مجله علوم پزشکی رازی دوره ۲۸، شماره ۸، آبان ۱۴۰۰ http://rjms.iums.ac.ir

مقاله پژوهشی

تاثیر پروتکل خستگی درمانده ساز بر هم انقباضی عضلات اطراف زانو در افراد سالم و با پای پرونیت طـی راه رفتن

احمد فصیحی: دکتری فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناس، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران (*نویسنده مسئول)
ahmad.fasihi@uma.ac.ir
معرفت سیاه کوهیان: استاد فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناس، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
امیر علی جعفر نژاد گرو: دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناس، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
لیلا فصیحی: کارشناس ارشد فیزیولوژی ورزشی، گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبایی، تهران، ایران
حامد شیخ علیزاده: کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناس، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

چکیده

زمینه و هدف: خستگی به وسیله ناتوانی در تولید نیروی حرکتی، می‌تواند پارامترهای بیومکانیکی حرکت را تغییر دهد. هدف این مطالعه تاثیر پروتکل خستگی بر هم انقباضی عضلات اطراف زانو در افراد سالم و با پای پرونیت طی راه رفتن بود.

روش کار: در این مطالعه تعداد ۲۸ آزمودنی به صورت تصادفی به ۱۴پای پرونیت و ۱۴ نفر پـای سـالم تقسـیم شـدند. فعالیـت الکترومایوگرافی عضلات منتخب قبل و بعد از اجرای پروتکل ثبت گردید. پروتکل خستگی، دویدن در سطح نقطه شکست ضربان قلب تا رسیدن به درماندگی بود. داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS و آزمون تحلیل واریانس با اندازه گیـری‌هـای مکـرر مـورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها: هم انقباضی عمومی‌مفصل زانو، پس از خستگی در هر دو گروه پای پرونیت و سالم، در فاز میانه استقرار (p=۰/۰۱۴) و نوسان (p=۰/۰۳۲). به طور معنی‌داری کاهش یافت. و هم انقباضی جهت‌دار، فلکسوری/ اکستنسوری، در گـروه پـای پرونیـت در مقایسه با پای سالم در فاز تماس پاشنه (p=۰/۰۳۱) و داخلی/ خارجی در فاز میانه استقرار (p=۰/۰۴۸) به طور معنی‌داری کـاهش یافت.

نتیجه‌گیری: هم انقباضی عمومی‌در هر دو گروه کاهش یافت. ضعف عضلات اطراف مفصل به دلیل خستگی می‌تواند یکـی از دلایل آن باشد. هم انقباضی جهت دار، فلکسوری/ اکستنسوری و داخلی/ خارجی زانو پس از خسـتگی در گـروه پـای پرونیـت در مقایسه با پای سالم کاهش یافت. خستگی احتمالا ساختارهای داخلی پای پرونیت را بیشتر در معرض خطر آسیب قـرار مـی‌دهـد. بنابراین، پیشنهاد می‌شود که در بررسی اثرات خستگی بر مکانیک راه رفتن به هم انقباضی عضلات در مفاصل توجه شود

تعارض منافع: گزارش نشده است.
منبع حمایت‌کننده: حامی مالی ندارد.

کلیدواژه‌ها
پای پرونیت،
هم انقباضی،
راه رفتن،
پروتکل خستگی درمانده ساز

تاریخ دریافت: ۱۴۰۰/۰۵/۱۲
تاریخ چاپ: ۱۴۰۰/۰۸/۱۲

شیوه استناد به این مقاله:
Fasihi A, Siyahkohiyan M, Jafarnezhadgero AA, Fasihi L, Sheikhalizade H. The effect of exhaustive fatigue protocol on knee muscle co-contraction in healthy and pronated foot individuals during walking. Razi J Med Sci. 2021;28(8):21-32.

*انتشار این مقاله به‌صورت دسترسی آزاد مطابق با CC BY-NC-SA 3.0 صورت گرفته است.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-06-26]

Razi Journal of Medical Sciences. 2021;28(8):21-32. http://rjms.iums.ac.ir

Original Article

The effect of exhaustive fatigue protocol on knee muscle co-contraction in healthy and pronated foot individuals during walking

Ahmad Fasihi: PhD of Exercise Physiology, Department of physical education and sport sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran (*Corresponding author) ahmad.fasihi@uma.ac.ir
Marefat Siyahkohiyan: Professor In Exercise Physiology, Department of physical education and sport sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
Amirali Jafarnezhadgero: Associate Professor in Sport Biomechanic, Department of physical education and sport sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
Leila Fasihi: MSc of Exersise Physiology, Department of Exercise Physiology, Faculty of physical education and sport sciences, University of Allameh Tabatabaii, Tehran, Iran
Hamed Sheikhalizade: MSc in Sport Biomechanic, Department of physical education and sport sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

Abstract

Background & Aims: Fatigue can change the biomechanical parameters of movement by Inability to produce enough force to perform a certain motor task (1). Abnormalities in the lower extremities (such as the pronated foot) can adversely affect the biomechanics of human movements (such as walking) and cause unstable symptoms in the joints and lack of co-contraction in the lower extremities (2). In a dynamic position such as walking, from a biomechanical point of view, the simultaneous function of the agonist and antagonist muscles around the joint as well as the loads on the joint are important to maintain the position and stability of the joint (13). Due to structural changes such as increased internal rotation of the tibia and abduction of the anterior leg at the pronated foot and thus reduced impact absorption when running, fatigue may cause more pressure to be applied to the active muscles and structures involved in walking during the stance phase (10). Considering the role of co-contraction of the muscles around the knee in the control and stability of the knee joint during walking, and also due to the lack of sufficient studies on co-contraction while walking, Therefore, a more detailed study of this issue is necessary after fatigue (16). Also, recognizing the effect of fatigue on muscle co-contraction of the muscles around the knee during walking can provide a new perspective for biomechanics and other rehabilitation specialists to better implement the rehabilitation program (15). Therefore, The main purpose of this study was the effect of exhaustive fatigue protocol on knee muscle co-contraction in healthy and pronated foot individuals during walking.
Methods: Fourteen young men with pronated feet With average (age 24.66±3.29 years and height 170.52±11.66 cm and weight 66.56±15.42 kg) and 14 healthy feet With mean (age 25.27±3.14 years and height 173.7±6.2 cm and weight 72.3±4.7 kg), participated in the study. The fatigue protocol of this study was to run at the heart rate deflection point (HRDP) level until fatigue. HRDP is defined as the point of deviation of the heart rate from a straight line in examining the relationship between workload and heart rate, which is used as a criterion for planning the intensity of aerobic exercise (20). Two foot switches were used to record the time characteristics of the stance stage, ie contact of the heel with the ground and separation of the toes from the ground, one of them was installed in the outer part of the posterior part of the heel and the other was installed on the first sole-toe joint. In the classification of different stages of walking

