks: In addition to significantly helping people with pronated feet in connection with rehabilitation programs, weight loss and improving the quality of life, can provide a new perspective for biomechanics and other rehabilitation specialists in the implementation of rehabilitation programs.

مقایسه تأثیر پروتکل خستگی در مانده ساز بر هم انقباضی عضلات مچ پا طی راه رفتن در افراد دارای پای سالم و با پای پرونیت

احمد فصیحی^۱، معرفت سیاه کوهیان^{۱*}، امیرعلی جعفرنژاد گرو^۱، لطفعلی بلبلی^۱، حامد شیخ‌علیزاده^۱، لیلا فصیحی^۲

^۱ گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
^۲ گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران، ایران

انتشار آنلاین: ۱۳۹۹/۱۲/۲۵

پذیرش: ۱۳۹۹/۱۱/۲۵

دریافت: ۱۳۹۹/۸/۱۵

چکیده

مقدمه: خستگی و ناهنجاری در اندام تحتانی مانند پای پرونیت می‌تواند بر بیومکانیک حرکات انسان مانند راه رفتن، تأثیر منفی بگذارد. تحت شرایط خستگی اختلافات بیومکانیکی افراد پای پرونیت و سالم آسان‌تر مشخص می‌شود؛ بنابراین هدف این مطالعه بررسی تأثیر پروتکل خستگی در مانده‌ساز بر هم‌انقباضی عضلات مچ پا در افراد پای پرونیت و سالم طی راه رفتن بود.

مواد و روش‌ها: تعداد چهارده نفر مرد جوان با پای پرونیت و ۱۴ نفر با پای سالم در این مطالعه شرکت کردند. فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب قبل و بعد از اجرای پروتکل خستگی ثبت گردید. داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار Spss و آزمون آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌گیری‌های مکرر مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

نتایج: یافته‌ها نشان داد که بعد از خستگی هم‌انقباضی عمومی در گروه پای پرونیت و سالم طی فاز تماس پاشنه، به‌طور معنی‌داری کاهش یافت ($P=0/040$). هم‌چنین هم‌انقباضی جهت‌دار در هر دو گروه طی فاز جدا شدن پاشنه ($P=0/022$) و نوسان ($P=0/039$) در پیش‌آزمون در مقایسه با پس‌آزمون به‌طور معنی‌داری افزایش یافت. سایر مؤلفه‌ها هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری را نشان ندادند.

نتیجه‌گیری: تغییر در هم‌انقباضی عضلات اطراف مفصل مچ پا نشان از افزایش فشار بر ساختارهای داخلی آن می‌باشد. شاید وجود تغییرات آناتومیکی غیرطبیعی در پای این افراد بعد از خستگی آن‌ها را در معرض خطر اضافه‌بار یا آسیب قرار دهد؛ بنابراین، پیشنهاد می‌شود که در بررسی اثرات ناشی از خستگی بر مکانیک راه رفتن و بروز آسیب‌های ناشی از راه رفتن به هم‌انقباضی عضلات در مفاصل توجه شود.

کلمات کلیدی: پای پرونیت، هم‌انقباضی، خستگی، راه رفتن.

***نویسنده مسئول:** معرفت سیاه کوهیان، استاد فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران، تلفن: ۰۹۸۴۵۳۳۵۱۲۸۰۳، ایمیل: m_siahkohian@uma.ac.ir

مقدمه

یکی از ناهنجاری‌های اندام تحتانی، پرونیشن پا است که می‌تواند عوارضی مانند کاهش قوس طولی داخلی پا ایجاد کند که همراه با آن استخوان نای در سطح داخلی پا، افت پیدا می‌کند [۱]. پاهای وظایف متعددی از جمله فراهم کردن ثبات بدن و جذب و توزیع نیروهای وارد بر بدن را به عهده‌دارند که اجرای بهینه این اعمال به قوس‌های کف پا از جمله قوس طولی داخلی بستگی دارد [۲]. تحقیقات نشان داده است که ناهنجاری‌های ساختاری و عملکردی پا می‌تواند سبب بروز ناهنجاری‌های ساختاری جبرانی و تغییرات آناتومیکی غیرطبیعی در اندام تحتانی هنگام راه رفتن شود [۳]. افراد دارای پرونیشن پا دچار بسیاری از ناکارآمدی‌های بیومکانیکی در پا و مچ پا می‌شوند [۴]. پرونیشن پا می‌تواند موجب بی‌نظمی‌های بیومکانیکی در عملکرد فرد شود که این مسئله نیز منجر به درد تاندون آشیل، درد ساق، کشیدگی همسترینگ و کشیدگی عضلات چهار سر رانی می‌شود [۵]. مطالعات الکترومایوگرافی گزارش کردند که احتمال شکستگی ناشی از فشار در افراد دارای پای پرونیشن از افراد نرمال بیشتر است [۶]. بعلاوه پای پرونیٹ می‌تواند باعث تغییر در تحریک‌پذیری مفاصل مچ پا [۷] و همچنین تغییر و اختلال در کنترل پاسچر شود و در نتیجه باعث تغییر فعالیت عضلات گردد [۸].

از جمله وظیفه عمده و اصلی اندام تحتانی راه رفتن است که با حفظ تعادل، جذب نیروهای حاصل از برخورد پا با سطح زمین و تولید نیروهای جلوبرنده اصلی‌ترین نقش را در ایجاد الگوی یکپارچه و هماهنگ راه رفتن دارد [۹، ۱۰]. دستگاه اسکلتی-عضلانی بدن انسان مجموعه‌ای به هم پیوسته است که هرگونه تغییر در بخشی از آن می‌تواند بر سایر قسمت‌ها اثر گذاشته و باعث بروز مشکلاتی در مهارت‌های حرکتی پایه مانند راه رفتن شود [۱۱]. تعامل مناسب بین مفاصل و عوامل دخیل در حرکت، اساس راه رفتن کارآمد است که عدم تعامل مناسب می‌تواند بر بیومکانیک راه رفتن اثرگذار باشد، از عواملی که می‌توانند کینتیک، کینماتیک، فعالیت عضلانی و مصرف انرژی را در حین راه رفتن تغییر دهند، می‌توان به عواملی مانند آسیب‌دیدگی رباطی مفصلی، بیماری‌های عصبی عضلانی و خستگی اشاره کرد [۴، ۵] به نظر می‌رسد که خستگی رایج‌ترین عامل به هم خوردن تعامل مناسب بین مفاصل اندام تحتانی حین راه رفتن باشد [۱۲]. برخی از گزارش‌ها پیشین نشان داده‌اند که خستگی با کاهش عملکرد و کارایی سیستم عصبی-عضلانی، اختلال در فعال‌سازی هم‌زمان عضلات موافق و مخالف، کاهش قدرت و ظرفیت عملکردی عضلات همراه می‌باشد [۷]. فرمان عصبی در سطح معینی از انقباض عضلانی تعداد معینی عضله موافق و مخالف را به‌طور هم‌زمان فعال می‌کنند. اگر عضله موافق دچار خستگی شود نمی‌تواند به‌طور مناسب به فرمان عصبی پاسخ دهد و در این مواقع عضله مخالف به‌صورت نرمال یا بیشتر از حد نرمال به فرمان عصبی پاسخ می‌دهد [۱۳]. از آنجاکه پا مهم‌ترین وسیله تعامل بین زمین و بدن انسان است، ساختار پا نقش تعیین‌کننده‌ای در حفظ کارایی مؤثر راه رفتن دارد