Keywords
Pronated foot,
Co-contraction,
Walking,
Exhaustive Fatigue
Protocol

Received: 03/08/2021
Published: 03/11/2021

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-06-26]

from the moment of heel contact with the ground to the moment of toe contact with the ground as the heel contact stage, the time interval between toe contact with the ground to the heel separation as the middle stage of establishment and the time interval between heel separation from the ground and toe separation (23). Electromyography activities of the Rectus femoris (RF), Vastus medialis or VM, Vastus lateralis (VL), Semitendinosus (ST), Biceps femoris (BF), Gastrocnemius medialis (GM), and Tibialis anterior (TA) muscles in two stages before and after fatigue protocol (pre-test and post-test) using (Biometrics Ltd, UK) 8-channel wireless and bipolar surface electrodes Model of surface electrode pairs Bipolar Ag / AgCl (25 mm center-to-center distance, 100 MPa input impedance, Common-mode rejection ratio (CMRR) less than 110 dB at 50 to 60 Hz) were recorded (25).To evaluate the normality of the data, Shapirovilk test was used. To compare the data between the pre-test and post-test stages of the two groups analysis of variance with repeated measures(ANOVA) and Bonferroni post hoc test were used. The statistical analysis was performed using the SPSS software version 25, the significance level was considered($p \leq 0.05$).

Results: The results showed that after fatigue in both pronated and healthy foot groups, during the pre-test and post-test stages of walking, general knee joint co-contraction in the mid-stance phase ($p=0.014$) and the swing phase ($p=0.032$) Significantly decreased. and the Flexor/extensor directed co-contraction of the knee joint during the heel contact phase phase in the pronated foot compared to the healthy foot group, during the pre-test and post-test stages, was significantly reduced ($p=0.031$). and the the internal/external directed co-contraction of the knee joint during the mid-stance phase phase in the pronated foot compared to the healthy foot group, during the pre-test and post-test stages, was significantly reduced ($p=0.048$).Another part of the results of the present study showed that after fatigue in both pronated and healthy foot groups, during the pre-test and post-test stages of walking, the Vastus medialis / Vastus lateralis directed co-contraction of the knee joint during the push off phase, Significantly increased ($p=0.012$). The other components did not show any significant differences.

Conclusion: The general knee co-contraction of both pronated and healthy foot groups Significantly decreased. it seems that fatigue that occurs as a result of changes in muscle function, by changing the locomotor system can change the mechanics of movement and joints while running. Therefore, perhaps this difference in muscle activity observed after fatigue is one of the mechanisms for changes in joint mechanics and reduction of general contraction.An increase in directional co-contraction in people with pronated feet indicates an increase in pressure on the internal structures of the ankle. Long-term running may expose the internal structures of the foot to the risk of overload and injury. In general, one of the factors in the change in the degree of stability and loads of the joint can be the contraction of the muscles around the joints (22). This means that if there is a decrease in joint stability, the contraction of the muscles around the joint will change to stabilize the joint. In other words, the change in contraction is a sign of instability in the joint. Therefore, it is suggested that in investigating the effects of fatigue on walking mechanics and the incidence of walking injuries in people with pronated foot, muscle co-contraction in the joints should be considered to determine whether these changes to compensate for traumatic mechanical changes after fatigue created or related to muscle adaptation to long-term activity.

Conflicts of interest: None
Funding: None

Cite this article as:

Fasihi A, Siyahkohiyan M, Jafarnezhadgero AA, Fasihi L, Sheikhalizade H. The effect of exhaustive fatigue protocol on knee muscle co-contraction in healthy and pronated foot individuals during walking. Razi J Med Sci. 2021;28(8):21-32.

*This work is published under CC BY-NC-SA 3.0 licence.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-06-26]

مقدمه

خستگی در طول فعالیت‌های روزمره و حرکت‌های ورزشی با ماهیت دینامیک رخ می‌دهد (۱). ناهنجاری در اندام تحتانی (مانند پای پرونیت) می‌تواند بر بیومکانیک حرکات انسان (مانند راه رفتن)، تأثیر منفی بگذارد و باعث بروز علایم ناپایدار در مفاصل و عدم هم انقباضی عضلانی در اندام تحتانی شود (۲). اثرات زیان آور خستگی به عنوان مکانیسم‌هایی که از مرکز و محیط منتج می‌شود با کاهش عملکرد و کارایی سیستم عصبی-عضلانی، کاهش قدرت و ظرفیت عملکردی عضلات و اختلال در فعالسازی همزمان عضلات موافق و مخالف همراه می‌باشد (۳). فراهم کردن ثبات بدن و جذب و توزیع نیروهای وارد بر بدن از جمله وظایف متعدد پاها می‌باشد که اجرای بهینه این اعمال به قوس‌های کف پایی از جمله قوس طولی داخلی بستگی دارد (۴). به علت سطح اتکا نسبتاً کوچک پاها و همچنین با توجه به نقش پاها در مرحله انتقال وزن، کمترین تغییرات بیومکانیکی در سطح اتکا بر جذب و توزیع نیروها تأثیر منفی می‌گذارد (۵). در پای پرونیت، راستای استخوانی مچ پا تغییر کرده، استخوان ناوی به زمین نزدیک شده، ساختار استخوانی کف پا به هم خورده و با کاهش قوس طولی کف پا فعالیت عضلات کف پا دستخوش تغییر شده و منجر به کاهش جذب و انتقال نیرو در قوس طولی کف پا می‌گردد (۶). از عوارض کف پای پرونیت، درد ساق و تاندون آشیل، کشیدگی عضلات همسترینگ و چهارسر رانی و متعاقب آن بی‌نظمی‌های بیومکانیکی در عملکرد فرد می‌باشد (۷). پای پرونیت ممکن است باعث اختلال در فشارهای وارده بر کف پا و در نتیجه ایجاد آسیب‌های اندام تحتانی (۸)، تغییر در تحرک‌پذیری مفاصل مچ پا (۹) و همچنین تغییر و اختلال در کنترل پاسچر (۱۰) شود و در نتیجه باعث تغییر فعالیت عضلات گردد (۱۱).

هم انقباضی تحت عنوان فعالیت هم زمان عضلات عمل کننده اطراف یک مفصل تعریف می شود (۱۲). در کل دو نوع هم انقباضی عضلانی وجود دارد؛ هم انقباضی عمومی‌که از حاصل جمع فعالیت الکترومایوگرافی تمام عضلات اطراف مفصل محاسبه می‌شود و دیگری هم انقباضی جهت‌دار که عامل مهمی در ثبات مفصل است و از نسبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات مخالف به موافق محاسبه می‌شود (۱۲). هدف اصلی هم‌انقباضی حفظ ثبات مفصل، فراهم کردن مقاومت در برابر حرکات چرخشی مفصل و به تعادل رساندن فشارهای وارده به سطوح مفصلی می‌باشد (۱۳). در مطالعات الکترومایوگرافیکی مشاهده شده که تغییر در دامنه و فرکانس فعالیت عضلات می‌تواند نشانه اختلال در هم‌انقباضی عضلات باشد (۱۴). بنابراین، توجه به هم‌انقباضی عضلات اطراف مفاصل اندام تحتانی و به ویژه زانو می‌تواند اطلاعات مفیدی را جهت پیشگیری از آسیب مفاصل هنگام راه رفتن در اختیار قرار دهد. با توجه به نقش مؤثر فعالیت عضلات همسترینگ و چهارسر رانی، دوقلوی داخلی و درشت نئی قدامی‌در پایداری مفصل زانو (۱۵)، این عضلات در پژوهش حاضر مورد ارزیابی قرار گرفتند. عضلات مورد بررسی در تولید توان اندام تحتانی برای پیشروی و انتقال بدن نیز نقش مهمی دارند. بنابراین خستگی این گروه عضلانی در اثر دویدن‌های طولانی، فعالیت‌های مختلف ورزشی و یا فعالیت‌های مکرر روزانه ممکن است بر هم انقباضی عضلانی و دیگر متغیرهای راه رفتن مؤثر باشد (۱۶). در بررسی اثر خستگی بر فعالیت الکترو مایوگرافی و هم انقباضی عضلات اندام تحتانی محققان، اختلال در تعادل افراد دارای ناهنجاری کف پا به خصوص در افراد کف پای صاف ساختاری (۱۷) و افزایش هم انقباضی عمومی‌در مراحل تماس و پیشروی و افزایش هم انقباضی جهت‌دار جانب خارجی را پس از خستگی گزارش کردند (۱۸). همچنین گزارش شده که خستگی عضلات چهارسر ران موجب کاهش چرخش داخلی درشت نی در طول مرحلهٔ استانس راه رفتن می شود (۱۶). با توجه به تغییرات ساختاری مانند افزایش چرخش داخلی تی‌بیا و ابداکشن جلوی پا در پای پرونیت و در نتیجه کاهش جذب ضربه هنگام دویدن (۹) ممکن است، خستگی باعث شود فشار بیشتری در طول فاز استانس به عضلات فعال و ساختارهای درگیر در راه رفتن وارد شود. با توجه به نقش هم انقباضی عضلات اطراف زانو در کنترل و ثبات مفصل زانو حین راه رفتن و با توجه به نبود مطالعات کافی در مورد هم انقباضی هنگام راه رفتن، بررسی دقیق‌تر این موضوع پس از خستگی ضروری به نظر می‌رسد. همچنین شناخت اثر خستگی

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-06-26]

بـر هـم انقباضـی عضـلات اطـراف زانـو طـی راه رفـتن مـی‌توانـد نگـرش جدیـدی در اختیـار متخصصـان بیومکانیک و سـایر توانبخشـان دراجـرای هرچـه بهتـر برنامه توانبخشی قرار دهـد. بنـابراین، هـدف از مطالعـه حاضـر تـاثیر پروتکـل خسـتگی درمانـده سـاز بـر هـم انقباضی عضلات اطراف زانـو در افـراد سـالم و بـا پـای پرونیت طی راه رفتن بود.

روش کار

این تحقیق، از نوع شبه تجربی با طرح پیش آزمـون و پس آزمون می‌باشد. جامعه آماری پژوهش شامل کلیـه دانشجویان دانشگاه محقق اردبیلی بود. که از بین آن‌ها، ۱۴ نفـر دارای پـای پرونیـت بـا میـانگین (سـنی ۲۴/۶۶±۳/۲۹ سال و قد ۱۷۰/۵۲±۱۱/۶۶ سانتی متر و وزن ۶۶/۵۶±۱۵/۴۲ کیلوگرم) و ۱۴نفـر پـای سـالم بـا میانگین (سنی ۲۵/۲۷±۳/۱۴ سـال و قـد ۱۷۳/۷±۶/۲ سـانتی متـر و وزن ۷۲/۳±۴/۷ کیلـوگرم) بـه صـورت دردسترس انتخاب شدند. بین گروه پای پرونیت و کـف پای سالم در متغیرهای قد، وزن و سن تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد. برای تقسیم‌بندی آزمودنی‌ها در گروه پای پرونیت از روش افتادگی استخوان ناوی و ارتفـاع نـاوی نرمال شده مربوط به پای برتر استفاده شد (۱۹). معیـار ورود افراد در این مطالعه عبارت بودند از جنسیت مـرد، نداشتن شکستگی، مشـکلات عصـبی-عضـلانی، سـابقه جراحی، نداشتن دیابت یا هر گونه بیماری تأثیرگذار بـر مهارت دویدن و معیار خروج شامل وجود سابقه آسـیب دیـدگی در یـک سـال گذشـته در ناحیـه تنـه و انـدام تحتـانی، وجـود درد و سـابقه جراحـی در ناحیـه انـدام تحتانی، وجود ناهنجاری‌های انـدام تحتـانی (بجـز پـای پرونیت)، وجود شلی مفصلی بیش از حـد بـود. قبـل از انجام پژوهش از آزمودنی‌ها درخواست شد که در مرکـز سلامت و تندرستی دانشکده علوم تربیتی و روان‌شناسی دانشـگاه محقـق اردبیلـی حضـور بهـم رسـانند و کلیـه مراحل پژوهش از قبیل پروتکل خستگی، پیش آزمون و پس آزمون و خطرات احتمالی برای آن‌هـا توضـیح داده شد سپس رضایت نامه کتبی را تکمیل و امضاء نمودند. پروتکل خستگی درمانده ساز ایـن مطالعـه، دویـدن در سـطح نقطـه شکسـت ضـربان قلـب (Heart Rate Deflection Point) تا رسیدن به خسـتگی بـود. نقطـه شکست ضربان قلب، نقطه انحراف ضربان قلـب از خـط مستقیم در بررسی ارتباط بین بار کـار و تعـداد ضـربان قلـب تعریـف مـی‌شـود کـه بـه عنـوان ملاکـی بـرای برنامه‌ریزی شدت تمرینات هوازی مـورد اسـتفاده واقـع می‌شود (۲۰). بـه طـور کلـی تحقیـق حاضـر دارای دو پروتکل بود. پروتکل اول تعیین نقطـه شکسـت ضـربان قلب برای هر آزمودنی و پروتکل دوم، پروتکل خسـتگی درمانده ساز دویدن در سطح نقطه شکست ضربان قلـب تا رسیدن به مرز خستگی بود. هـر دو پروتکـل بـر روی تریدمیل انجام گردید.