به‌طوری‌که هرگونه انحراف در پا باعث حرکت غیرطبیعی آن هنگام راه رفتن شده و اثر خود را به شکل زنجیروار به مفاصل و اندام فوقانی انتقال می‌دهد [۱۴].

خستگی به‌وسیله ناتوانی برای تولید نیروی کافی برای اجرای حرکت موردنظر یا کاهش در تولید نیرو در حین اجرای یک وظیفه حرکتی معین بیان می‌شود [۱۵]. خستگی و ناهنجاری در اندام تحتانی مانند پای پرونیٹ می‌تواند بر بیومکانیک حرکات انسان مانند راه رفتن، تأثیر منفی بگذارد و منجر به بروز عدم هم‌انقباضی عضلانی و علائم ناپایدار در مفاصل اندام تحتانی (مچ پا) شود [۱۶]. ارغوانی و همکاران (۲۰۱۸)، با بررسی تأثیر پروتکل خستگی عملکردی بر کنترل قامت و تعادل افراد با قوس کف پای صاف، اختلال در تعادل افراد دارای ناهنجاری کف پا به‌خصوص در افراد کف پای صاف ساختاری را بعد از خستگی را گزارش کردند [۱۷]. شریف مرادی و همکاران (۲۰۱۸)، اثر خستگی بر متغیرهای زمانی مکانی و گشتاور عضلانی مچ پای افراد دارای صافی کف پا هنگام راه رفتن بررسی کردند و کاهش گشتاور پلانتر فلکسوری و افزایش گشتاور اینورتوری در افراد کف پای صاف را گزارش کردند [۱۸]. ایل بیگی و همکاران (۲۰۱۸)، با مقایسه فعالیت الکتریکی عضلات ساق پا در افراد با پای صاف و پای طبیعی حین راه رفتن روی نوار گردان با سرعت‌های متفاوت، افزایش فعالیت عضله درشتنی قدامی در گروه کف پای صاف و فعالیت عضله دوقلو در افراد کف پای طبیعی را گزارش کردند [۱۹]. مرور تحقیقات صورت گرفته در این زمینه نشان داد که اغلب این پژوهش‌ها برای اعمال خستگی از پروتکل‌های گوناگونی چون پروتکل خستگی ایزوکنتیک [۲۰]، پروتکل عضلانی موضعی [۲۱]، پروتکل خستگی عملکردی [۱۷] و پروتکل خستگی ارائه شده توسط کوپل باور^۱ و همکاران [۲۲] استفاده شده است. از آنجاکه پذیرفته شده نقطه‌ی شکست ضربان قلب^۲ (HRDP) می‌تواند به‌عنوان ابزاری غیرتهاجمی در تعیین آستانه بی‌هوای مورد استفاده قرار گیرد [۲۳]، و همچنین با توجه به این که این پروتکل شباهت بسیاری به‌سرعت دویدن دهنده‌ها در دوهای استقامتی و احساس خستگی ورزشکار در طول مسابقه دارد [۲۴]. [۲۵]؛ بنابراین محقق از پروتکل خستگی وامانده ساز دویدن در سطح HRDP در این پژوهش استفاده کرده است؛ و با توجه به تغییرات ساختاری و عملکردی پا شامل اورژن طولانی مدت پاشنه، کاهش کارآمدی راه رفتن و کاهش جذب ضربه در افراد پای پرونیٹ [۲۶]. لذا شناخت اثر پروتکل خستگی درمانده ساز (دویدن در سطح HRDP) بر هم‌انقباضی عضلات اطراف مچ پا حین راه رفتن، علاوه بر کمک قابل توجهی به افراد پای پرونیٹ در ارتباط با برنامه‌های توان‌بخشی، کاهش وزن و بهبود کیفیت زندگی، می‌تواند نگرش جدیدی در اختیار متخصصان بیومکانیک و سایر توان‌بخشان در اجرای هرچه بهتر برنامه توان‌بخشی قرار دهد؛ بنابراین، هدف از مطالعه حاضر بررسی اثر پروتکل درمانده ساز بر هم‌انقباضی عضلات

¹ Koblbauer

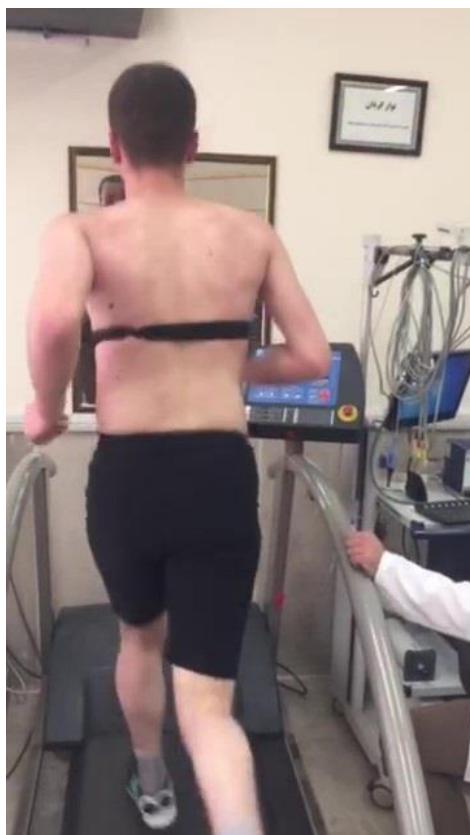
² Heart rate deflection point

مچ پای افراد سالم و با پای پرونیت طی راه رفتن بود.

[۳۰]. پس از اتمام پروتکل از شرکت‌کنندگان خواسته شد تا با دویدن به مدت ۲ دقیقه با سرعت خودانتخابی مرحله سرد کردن را انجام دهند.