پروتکل تعیین نقطه شکست ضربان قلب: جهـت تعیین نقطه شکست ضربان قلب آزمودنی‌هـا حـدود ۱۰ الی ۱۵ دقیقه با اجـرای حرکـات کششـی و دویـدن در ۵۰٪ حداقل ضربان قلـب گـرم کـرده و سـپس آزمـون فزاینده ورزشی را بر روی تریدمیل (GXT) اجرا کردند، این آزمون دارای مراحل ۳۰ ثانیه‌ای متوالی بـا سـرعت ثابت و شـیب ۱/۵٪ و افـزایش سـرعت دویـدن هنگـام انتقال به مرحلـه بعـدی ۱K/h بـود (۲۱)، ایـن مراحـل ادامه پیدا کرد تا اینکه آزمودنی در مقیاس بورگ نمـره بالاتر از ۱۷ را اعلام کـرد (۲۲). تغییـرات ضـربان قلـب فعالیـت آزمـودنی‌هـا در طـول اجـرای پروتکـل توسـط دستگاه پولار لحظه به لحظه ثبت شـد. نقطـه شکسـت ضربان قلب آزمودنی‌ها به روش دی‌مکس و با استفاده از مدل ریاضی خط مستقیم موازی (PSLS) محاسبه شد.

پروتکل خستگی وامانده ساز: دو روز بعد از تعیین نقطه شکست ضربان قلب آزمودنی‌ها پروتکـل خسـتگی درمانده ساز را اجرا کردند، ابتـدا خـود را بـه مـدت ۱۰ دقیقه گرم نمـوده و سـپس بـر روی تریـدمیل پروتکـل فزاینده ورزشی تا رسیدن به سطح نقطه شکست ضربان قلب را اجرا کردند و در این سطح به طـور ثابـت ادامـه دادند تا اینکه آزمودنی در مقیاس بورگ نمـره بـالاتر از ۱۷ را اعلام کرد.

برای ثبت مشخصه‌های زمانی مرحله اسـتانس یعنـی تماس پاشنه با زمین و جدا شدن انگشـتان از زمـین از دو کلید پـایی اسـتفاده شـد، یکـی از آن‌هـا در ناحیـه خارجی خلفی ترین بخش پاشنه و دیگـری روی اولـین مفصل کف پایی- انگشتی نصـب شـد، در طبقـه‌بنـدی مراحل مختلف راه رفتن از لحظه تماس پاشنه با زمـین تا لحظه تماس انگشتان با زمین به‌عنوان مرحله تمـاس

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-06-26]

پاشنه، فاصله زمانی بین تماس انگشتان با زمین تا جدا شدن پاشنه به‌عنوان مرحله میانه استقرار و فاصله زمانی بین جدا شدن پاشنه از زمین تا جدا شدن انگشتان از زمین به‌عنوان مرحله جدا شدن پاشنه در نظر گرفته شد (۲۳).

فعالیت الکتریکی عضلات راست رانی (Rectus femoris)، پهن داخلی (Vastus medialis)، پهن خارجی (lateralis Vastus)، نیم وتری (Semitendinosu)، دو سررانی (Biceps femoris)، دو قلوی داخلی (Gastrocnemiusmedialis)، و ساقی قدامی (Tibialis anterior) در دو مرحله پیش آزمون و پس آزمون با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی (بیومتریک ال تی دی انگلستان) ۸ کاناله بی سیم و الکترودهای سطحی مدل دو قطبی جفت الکترودهای سطحی Ag/AgCl دو قطبی (فاصله ۲۵ میلی متر از مرکز تا مرکز، امپدانس ورودی ۱۰۰ مگااهم، نسبت رد شایع حالت کمتر از ۱۱۰ دسی بل در ۵۰ تا ۶۰ هرتز) ثبت گردید. فیلترهای پایین‌گذر ۵۰۰ هرتز و بالاگذر ۱۰ هرتز و همچنین، فیلتر ناتچ (برای حذف نویز برق شهری) ۶۰ هرتز جهت فیلترینگ داده‌های خام الکترومایوگرافی در نظر گرفته شد (۲۴). نرخ نمونه برداری در فعالیت الکتریکی عضلات، ۱۰۰۰ هرتز بود. جهت کاهش مقاومت پوست، ابتدا درموضع‌های الکترودگذاری موها از روی پوست زدوده شد و سپس سطح پوست با استفاده از الکل (۷۰٪) شرکت کیمیا الکل ایران طبق توصیه نامه ENIAM انجام شد (۲۵). جهت به دست آوردن دامنه فعالیت الکتریکی عضلات، از روش محاسبه ریشه میانگین مربعات استفاده گردید. پس از نصب نشانگرها و الکترودها بر روی بدن آزمودنی‌ها اوج فعالیت عضلات مذکور به صورت بیشترین انقباض ایزومتریک ارادی ثبت شد. به‌عنوان نمونه، بیشترین انقباض ایزومتریک ارادی فعالیت عضلات راست رانی (، پهن داخلی، پهن خارجی به این صورت ثبت شد که آزمودنی به نحوی بر روی صندلی می‌نشست. که مفاصل زانو و ران او در وضعیت فلکشن ۹۰ قرار داشت. پس از اعمال مقاومت از سوی آزمونگر بر روی ساق، آزمودنی حداکثر تلاش خود را برای انجام اکستنشن زانو انجام می‌داد هم انقباضی فلکسورها (دو سررانی، نیم وتری، دو قلوی داخلی) و اکستنسو (راست رانی، پهن داخلی، پهن خارجی) هم انقباضی عضلات داخلی (پهن داخلی، نیم وتری) و خارجی (سررانی، پهن خارجی) و همچنین، هم انقباضی دو عضله پهن داخلی و خارجی مورد بررسی قرار گرفت. تمام داده‌های الکترومایوگرافی با استفاده از نرم افزار متلب مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. جهت بررسی نرمال بودن داده‌ها و امکان استفاده از آزمون‌های پارمتریک، از آزمون شاپیروویلک استفاده گردید. داده‌ها با استفاده از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر به منظور مقایسه داده‌ها بین مراحل پیش آزمون و پس آزمون دو گروه و آزمون تعقیبی بونفرونی در نرم افزار (SPSS) نسخه ۲۵ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت، سطح معنی‌داری$P \leq ۰/۰۵$ در نظر گرفته شد.

رعایت اصول اخلاقی تحقیق: 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 تایید قرار گرفته است.

یافته‌ها

در جدول ۱ اطلاعات توصیفی آزمودنی‌ها در دو گروه پای پرونیت و سالم مشخص شده است.

در جدول ۲ میانگین و انحراف استاندارد هم انقباضی عمومی‌عضلات زانو طی مراحل پیش آزمون و پس آزمون راه رفتن در دو گروه پای پرونیت و سالم آمده است. بر این اساس، اثر خستگی در هم انقباضی عمومی‌زانو در فاز میانه‌استقرار ($p=۰/۰۱۴$) و نوسان ($p=۰/۰۳۲$) اختلاف معنی‌داری مشاهده شد. نتایج آزمون تعقیبی حاکی از آن بود که هم انقباضی عمومی‌طی فاز میانه‌استقرار ($p=۰/۰۱۴$، $d=۱/۰۲۸$) و نوسان ($p=۰/۰۳۲$، $d=۰/۸۸۹$) در هر دو گروه پای پرونیت و سالم، کاهش معنی‌داری طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون داشت.

با توجه به اطلاعات بدست آمده در جدول ۳ در رابطه با هم انقباضی جهت‌دار فلکسوری/ اکستنسوری مفصل زانو طی مراحل پیش آزمون و پس آزمون، اثر تعامل خستگی و گروه در هم انقباضی جهت‌دار مچ پا در فاز تماس پاشنه اختلاف معنی‌داری مشاهده شد ($p=۰/۰۳۱$). نتایج آزمون تعقیبی حاکی از آن بود که

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-06-26]

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

مشخصات	پای پرونیت (n=۱۴)	پای سالم(n=۱۴)
سن (سال)	۲۴/۶۶ ± ۳/۲۹	۲۵/۲۷ ± ۳/۱۴
قد (سانتی متر)	۱۷۰/۵۲ ± ۱۱/۶۶	۱۷۳/۷ ± ۶/۲
وزن (کیلوگرم)	۶۶/۵۶ ± ۱۵/۴۲	۷۲/۳ ± ۴/۷
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	۲۶/۲ ± ۳۵/۵۴	۲۵/۳ ± ۱۵/۴۴
میزان افتادگی استخوان ناوی (میلی متر)	۱۱/۱ ± ۷/۲	۶/۰± ۸/۷

جدول ۲- میانگین مراحل پیش آزمون و پس آزمون هم انقباضی عمومی زانو در دو گروه پای پرونیت و سالم طی پروتکل خستگی درمانده ساز

فاز	هم انقباضی	گروه پای پرونیت		میزان تغییر	گروه پای سالم		میزان تغییر	مقدار p		
		پیش آزمون	پس آزمون		پیش آزمون	پس آزمون		اثر عامل خستگی	اثر عامل گروه	اثر تعامل خستگی و گروه
تماس پاشنه	عمومی (درصد MVIC)	±۱۸۳/۵۰ ۱۵۷/۵۴	± ۴۴/۹۷ ۹۹/۵۷	-۵۸	± ۱۶۹/۸۹ ۱۷۵/۹۵	± ۸۳/۵۳ ۱۴۹/۹۴	-۲۶/۱۰	۰/۱۱۹	۰/۴۵۱	۰/۵۴۵
میانه استقرا	عمومی (درصد MVIC)	± ۱۵۵/۶۳ ۱۵۲/۱۷	± ۴۷/۵۴ ۸۴/۳۹	-۶۷/۷۸	± ۱۴۷/۵۶ ۱۷۳/۵۶	± ۸۴/۰۸ ۱۳۰/۴۵	-۴۳/۱۱	*۰/۰۱۴	۰/۳۹۶	۰/۵۶۴
جدا شد پاشنه	عمومی (درصد MVIC)	± ۳۳۵/۰۰ ۱۹۶/۱۷	± ۵۳/۵۰ ۸۵/۹۸	-۱۱۰/۱۹	± ۱۷۵/۵۸ ۱۸۳/۵۵	± ۱۰۰/۸۴ ۱۳۷/۵۸	-۴۷/۹۷	۰/۰۷۲	۰/۷۵۶	۰/۴۴۷
نوسان	عمومی (درصد MVIC)	± ۱۹۴/۳۵ ۱۶۱/۶۲	± ۴۳/۰۳ ۸۲/۹۶	-۷۸/۶۶	± ۱۷۴/۹۱ ۱۸۵/۵۴	± ۷۷/۲۷ ۱۳۴/۹۷	-۵۰/۵۷	*۰/۳۲	۰/۲۷۹	۰/۶۲۶