مواد و روش‌ها

تعداد چهارده نفر پای سالم و ۱۴ نفر دارای کف پای صاف از دانشجویان پسر دانشگاه محقق اردبیلی در این تحقیق شرکت کردند. آزمودنی‌های گروه سالم به صورت تصادفی انتخاب شدند و آزمودنی‌های گروه پای پرونیت به صورت نمونه در دسترس پس از معاینه و دارا بودن کف پای صاف در این تحقیق شرکت کردند. مطالعه حاضر از نوع شبه تجربی بود و بین متغیرهای قد، جرم و سن گروه پای پرونیت و کف پای سالم تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد. از روش افتادگی استخوان ناوی و ارتفاع ناوی نرمال شده مربوط به پای برتر برای تقسیم‌بندی آزمودنی‌ها در گروه کف پای پرونیت استفاده شد [۲۷]. شرایط پذیرش افراد در این مطالعه عبارت بودند از جنسیت مرد، نداشتن سابقه جراحی، شکستگی، مشکلات عصبی-عضلانی، دیابت یا هرگونه بیماری تأثیرگذار بر مهارت راه رفتن و دویدن. قبل از انجام پژوهش از آزمودنی‌ها درخواست شد که در مرکز سلامت و تندرستی دانشکده علوم تربیتی و روان‌شناسی دانشگاه محقق اردبیلی حضور به هم رسانند و کلیه مراحل پژوهش از قبیل پروتکل خستگی، پیش‌آزمون و پس‌آزمون و خطرات احتمالی برای آن‌ها توضیح داده شد، سپس رضایت‌نامه کتبی را تکمیل و امضاء نمودند. پروتکل خستگی درمانده ساز این مطالعه، دویدن در سطح HRDP تا رسیدن به خستگی بود. HRDP نقطه انحراف ضربان قلب از خط مستقیم در بررسی ارتباط بین بارکار و تعداد ضربان قلب تعریف می‌شود که به‌عنوان ملاکی برای برنامه‌ریزی شدت تمرینات هوازی مورد استفاده واقع می‌شود [۲۸]. به‌طورکلی تحقیق حاضر دارای دو پروتکل بود. پروتکل اول تعیین HRDP برای هر آزمودنی و پروتکل دوم (پروتکل درمانده ساز) دویدن در سطح HRDP تا رسیدن به مرز خستگی بود. هر دو پروتکل بر روی تردمیل انجام گردید.



تصویر ۱: تعیین میزان HRDP

روش اجرای پروتکل اول و دوم: در اجرای پروتکل اول جهت تعیین HRDP آزمودنی‌ها حدود ۱۰ الی ۱۵ دقیقه در ۵۰٪ ماگزیم ضربان قلب گرم نمودند و حرکات کششی انجام دادند. سپس آن‌ها آزمون فزاینده ورزشی کوتاه‌مدت بر روی تردمیل (GXT) را شروع کردند، به‌طوری‌که این آزمون دارای مراحل ۳۰ ثانیه‌ای متوالی با سرعت ثابت و شیب ۱/۵٪ بود. سرعت دویدن هنگام انتقال به مرحله بعدی ۱ کیلوگرم بر ساعت افزایش یافت [۲۹]. این مراحل ادامه پیدا کرد تا اینکه آزمودنی در مقیاس بورگ نمره بالاتر از ۱۷ را اعلام کرد [۳۰]. تغییرات ضربان قلب فعالیت آزمودنی‌ها در طول اجرای پروتکل توسط دستگاه پولار لحظه‌به‌لحظه ثبت شد. افراد حین اجرای پروتکل از دیدن سرعت دویدن و میزان ضربان قلب روی مانیتور نوارگردان منع شده بودند (تصویر ۱). نهایتاً اطلاعات در کامپیوتر شخصی وارد برنامه رایانه‌ای طراحی شده به روش دی‌مکس گردید. HRDP با استفاده از مدل ریاضی خط مستقیم موازی، برای هر آزمودنی محاسبه شد. دو روز بعد از تعیین HRDP آزمودنی‌ها جهت اجرای پروتکل خستگی در سطح HRDP فراخوانده شدند، بعداً اینکه مانند پروتکل اول خود را گرم کردند، بر روی تردمیل، پروتکل فزاینده ورزشی تا رسیدن به سطح HRDP را اجرا کردند و در این سطح به‌طور ثابت آن‌قدر ادامه دادند تا اینکه آزمودنی در مقیاس بورگ نمره بالاتر از ۱۷ را اعلام کرد

ثبت فعالیت الکتریکی عضلات: فعالیت الکتریکی عضلات درشت‌نی قدامی و دوقلوی میانی در دو مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی (بیو متریکس ال تی دی، انگلستان) ۸ کاناله بی‌سیم و جفت الکترودهای سطحی Ag/AgCl دوقطبی (فاصله ۲۵ میلی‌متر از مرکز تا مرکز، امپدانس ورودی ۱۰۰ مگا اهم، نسبت رد سیگنال مشترک، کمتر از ۱۱۰ دسی‌بل در ۵۰ تا ۶۰ هرتز) ثبت گردید. فیلترهای پایین‌گذر ۵۰۰ هرتز و بالاگذر ۱۰ هرتز و همچنین، فیلتر ناتج (برای حذف نویز برق شهری) ۶۰ هرتز جهت فیلترینگ داده‌های خام الکترومایوگرافی در نظر گرفته شد [۱]. محل الکترودها در عضله درشت‌نی قدامی، بر روی یک سوم خط اتصال‌دهنده از سر فوقانی استخوان نازک‌نی به قوزک داخلی مچ پا و در راستای تارهای عضله قرار داده شد [۳۱]. در عضله دوقلوی داخلی، الکترود بر روی برجسته‌ترین بخش عضله قرار داده شد [۳۱]. نرخ نمونه‌برداری در فعالیت الکتریکی عضلات، ۱۰۰۰ هرتز بود. محل عضلات منتخب و اعمالی مانند تراشیدن موی محل الکترود گذاری و تمیز کردن با الکل ۷۰٪، شرکت کیمیا الکل ایران طبق توصیه‌نامه SENIAM انجام شد [۳۲]. جهت به دست آوردن دامنه فعالیت الکتریکی عضلات، از روش محاسبه جذر میانگین مربعات استفاده گردید. اوج فعالیت عضلات مذکور به صورت بیشترین انقباض ایزومتریک ارادی ثبت شد.