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

جدول ۳- میانگین مراحل پیش آزمون و پس آزمون هم انقباضی جهت دارفلکسوری / اکستنسوری زانو در دو گروه پای پرونیت و سالم طی پروتکل خستگی درمانده ساز

فاز	هم انقباضی	گروه پای پرونیت		میزان تغییر	گروه پای سالم		میزان تغییر	مقدار p		
		پیش آزمون	پس آزمون		پیش آزمون	پس آزمون		اثر عامل خستگی	اثر عامل گروه	اثر تعامل خستگی و گروه
تماس پاشنه	دارفلکسوری / اکستنسوری (نسبت)	± ۰ /۷۴ ۰/۳۹	±۰ /۷۰ -۰/۰۴	-۰/۴۳	± ۰/۸۴ -۰/۳۳	± ۰/۹۸ ۰/۱۸	۰/۵۱	۰/۶۳۹	۰/۲۴۶	*۰/۰۳۱
میانه استقرار	دارفلکسوری / اکستنسوری (نسبت)	± ۰/۷۴ -۰/۱۰	±۰ /۹۴ -۰/۲۸	-۰/۰۸	± ۰/۹۴ -۰/۲۸	±۰ /۸۸ -۰/۳۸	-۰/۱	۰/۴۹۲	۰/۴۷۵	۰/۷۶۵
جدا شدن پاشنه	دارفلکسوری / اکستنسوری (نسبت)	± ۱/۱۶ -۰/۲۷	± ۱/۴۷ -۰/۵۱	-۰/۲۴	± ۰/۹۹ -۰/۵۹	± ۱/۸۸ -۰/۷۴	-۰/۱۵	۰/۵۶۴	۰/۵۱۶	۰/۸۹۶
نوسان	دارفلکسوری / اکستنسوری (نسبت)	± ۰/۹۲ -۰/۱۶	± ۱/۴۵ -۰/۲۱	-/۰۵	± ۱/۶۰ -۰/۹۶	± ۲/۲۷ -۰/۹۴	-۰/۰۲	۰/۹۷۰	۰/۱۴۸	۰/۹۲۳

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

هم انقباضی جهت‌دار فلکسوری/ اکستنسوری مفصل زانو طی فاز فاز تماس پاشنه در گروه پای پرونیت در مقایسه با پای سالم، به اندازه ۰/۳۰- طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون کاهش معنی‌داری داشت (p=۰/۰۳۱، d=۰/۸۹۵).

در جدول۴ میانگین و انحراف استاندارد هم انقباضی جهت‌دار داخلی/ خارجی زانو طی مراحل پیش آزمون و پس آزمون دویدن در دو گروه پای پرونیت و سالم آمده است. بر این اساس اثر تعامل خستگی و گروه در هم انقباضی جهت‌دار داخلی/ خارجی زانو در فاز میانه استقرار (p =۰/۰۴۸) اختلاف معنی‌داری مشاهده شد. نتایج آزمون تعقیبی حاکی از آن بود که هم‌نقباضی جهت‌دار داخلی/ خارجی زانو در فاز میانه استقرار در در گروه پای پرونیت در مقایسه با پای سالم، کاهش

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-06-26]

جدول ٤- میانگین مراحل پیش آزمون و پس آزمون هم انقباضی جهت‌دار داخلی/ خارجی زانو در دو گروه پای پرونیت و سالم طی پروتکل خستگی درمانده ساز

فاز	هم انقباضی	گروه پای پرونیت		میزان تغییر	گروه پای سالم		میزان تغییر	مقدار p		
		پیش آزمون	پس آزمون		پیش آزمون	پس آزمون		اثر عامل خستگی	اثر عامل گروه	اثر تعامل خستگی و گروه
تماس پاشنه	داخلی/ خارجی (نسبت)	± ۰/۶۶ ۰/۱۹	± ۰/۴۳ ۰/۳۳	۰/۱۴	± ۰/۹۹ −۰/۲۴	± ۰/۶۵ ۰/۱۰	۰/۳۴	۰/۵۳	۰/۱۴۸	۰/۵۲۶
میانه استقرار	داخلی/ خارجی (نسبت)	± ۱/۱۶ −۰/۲۹	± ۰/۵۸ ۰/۳۱	۰/۶	± ۰/۹۱ −۰/۵۵	± ۰/۸۸ −۰/۰۳	۰/۲۵	۰/۹۷۱	۰/۱۹۵	*۰/۰۴۸
جدا شدن پاشنه	داخلی/ خارجی (نسبت)	± ۰/۹۴ −۰/۰۶	± ۰/۵۶ ۰/۲۱	۰/۲۷	± ۱/۰۳ −۰/۱۴	± ۰/۵۹ ۰/۲۰	۰/۳۴	۰/۱۳۱	۰/۸۴۴	۰/۸۸۴
نوسان	داخلی/ خارجی (نسبت)	± ۰/۸۹ −۰/۱۲	± ۰/۴۸ ۰/۲۸	۰/۴	۰/۰۴ ± ۰/۸۳	± ۰/۹۰ −۰/۰۷	−۰/۱۱	۰/۴۹۸	۰/۶۷۰	۰/۲۲۴

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

جدول ٥- میانگین مراحل پیش آزمون و پس آزمون هم انقباضی جهت‌دار پهن داخلی/ پهن خارجی زانو در دو گروه پای پرونیت و سالم طی پروتکل خستگی درمانده ساز