به‌عنوان نمونه، بیشترین انقباض ایزومتریک ارادی فعالیت عضله دوقلوی میانی به این صورت ثبت شد که از آزمودنی درخواست گردید روی یک‌پا

کف پای-انگشتی نصب شد، در طبقه بندی مراحل مختلف راه رفتن از لحظه تماس پاشنه با زمین تا لحظه تماس انگشتان با زمین به عنوان مرحله تماس پاشنه، فاصله زمانی بین تماس انگشتان با زمین تا جدا شدن پاشنه به عنوان مرحله میداستانس، فاصله زمانی بین جدا شدن پاشنه از زمین تا جدا شدن انگشتان از زمین به عنوان مرحله پروپالژن و فاصله بین جدا شدن پا از زمین و تماس بعدی پا شنه به عنوان مرحله نو سان در نظر گرفته شد [۳۶]. برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها، از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده شد. جهت تحلیل آماری داده‌ها از آزمون آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌گیری‌های مکرر و به منظور مقایسه‌های جفتی از آزمون تعقیبی بونفرونی استفاده شد. کلیه آزمون‌ها با استفاده از نرم‌افزار "اس پی اس اس" نسخه ۲۵ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت، سطح معنی‌داری $P \leq 0.05$ در نظر گرفته شد. میزان اندازه اثر در پژوهش حاضر با استفاده از رابطه d کهن و به صورت رابطه ۴ محاسبه شد [۳۷].

$$D = \frac{M1-M2}{(SD1+SD2/2)} \quad \text{رابطه ۴:}$$

یافته‌ها

جدول ۱ ویژگی‌های تو صیفی آزمودنی‌ها را در دو گروه پای پرونیته و سالم نشان می‌دهد.

در **جدول ۲** میانگین و انحراف استاندارد هم‌انقباضی عمومی عضلات مچ پا طی مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون راه رفتن در دو گروه پای پرونیته و سالم آمده است. بر این اساس، اثر عامل خستگی در هم‌انقباضی عمومی مچ پا در فاز تماس پاشنه اختلاف معنی‌داری مشاهده شد ($P < 0.05$). نتایج آزمون تعقیبی حاکی از آن بود که هم انقباضی عمومی طی فاز تماس پاشنه در هر دو گروه پای پرونیته و سالم به ترتیب کاهش معنی‌داری به اندازه $-۴۶/۴۵$ و $-۲۹/۴۸$ طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون داشت ($d=0.42$ ، $\phi=0.40$).

پای سمت راست که الکتروود بر روی آن قرار دارد) بایستد و به مدت ۵ ثانیه بر روی پنجه خود قرارگیری [۳۳، ۳۴]. برای ثبت اوج فعالیت عضله درشت‌نی قدامی نیز آزمودنی پای خود را در زیر یک صفحه ثابت قرارداد و حرکت دور سی فلکشن را انجام داد (پاشنه روی زمین ثابت بود و پنجه‌رو به بالا حرکت کرد و در حالت انقباض کامل بدون تغییر، زاویه انقباض ایزومتریک را ایجاد کرد) و اوج فعالیت ایزومتریک این عضله ثبت گردید [۳۴]. تمام داده‌های الکترو مایوگرافی با استفاده از نرم‌افزار متلب مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

رابطه‌های تعیین هم انقباضی: برای تعیین مقادیر هم‌انقباضی عمومی و جهت‌دار در مراحل مختلف راه رفتن به ترتیب از رابطه ۱، ۲ و ۳ استفاده شد [۳۵].

رابطه ۱ مجموع فعالیت تمام عضلات اطراف مفصل مچ پا = هم‌انقباضی عمومی

رابطه ۲ میانگین فعالیت عضلات موافق / میانگین فعالیت عضلات مخالف -

۱ = هم‌انقباضی جهت‌دار

رابطه ۳ ۱- میانگین فعالیت عضلات موافق / میانگین فعالیت عضلات مخالف

= هم‌انقباضی جهت‌دار

ثبت مشخصه‌های زمانی: پس از نصب الکتروودها و حس‌گرهای فوت سوئیچ، از آزمودنی خواسته شد با سرعت راه رفتن تقریباً ۱/۲ متر بر ثانیه، مسیر مستقیم ۱۵ متری را بر روی سطح صاف زمین طی کند. هر آزمودنی ۶ مرتبه این مسیر را طی کرد و از بین آن‌ها، ۳ آزمایش از بهترین سیگنال‌های گرفته شده برای هر آزمودنی مشخص و برای محاسبات استفاده شد. سرعت راه رفتن فرد در طول مسیر با کرنومتر کنترل گردید [۲۱]. برای ثبت مشخصه‌های زمانی مرحله استانس یعنی تماس پاشنه با زمین و جدا شدن انگشتان از زمین از دو کلید پای استفاده شد، یکی از آن‌ها در ناحیه خارجی خلفی ترین بخش پاشنه و دیگری روی اولین مفصل

جدول ۱: توصیف آماری ویژگی‌های عمومی آزمودنی‌ها بر حسب میانگین و انحراف معیار

مشخصات	پای پرونیته (n=۱۴)	پای سالم (n=۱۴)	اختلاف بین دو گروه (P values)
سن (سال)	۲۲/۲ ± ۱/۹	۲۲/۲ ± ۲/۵	۰/۹۸۵
قد (سانتی‌متر)	۱۶۹/۳ ± ۵/۵	۱۷۸/۰ ± ۶/۶	۰/۱۰۳
وزن (کیلوگرم)	۶۸/۴ ± ۸/۴	۷۵/۰ ± ۸/۲	۰/۱۹۸
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	۲۵/۵ ± ۲/۳	۲۳/۳ ± ۸/۴	۰/۳۷۲
میزان افتادگی استخوان ناوی (میلی‌متر)	۱۱/۱ ± ۷/۲	۶/۰ ± ۸/۷	< ۰/۰۰۱

جدول ۲: میانگین مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون هم‌انقباضی عمومی مچ پا در دو گروه پای پرونیته و سالم طی پروتکل خستگی درمانده ساز