فاز	هم انقباضی	گروه پای پرونیت		میزان تغییر	گروه پای سالم		میزان تغییر	مقدار p		
		پیش آزمون	پس آزمون		پیش آزمون	پس آزمون		اثر عامل خستگی	اثر عامل گروه	اثر تعامل خستگی و گروه
تماس پاشنه	پهن داخلی/ پهن خارجی(نسبت)	± ۰/۷۴ ۰/۲۰	± ۰/۶۶ ۰/۳۷	۰/۱۷	± ۰/۹۲ −۰/۳۰	± ۰/۸۸ ۰/۰۵	۰/۳۵	۰/۱۷۵	۰/۱۰۲	۰/۶۲۹
میانه استقرار	پهن داخلی/ پهن خارجی(نسبت)	± ۰/۵۸ −۰/۰۹	± ۰/۵۶ ۰/۳۱	۰/۴	۰/۱۴ ± ۰/۵۳	± ۰/۸۹ −۰/۰۴	−۰/۱۸	۰/۹۲۸	۰/۳۷۲	۰/۲۸۲
جدا شدن پاشنه	پهن داخلی/ پهن خارجی(نسبت)	± ۱/۶۲ −۰/۴۵	± ۰/۴۸ ۰/۴۱	۰/۸۶	± ۲/۲۷ −۰/۸۰	± ۰/۵۸ ۰/۲۳	۱/۰۳	*۰/۱۲	۰/۵۳۰	۰/۸۱۸
نوسان	پهن داخلی/ پهن خارجی(نسبت)	± ۰/۷۳ −۰/۰۲	± ۰/۸۳ ۰/۳۱	۰/۳۳	± ۱/۲۹ −۰/۳۸	± ۰/۹۸ −۰/۱۲	۰/۲۶	۰/۱۴۷	۰/۲۱۶	۰/۸۵۰

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

معنی‌داری به اندازه ۰/۳۱ طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون داشت (p=۰/۰۴۸، d=۰/۸۱۳).

در جدول ۵ میانگین و انحراف استاندارد هم انقباضی جهت‌دار پهن داخلی/ پهن خارجی زانو طی مراحل پیش آزمون و پس آزمون دویدن در دو گروه پای پرونیت و سالم آمده است. بر این اساس، اثر عامل خستگی در هم انقباضی جهت‌دار پهن داخلی/ پهن خارجی زانو در فاز جدا شدن پاشنه اختلاف معنی‌داری مشاهده شد (p=۰/۰۱۲). نتایج آزمون تعقیبی حاکی از آن بود که هم‌نقباضی جهت‌دار زانو در فاز جدا شدن پاشنه درهر دو گروه پای پرونیت و سالم، افزایش معنی‌داری به اندازه ۱/۸۹ طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون داشت (p=۰/۰۱۲، d=۱/۰۶۲).

بحث و نتیجه‌گیری

خستگی قادر به تغییر الگوی حرکت، تغییر هم انقباضی عضلات مفصل، و تغییر در حس وضعیت مفصل است که افزایش ریسک آسیب دیدگی مفصل را به همراه خواهد داشت (۲۶). هدف از تحقیق حاضر، تاثیر پروتکل خستگی درمانده ساز بر هم انقباضی عضلات اطراف زانو در افراد سالم و با پای پرونیت طی راه رفتن بود. نتایج این مطالعه نشان داد که پس از خستگی در هر دو گروه پای پرونیت و پای سالم، هم انقباضی عمومی‌مفصل زانو در فاز تماس پاشنه و نوسان به طور معنی داری کاهش، و هم انقباضی جهت‌دار پهن داخلی/ پهن خارجی در فاز جدا شدن پاشنه افزایش یافته است. همچنین نتایج این مطالعه نشان داد که پس از خستگی در گروه پای پرونیت در مقایسه با پای

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-06-26]

سالم مقادیر هم انقباضی جهت دار، فلکسوری/ اکستنسوری زانو در فازتماس پاشنه و هم انقباضی جهت‌دار داخلی/ خارجی زانو در فاز میانه استقرار به طور معنی داری کاهش یافت. سایر مؤلفه‌ها هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری را نشان نداد.

هم انقباضی عمومی مفصل زانو در در فاز تماس پاشنه و نوسان در گروه پای پرونیت در مقایسه با پای سالم بعد از خستگی کاهش معنی‌داری داشت. هم انقباضی عمومی برای به تعادل رساندن و ثبات دهی کلی به زانو بسیار مهم می‌باشد (۲۷). درصورت کاهش پایداری و بروز بی‌ثباتی در مفاصل، افزایش هم انقباضی عضلات اطراف مفاصل می‌تواند سبب تغییر در میزان پایداری و بارهای مفصلی شود؛ یا به‌عبارتی پایداری مفصل را افزایش دهد (۱۵). در تحقیقی نشان داده شده است که پس از ایجاد این تغییرات، سیستم اسکلتی-عضلانی بدن توانایی خود در جذب مناسب شوک را از دست داده و خطر ابتلا به آسیب‌های ناشی از خستگی و پرکاری افزایش می‌یابد (۲۸). عنبریان و همکاران (Anbarian et al) (۲۰۱۵) در مطالعه خود با عنوان اثر رکاب زدن و خستگی بر تغییرات هم انقباضی عضلات اطراف زانو طی دویدن ورزشکاران سه گانه کاهش معنی دار هم انقباضی عمومی در زیرمرحله پیشروی و کل مراحل حمایت و بدون حمایت بعد از خستگی گزارش کردند (۲۹). کلیس و همکاران(Kellis et al) (۲۰۱۱)، با اعمال خستگی ایزوکنیتیک هم انقباضی عضلات دوندگان را قبل و بعد از مرحله تماس پاشنه بررسی کردند و کاهش هم انقباضی عمومی در کل مرحله بدون حمایت را گزارش کردند (۳۰). برخلاف مطالعه حاضر نتایج عنبریان و همکاران (۲۰۱۵) با پژوهش حاضر همسو نبود، آنها در مطالعه ای اثر خستگی موضعی عضلات چهارسررانی بر هم انقباضی عضلات زانو در راه رفتن را بررسی کردند و افزایش مقادیر هم انقباضی عمومی زانو در مرحله‌های تماس و پیشروی را گزارش کردند و توضیح دادند که در این دو مرحله نقش اصطکاک برجسته تر است و به نظر می‌رسد مکانیزم مرکزی بدن برای جلوگیری از افتادن، هم انقباضی عمومی مفصل زانو را افزایش می‌دهد (۱۸). شاید این اختلاف به علت تفاوت در نوع و یا شدت برنامه خستگی باشد، نوع برنامه خستگی آنها خستگی موضعی عضلات چهارسررانی بود در حالیکه برنامه خستگی این مطالعه دویدن تا رسیدن به درماندگی بود.