فاز	هم‌انقباضی	گروه پای پرونیته	میزان تغییر	گروه پای سالم	میزان تغییر	مقدار p					
تماس پاشنه <td>عمومی (درصد) (MVIC)</td> <td>۹۸/۱۸ ۱۴۶ ± ۴۹</td> <td>۵۱/۷۳ ۳۰ ± ۱۰/۸</td> <td>-۴۶/۴۵</td> <td>۷۶/۵۲ ± ۲۴/۸۱</td> <td>۴۶/۲۵ ± ۴/۳۴</td> <td>۰/۴۰</td> <td>۲۹/۴۸</td> <td>۰/۴۰</td> <td>۱۵۸۰</td> <td>۱۶۵۱</td>	عمومی (درصد) (MVIC)	۹۸/۱۸ ۱۴۶ ± ۴۹	۵۱/۷۳ ۳۰ ± ۱۰/۸	-۴۶/۴۵	۷۶/۵۲ ± ۲۴/۸۱	۴۶/۲۵ ± ۴/۳۴	۰/۴۰	۲۹/۴۸	۰/۴۰	۱۵۸۰	۱۶۵۱
میانه استقرار <td>عمومی (درصد) (MVIC)</td> <td>۸۰/۱۱۱ ± ۳۵/۹۸</td> <td>۴۵/۳۰ ± ۷/۶۹</td> <td>-۳۴/۶۴</td> <td>۴۸/۲۸ ± ۹۵/۰۸</td> <td>۵۲/۱۱۳ ± ۱۸/۶۱</td> <td>۰/۲۰۳</td> <td>۳/۲۳</td> <td>۰/۲۰۳</td> <td>۱۵۳۹</td> <td>۰/۱۲۷</td>	عمومی (درصد) (MVIC)	۸۰/۱۱۱ ± ۳۵/۹۸	۴۵/۳۰ ± ۷/۶۹	-۳۴/۶۴	۴۸/۲۸ ± ۹۵/۰۸	۵۲/۱۱۳ ± ۱۸/۶۱	۰/۲۰۳	۳/۲۳	۰/۲۰۳	۱۵۳۹	۰/۱۲۷
جدا شدن پاشنه <td>عمومی (درصد) (MVIC)</td> <td>۱۴۱/۳۴ ± ۱۱/۴۱</td> <td>۴۴/۳۹ ± ۸/۴۰</td> <td>-۹۶/۳۱</td> <td>۴۸/۲۸ ± ۲/۵۹</td> <td>۶۸/۵۸ ± ۳۶/۷۱</td> <td>۲/۰۳۴</td> <td>۲/۰۳۴</td> <td>۱/۳۶۲</td> <td>۱۵۰۷</td> <td>۱/۱۶۶</td>	عمومی (درصد) (MVIC)	۱۴۱/۳۴ ± ۱۱/۴۱	۴۴/۳۹ ± ۸/۴۰	-۹۶/۳۱	۴۸/۲۸ ± ۲/۵۹	۶۸/۵۸ ± ۳۶/۷۱	۲/۰۳۴	۲/۰۳۴	۱/۳۶۲	۱۵۰۷	۱/۱۶۶
نوسان <td>عمومی (درصد) (MVIC)</td> <td>۱۰۶/۱۷۶ ± ۹۸/۸۴</td> <td>۴۳/۳۴ ± ۸/۲۴</td> <td>-۳۲/۸۲</td> <td>۵۳/۳۱ ± ۳۹/۱۴</td> <td>۶۳/۴۲ ± ۵۲/۷۶</td> <td>۱۰/۱۳</td> <td>۱۰/۱۳</td> <td>۰/۲۰۴</td> <td>۱۰۵۶۵</td> <td>۰/۰۸۴</td>	عمومی (درصد) (MVIC)	۱۰۶/۱۷۶ ± ۹۸/۸۴	۴۳/۳۴ ± ۸/۲۴	-۳۲/۸۲	۵۳/۳۱ ± ۳۹/۱۴	۶۳/۴۲ ± ۵۲/۷۶	۱۰/۱۳	۱۰/۱۳	۰/۲۰۴	۱۰۵۶۵	۰/۰۸۴

*نشانه تفاوت معنی‌داری در سطح ($P < 0.05$)

جدول ۳: میانگین مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون هم‌انقباضی جهت‌دار مچ پا در دو گروه پای پرونیت و سالم طی پروتکل خستگی درمانده ساز

فاز	هم‌انقباضی	گروه پای پرونیت		گروه پای سالم		میزان تغییر	میزان تغییر	مقدار p
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون			
تماس پاشنه	دورسی فلکسوری / پلانتار فلکسوری (نسبت)	۰/۰±۰۹/۸۱	۰/۰±۳۵/۵۱	۰/۰±۰۹/۷۸	۰/۰±۴۷/۴۲	۰/۳۸	۰/۰۲۲	۰/۷۷۱
میانه استقرار	دورسی فلکسوری / پلانتار فلکسوری (نسبت)	۰/۱±۰۳/۳۶	۰/۰±۰۷/۷۶	۰/۰±۱۳/۴۴	۰/۰±۲۳/۸۱	۰/۱۳	۰/۲۱۶	۰/۹۰۸
جدا شدن پاشنه	دورسی فلکسوری / پلانتار فلکسوری (نسبت)	۰/۰±۰۵/۸۱	۰/۲±۱۲/۰۶	۰/۱±۳۴/۰۶	۰/۲±۹۵/۳۵	۰/۱۳۹	۰/۳۰۱	۰/۲۵۲
نوسان	دورسی فلکسوری / پلانتار فلکسوری (نسبت)	۰/۱±۵۶/۴۱	۰/۲±۶۳/۲۹	۰/۱±۱۸/۱۵	۰/۱±۷۲/۹۱	۰/۱۱۹	۰/۰۳۹	۰/۴۳۶

*نشانه تفاوت معنی‌داری در سطح (P<۰/۰۵)

با توجه به اطلاعات به دست آمده در جدول ۳ در رابطه با هم‌انقباضی جهت‌دار مفصل مچ پا طی مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون، در هر دو گروه پای پرونیت و سالم اثر عامل خستگی در هم‌انقباضی جهت‌دار مچ پا در فاز جدا شدن پاشنه و نوسان ($p < 0.05$) اختلاف معنی‌داری مشاهده شد. نتایج آزمون تعقیبی حاکی از آن بود که هم‌انقباضی جهت‌دار طی فاز جدا شدن پاشنه در گروه پای پرونیت، به اندازه 0.29 ($d = 0.46$, $p = 0.022$) و در گروه پای سالم به اندازه 0.38 ($d = 0.46$, $p = 0.022$) و طی فاز نوسان در گروه پای پرونیت به اندازه $1/19$ ($d = 0.42$, $p = 0.029$) و در گروه پای سالم به اندازه 0.90 ($d = 0.42$, $p = 0.039$) طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون افزایش معنی‌داری داشت.

بحث

هدف از تحقیق حاضر، بررسی تأثیر پروتکل خستگی درمانده ساز بر هم‌انقباضی عضلات مفصل مچ پا در افراد پای پرونیت و سالم طی راه رفتن بود. یافته‌های عمده این مطالعه عبارت بودند از: الف) نتایج حاکی از کاهش معنی‌دار هم‌انقباضی عمومی مفصل مچ پا در فاز تماس پاشنه در هر دو گروه پای پرونیت و سالم در مقایسه با پیش‌آزمون بود و ب) افزایش معنی‌دار هم‌انقباضی جهت‌دار مفصل مچ پا در فازهای جدا شدن پاشنه و نوسان در هر دو گروه پای پرونیت و پای سالم بعد از خستگی بود. هنگام خستگی، توانایی تولید پاسخ‌های عضلانی مناسب که برای حفظ ثبات مفصل لازم است، در افراد دارای کف پای صاف که تعادل عضلانی مطلوبی در اطراف مچ پا ندارند، کاهش می‌یابد [۱۷]. هنگامی که تعادل موردنیاز در هم‌انقباضی عضلات دچار نقص شود و فعالیت عضلانی که از روی سطح استخوان (در معرض کشش) عبور می‌کنند، کم‌تر از عضلات سمت مخالف گردد، ظرفیت و قابلیت حمایت‌کنندگی عضلات، کاهش خواهد یافت [۳۸]. هم‌مسو با مطالعه فوق، عنبریان و همکاران (۲۰۱۵)، گزارش کردند که هم‌انقباضی عمومی در مرحله پیش‌روی و کل مراحل حمایت و بدون

حمایت بعد از خستگی کاهش معنی‌داری یافت [۳۷]. همچنین کلیس^۳ و همکاران (۲۰۱۱) با بررسی اثر خستگی ایزوکنیتیک بر هم‌انقباضی عضلات قبل و بعد از فاز تماس پاشنه، کاهش هم‌انقباضی عمومی را در کل مرحله حمایت گزارش کردند [۲۰]. برخلاف نتایج این مطالعه، جعفر نژاد گرو و همکاران (۲۰۱۹) افزایش هم‌انقباضی عمومی مفصل مچ پا در فاز تماس پاشنه طی راه رفتن را گزارش کردند [۱۶]. ناردو^۴ و همکاران (۲۰۱۵)، در مطالعه خود با ارزیابی هم‌انقباضی عضلات مچ پا طی راه رفتن، افزایش هم‌انقباضی عضلات درشتنی قدامی و دوقلوی داخلی را در مرحله میانه استقرار بعد از خستگی گزارش کردند [۳۹]. شاید این اختلاف به علت تفاوت در نوع و یا شدت برنامه خستگی باشد، نوع برنامه خستگی آن‌ها راه رفتن طبیعی بود در حالی که پروتکل خستگی این مطالعه دوییدن در شدت نقطه شکست ضربان قلب بود. در کل کاهش هم‌انقباضی عمومی می‌تواند به معنی ضعف سیستم عصبی بدن در ایجاد حمایت لازم در برابر بارهای وارده بر بدن باشد و منعکس‌کننده بخشی از نقص‌های حرکتی حاصل از خستگی در مکانیک مفاصل حین راه رفتن در نظر گرفته شود [۳۸]. دیگر نتایج مطالعه حاضر بیانگر آن است که هم‌انقباضی جهت‌دار مفصل مچ پا در فاز جدا شدن پاشنه و نوسان در هر دو گروه پای پرونیت و سالم بعد از خستگی افزایش معنی‌داری پیدا کرد. اصولاً بدن انسان در هنگام مواجهه با اختلالات به وجود آمده در یک عضو یا ساختار، به‌طور ناخودآگاه و به‌مرورزمان به‌صورت جبرانی، در صدد رفع و افزایش سازگاری عارضه ایجاد شده برمی‌آید [۴۰]. از جمله فواید افزایش هم‌انقباضی حفظ ثبات مفصل، فراهم کردن مقاومت در برابر حرکات چرخشی مفصل و به تعادل رساندن فشارهای وارد آمده به سطوح مفصلی می‌باشد [۴۱]. گفته شده که خستگی باعث تغییر در الگوی فعالیت عضلات و میزان هم‌انقباضی می‌شود [۴۲] و تغییر در میزان هم‌انقباضی عضلات اطراف مفصل می‌تواند مکانیک راه رفتن را تغییر داده و در مراحل مختلفی از این چرخه سبب تغییر در میزان پایداری و بارهای وارد به مفصل شود، به

³ Kellis

⁴ Nardo

جبرانی کافی منجر شود. در واقع هنگام خستگی، توانایی تولید پا سخ‌های عضلانی مناسب که برای حفظ ثبات مفصل لازم است، کاهش می‌یابد که می‌تواند موجب تغییر بیشتر هم انقباضی در افراد شود، این تغییرات می‌تواند باعث کاهش در عملکرد حرکتی و تغییر الگوی راه رفتن و حتی بروز آسیب شود.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر حاصل پایان‌نامه دوره دکتری دانشگاه محقق اردبیلی است و نویسندگان این مقاله از مسئولین محترم دانشگاه محقق اردبیلی و کلیه آزمودنی‌هایی که در این تحقیق مشارکت نمودند تشکر و قدردانی می‌کنند

ملاحظات اخلاقی

کلیه اصول اخلاقی در این مطالعه رعایت گردید و این پژوهش در شورای پژوهشی معاونت تحقیقات دانشگاه علوم پزشکی اردبیل با کد اخلاق IR.ARUMS.REC.1397.301 مورد تأیید قرار گرفته است.

محدودیت‌ها

محدودیت خاصی وجود نداشت

پیشنهادات

پیشنهاد می‌شود که در بررسی اثرات ناشی از خستگی بر مکانیک راه رفتن و بروز آسیب‌های ناشی از راه رفتن به هم انقباضی عضلات در مفاصل توجه شود تا مشخص گردد که آیا این تغییرات برای جبران تغییرات مکانیکی آسیب‌زا پس از خستگی، ایجاد شده و یا اینکه مربوط به سازگاری عضلات با فعالیت طولانی مدت می‌باشند.

میزان مشارکت نویسندگان

نگارش اولیه: معرفت سبیه کوهیان، جمع‌آوری دیتا: حامد شیخ علیزاده، ویرایش مقاله: لطفعلی بلیلی، نگارش مقاله: احمد فصیحی، طرح: امیرعلی جعفر نژاد گرو، تحلیل داده‌ها: لیلا فصیحی.

تضاد منافع

نویسندگان تصریح می‌کنند که هیچ‌گونه تضاد منافی در مطالعه حاضر وجود ندارد.

References

- Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. *J Electromyogr Kinesiol*. 2018;39:35-41. [Doi: 10.1016/j.jelekin.2018.01.006](#) PMID: 29413451
- Shojaedin S, Khaleghi Tazji M, Sadeghi H, Abasi A. Dynamic stability of the abnormality in the foot rotated in and out in motion of the jump-landing. *J Motor Sciences and Sport*. 2008;6(11):28-13.
- Williams DS, McClay IS, Hamill J, Buchanan TS. Lower Extremity Kinematic and Kinetic Differences in Runners with High and Low Arches. *Journal of Applied Biomechanics*. 2001;17(2):153-63. [Doi: 10.1123/jab.17.2.153](#)
- Lee MS, Vanore JV, Thomas JL, Catanzariti AR, Kogler G, Kravitz SR, et al. Diagnosis and treatment of adult flatfoot. *J Foot Ankle Surg*. 2005;44(2):78-113. [Doi: 10.1053/j.jfas.2004.12.001](#) PMID: 15768358

عبارتی می‌توان گفت که عضلات اطراف مفصل در صورت ناپایداری مفصل، باهم عمل می‌کنند تا مفصل را پایدار کنند. لب کلام این است که افزایش در هم انقباضی حاکی از وجود بی‌ثباتی در مفصل است [۳۲]. همسوس با یافته‌های این مطالعه فرزانه و همکاران (۲۰۱۶) در تحقیق خود با عنوان اثر خستگی عملکردی بر میزان زاویه پشت پای افراد با ساختار پای طبیعی و چرخیده به خارج طی فاز اتکای دوییدن نشان دادند که بین میزان زاویه پشت پای افراد گروه با پای طبیعی بعد از خستگی و حین خستگی، در مرحله برخورد پاشنه با زمین اختلاف معنی‌داری وجود دارد [۴۰]. هرچند نمی‌توان تفسیر دقیقی از علت افزایش هم انقباضی عضلاتی در مچ پا بیان کرد ولی به نظر می‌رسد افزایش هم انقباضی عضلاتی در مچ پا یک مکانیسم کاهش آسیب‌های احتمالی باشد و می‌تواند نقش مهمی در افزایش پایداری این مفصل طی فعالیت‌های روزانه هم چون دوییدن و راه رفتن ایفا کند [۳۲]. آنچه مسلم است این است که هرگونه تغییر در الگوی فعالیت عضلات می‌تواند سبب اتلاف انرژی بیشتر شود. از جمله محدودیت‌های پژوهش حاضر می‌توان به عدم بررسی مدت‌زمان تأثیر خستگی بر هم انقباضی عضلاتی اشاره کرد و ممکن است بهره بردن از آن بهتر بتواند هماهنگی بین عضلات را بیان کند. این تحقیق می‌توانست اجرای پروتکل خستگی درمانده ساز را روی پیست دوومیدانی انجام دهد، ولی افراد بر روی تردمیل پروتکل را انجام دادند. دلیلی که برای این امر وجود داشت این بود که کنترل سرعت دوییدن در سطح HRDP در پیست دوومیدانی تقریباً غیرممکن بود. اجرای پروتکل خستگی درمانده ساز در شرایط طبیعی و بر روی پیست دوومیدانی می‌تواند حیطه دیگری در تحقیقات آتی باشد تا تعیین شود که آیا محیط طبیعی بر عوامل مورد بررسی در این پژوهش اثر دارد یا خیر؟

نتیجه‌گیری

با توجه به یافته‌های تحقیق حاضر، بعد از خستگی، در هم انقباضی عضلات اطراف مچ پا بین افراد پای پروریت و سالم تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد، همچنین، نتایج این مطالعه نشان داد که کاهش معنی‌داری در هم انقباضی عمومی عضلات اطراف مچ پا طی راه رفتن به دنبال خستگی ناشی از پروتکل درمانده ساز در هر دو گروه پای پروریت و سالم نسبت به پیش‌آزمون ایجاد شده است. احتمال دارد هنگام خستگی در افراد پای پروریت و سالم ارسال پیام از عضلات خسته به مراکز عصبی دچار اختلال شده و منجر به کاهش پیام‌های عصبی ارسالی به عضله شده و نهایتاً به عدم توانایی تولید حرکات

5. Menz HB, Morris ME, Lord SR. Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2005;60(12):1546-52. Doi: [10.1093/gerona/60.12.1546](https://doi.org/10.1093/gerona/60.12.1546) PMID: 16424286
6. Tsai LC, Yu B, Mercer VS, Gross MT. Comparison of different structural foot types for measures of standing postural control. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006;36(12):942-53. Doi: [10.2519/jospt.2006.2336](https://doi.org/10.2519/jospt.2006.2336) PMID: 17193872
7. Cote KP, Brunet ME, II BMG, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *Journal of athletic training.* 2005;40(1):41.
8. Murley GS, Buldt AK, Trump PJ, Wickham JB. Tibialis posterior EMG activity during barefoot walking in people with neutral foot posture. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009;19(2):e69-77. Doi: [10.1016/j.jelekin.2007.10.002](https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.10.002) PMID: 18053742
9. Maiwald C, Arndt A, Nester C, Jones R, Lundberg A, Wolf P. The effect of intracortical bone pin application on kinetics and tibio-calcaneal kinematics of walking gait. *Gait Posture.* 2017;52:129-34. Doi: [10.1016/j.gaitpost.2016.10.023](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.10.023) PMID: 27898374
10. Yu Y, Chen X, Cao S, Wu, Zhang X, Chen X. Gait synergetic neuromuscular control in children with cerebral palsy at different gross motor function classification system levels. *J Neurophysiol.* 2019;121(5):1680-91. Doi: [10.1152/jn.00580.2018](https://doi.org/10.1152/jn.00580.2018) PMID: 30892974
11. Ganesan B, Fong K, Luximon A, Al-Jumaily A. Kinetic and kinematic analysis of gait pattern of 13 year old children with unilateral genu valgum. *European Review Med & Pharma Sci.* 2016;20(15):3168-71.
12. Granacher U, Wolf I, Wehrle A, Bridenbaugh S, Kressig RW. Effects of muscle fatigue on gait characteristics under single and dual-task conditions in young and older adults. *J Neuroeng Rehabil.* 2010;7:56. Doi: [10.1186/1743-0003-7-56](https://doi.org/10.1186/1743-0003-7-56) PMID: 21062458
13. Da Silva CR, De Oliveira Silva D, Aragão FA, Ferrari D, Alves N, De Azevedo FM. Influence of Neuromuscular Fatigue on Co-Contraction Between Vastus Medialis And Vastus Lateralis During Isometric Contractions. *Kinesiology.* 2014;46(2).
14. Ledoux WR, Shofer JB, Ahroni JH, Smith DG, Sangeorzan BJ, Boyko EJ. Biomechanical differences among pes cavus, neutrally aligned, and pes planus feet in subjects with diabetes. *Foot Ankle Int.* 2003;24(11):845-50. Doi: [10.1177/107110070302401107](https://doi.org/10.1177/107110070302401107) PMID: 14655889
15. Hwang W, Jang JH, Huh M, Kim YJ, Kim SW, Hong IU, et al. The effect of hip abductor fatigue on static balance and gait parameters. *Physical Therapy Rehabilitation Science.* 2016;5(1):34-9. Doi: [10.14474/ptrs.2016.5.1.34](https://doi.org/10.14474/ptrs.2016.5.1.34)
16. Jafarnezhadgero A, Sorkhe E, Meamarbashi A. Efficacy of motion control shoes for reducing the frequency response of ground reaction forces in fatigued runners. *Journal of Advanced Sport Technology.* 2019;2(1):8-21.
17. Ghasemi G, Arghavani H, Hajirezayi P, Esfahan I. Effect of Functional Fatigue Protocol on Postural Control and Balance in People with Different Foot Arches. 2018.
18. Sharifmoradi K, Farahpour N, Azizi S. Effect of Fatigue on Spatiotemporal and Moment Variables during Walking in Flatfeet. *J Rehab Med.* 2018;7(3):183-9.
19. Ilbeigi S, Ghasemi N, Hoseinzade E. The comparison of shank muscles electrical activity in people with flat and normal feet during walking on treadmill with different speeds. *Razi Journal of Medical Sciences.* 2018;25(168):21-9.
20. Kellis E, Zafeiridis A, Amiridis IG. Muscle coactivation before and after the impact phase of running following isokinetic fatigue. *J Athl Train.* 2011;46(1):11-9. Doi: [10.4085/1062-6050-46.1.11](https://doi.org/10.4085/1062-6050-46.1.11) PMID: 21214346
21. Anbarian M, Hajiloo B, Sepehrian M, Sadeghi S, Esmaili H. The Effect of Quadriceps Fatigue on Co-Activation of Knee Muscles during Walking. *Jundishapur Scientific Medical Journal.* 2015;14(3):309-21.
22. Koblbauer IF, van Schooten KS, Verhagen EA, van Dieen JH. Kinematic changes during running-induced fatigue and relations with core endurance in novice runners. *J Sci Med Sport.* 2014;17(4):419-24. Doi: [10.1016/j.jsams.2013.05.013](https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.05.013) PMID: 23790535
23. Hofmann P, Peinhaupt G, Leitner H, Pokan R, editors. Evaluation of heart rate threshold by means of lactate steady state and endurance tests in white water kayakers. *The Way To Win Proceedings of the International Congress on Applied Research in Sports held in Helsinki, Finland, on; 1994.*
24. Heuberger J, Gal P, Stuurman FE, de Muinck Keizer WAS, Mejia Miranda Y, Cohen AF. Repeatability and predictive value of lactate threshold concepts in endurance sports. *PLoS One.* 2018;13(11):e0206846. Doi: [10.1371/journal.pone.0206846](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0206846) PMID: 30427900
25. Ignjatović A, Hofmann P, Radovanović D. Non-invasive determination of the anaerobic threshold based on the heart rate deflection point. *Facta universitatis-series: Physical Education and Sport.* 2008;6(1):1-10.
26. Tweed JL, Campbell JA, Avil SJ. Biomechanical risk factors in the development of medial tibial stress syndrome in distance runners. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2008;98(6):436-44. Doi: [10.7547/0980436](https://doi.org/10.7547/0980436) PMID: 19017851
27. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. A protocol for classifying normal- and flat-arched foot posture for research studies using clinical and radiographic measurements. *J Foot Ankle Res.* 2009;2:22. Doi: [10.1186/1757-1146-2-22](https://doi.org/10.1186/1757-1146-2-22) PMID: 19575811

28. Costa RR, Reichert T, Barroso BM, Rocha VdMBd, Preissler AAB, Santiago É, et al. Heart rate deflection point as an alternative to determining the anaerobic threshold in dyslipidaemic patients. *Motriz: Revista de Educação Física*. 2019;25(1). Doi: [10.1590/s1980-6574201900010006](https://doi.org/10.1590/s1980-6574201900010006)
29. Leddy JJ, Baker JG, Kozlowski K, Bisson L, Willer B. Reliability of a graded exercise test for assessing recovery from concussion. *Clin J Sport Med*. 2011;21(2):89-94. Doi: [10.1097/JSM.0b013e3181fde721](https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e3181fde721) PMID: 21358497
30. Ries AL. Minimally clinically important difference for the UCSD Shortness of Breath Questionnaire, Borg Scale, and Visual Analog Scale. *COPD*. 2005;2(1):105-10. Doi: [10.1081/copd-200050655](https://doi.org/10.1081/copd-200050655) PMID: 17136970
31. Stegeman D, Hermens H. Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM). Enschede: Roessingh Research and Development. 2007:108-12.
32. Hubley-Kozey C, Deluzio K, Dunbar M. Muscle co-activation patterns during walking in those with severe knee osteoarthritis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008;23(1):71-80. Doi: [10.1016/j.clinbiomech.2007.08.019](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.08.019) PMID: 17935845
33. Cudkovicz M, Zhang H, Qureshi M, Schoenfeld D. Maximum voluntary isometric contraction (MVIC). *Amyotroph Lateral Scler Other Motor Neuron Disord*. 2004;5 Suppl 1:84-5. Doi: [10.1080/17434470410019744](https://doi.org/10.1080/17434470410019744) PMID: 15512881
34. Hislop HJ. Daniels and Worthingham's Muscle testing. Saunders/Elsevier; 2007.
35. Heiden TL, Lloyd DG, Ackland TR. Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2009;24(10):833-41. Doi: [10.1016/j.clinbiomech.2009.08.005](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.08.005) PMID: 19765867
36. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *J Foot Ankle Res*. 2009;2:35. Doi: [10.1186/1757-1146-2-35](https://doi.org/10.1186/1757-1146-2-35) PMID: 19939283
37. Anbarian M, Sepehrian M, Nazem F, Hajiloo B. The Effect of Pedaling and Fatigue on Changes of Knee Muscles Co-contraction During Running in Triathletes. *Journal of Sport Biomechanics*. 2015;1(1):5-13.
38. Anbarian M, Esmaeili H. Effects of running-induced fatigue on plantar pressure distribution in novice runners with different foot types. *Gait Posture*. 2016;48:52-6. Doi: [10.1016/j.gaitpost.2016.04.029](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.04.029) PMID: 27477708
39. Di Nardo F, Mengarelli A, Maranesi E, Burattini L, Fioretti S. Assessment of the ankle muscle co-contraction during normal gait: a surface electromyography study. *J Electromyogr Kinesiol*. 2015;25(2):347-54. Doi: [10.1016/j.jelekin.2014.10.016](https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.10.016) PMID: 25465985
40. Farzaneh H, Ilbeigi S, Anbarian M. The Effects of Fatigue on Rear Foot Angle in Normal and Pronate Individuals. *J Paramedical Sci & Rehabilitation*. 2016;5(3):83-92.
41. Gardinier ES. The Relationship Between Muscular Co-contraction and Dynamic Knee Stiffness in ACL-Deficient Non-Copers. 2009.
42. Hajiloo B, Anbarian M, Jalalvand A, Mirzapour M. The effect of fatigue on electromyography activity pattern and co-contraction of lower limb muscle during running. *Razi Journal of Medical Sciences*. 2018;25(166).