بر اساس نتایج به‌دست آمده در این مطالعه، به نظر می‌رسد خستگی که متعاقب بروز تغییراتی در نحوه فعالیت عضلات ایجاد می‌شود، با تغییر دادن سیستم حرکتی می‌تواند در مکانیک حرکت و مفاصل حین دویدن تغییراتی ایجاد کند. بنابراین، شاید این تفاوت در فعالیت عضلات که پس از خستگی مشاهده شد، یکی از مکانیزم‌های ایجاد تغییرات در مکانیک مفاصل و کاهش هم انقباضی عمومی باشد. دیگر نتایج این تحقیق نشان داد که هم انقباضی جهت‌دار داخلی/ خارجی زانو در فاز فاز میانه استقرار در گروه پای پرونیت در مقایسه با پای سالم بعد از خستگی کاهش معنی‌داری داشت. عضلات داخلی زانو در این مطالعه پهن داخلی و نیم وتری و عضلات خارجی زانو پهن خارجی و دوسر رانی می‌باشند. گشتاور والگوس (اداکتوری) زانو به وسیلهٔ عضلات خارجی ران، همچون عضلات پهن خارجی و دوسر رانی و گشتاور واروس (ابداکتوری) زانو به وسیلهٔ عضلات داخلی ران، مانند عضلات پهن داخلی و نیم وتری کنترل می شوند (۱۶). هیدن و همکاران (Heiden et al) (۲۰۰۹) با بررسی تعامل بین تثبیت کننده‌های فعال و غیرفعال زانو در هنگام راه رفتن در سطح، بیان کرد که افزایش هم انقباضی جهت‌دار داخلی/ خارجی زانو سبب کنترل گشتاور خارجی و داخلی وارده بر مفصل زانو شده و در نتیجه مانع بلند شدن کندیل‌ها شده، بنابراین سبب کاهش تمرکز بارهای مفصلی بر روی کمپارتمان‌های جانبی مفصل زانو می شوند (۱۲). به طورکلی، یکی از عوامل تغییر در میزان پایداری و بارهای مفصلی می تواند هم انقباضی عضلات اطراف مفاصل باشد. به این معنی که در صورت کاهش در پایداری مفصل، هم انقباضی عضلات اطراف مفصل جهت پایدار کردن مفصل تغییر می‌یابد. به عبارتی تغییر در هم انقباضی نشانه وجود بی‌ثباتی در مفصل است (۱۵). بررسی نتایج این مطالعه نشان داد که هم انقباضی جهت‌دار عضلات فلکسوری/ اکستنسوری زانو در فاز تماس پاشنه در در گروه پای پرونیت در مقایسه با پای سالم بعد از خستگی کاهش معنی‌داری داشت. در هنگام تماس پاشنه، هر دو عضلات فلکسوری / اکستنسوری زانو

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-06-26]

سطح بالایی از فعالیت را نشان می‌دهند و بنابراین، هر دو با انقباض مشترک در کنترل و ثبات مفصل شرکت می‌کنند (۳۱). در این مرحله گروه عضلات چهار سر ران به صورت برون گرا و عضلات دوقلو، دوسر رانی و نیم وتری به صورت درون گرا برای نگه داری حرکت زانو هم انقباضی دارند (۳۲). والش (Walsh et al) و همکاران (۲۰۱۲) عنوان کردند که افراد دارای غلبه چهارسر نسبت فعالیت چهارسر به همسترینگ بیش از حدی دارند در این گروه رباط صلیبی قدامی (Anterior Cruciate Ligament) و برنامه‌های پیش گیرانه از آسیب لیگامان از افراد باید بر کاهش نسبت فعالیت چهارسر به همسترینگ به عنوان مهم ترین عامل در کسب فلکشن اولیه مطلوب در زانو تمرکز داشته باشند (۳۳). برخلاف مطالعه حاضر امیر لطافت کار و همکاران (۲۰۱۴) در مطالعه خود با بررسی اثرات تمرینات اغتشاشی بر نسبت‌های فعالیت عضلات چهارسر و همسترینگ افزایش هم انقباضی چهارسر و همسترینگ زانو را گزارش کردند (۳۴). درفرآیند دینامیکی مرحله تماس، همزمانی فعالیت عضلات فلکسوری / اکستنسوری زانو از اهمیت ویژه ای برخوردار است (۳۵)، به طوری که خستگی عضلات فلکسوری می‌تواند این فرایند را تحت تأثیر قرار داده و باعث افزایش سرعت تماس پاشنه و در نتیجه افزایش ریسک سرخوردن و ریسک آسیب در زانو شود (۳۶). و گزارش شده که یکی از عواملی که بر سرخوردن افراد واصطکاک در راه رفتن اثر گذار است همزمانی فعالیت عضلات فلکسور و اکستنسور مفصل زانو است (۳۷). به نظر می‌رسد که از مکانیزم‌های جبرانی سیستم عصبی مرکزی یا محیطی، کاهش نسبت فعالیت عضلات فلکسوری/اکستنسوری زانو در مرحله تماس پاشنه پس از خستگی باشد.

بخش دیگری از نتایج تحقیق حاضر نشان داد که هم انقباضی جهت‌دار دو عضله پهن داخلی و پهن خارجی در جدا شدن پاشنه پس از خستگی در هر دو گروه پای پرونیت و پای سالم به طور معنی داری افزایش پیدا کرد. محققین بر ان عقیده اند که در جهت گیری استخوان کشکک در سطح فرونتال، عمل هماهنگ دو عضله از گروه عضلات چهار سررانی (پهن خارجی و پهن داخلی) هنگام فلکشن و اکستنشن مفصل زانو، بسیار مهم است (۱۳). و هر گاه نسبت فعالیت دو عضله مذکور هنگام حرکت در مفصل زانو نامتعادل گردد، استخوان کشکک به طرف داخل و یا خارج منحرف می‌شود و زمینه برای ایجاد دردهای کشککی فراهم می‌گردد (۳۸). چانگ (Chang) در سال ۲۰۱۵ نیز در یک بررسی الکترومیوگرافیک، سطح فعالیت را در بیماران مبتلا به درد مفصل عمل هماهنگ دو عضله پهن خارجی و پهن داخلی عضلات کشککی رانی در دو زنجیره حرکتی باز و بسته مقایسه نمود و مشاهده کرد این نسبت در بیماران در مقایسه با افراد سالم، حین انجام آزمون‌های عملکردی کمتر از ۱ بوده است (۳۹). در اصل یک ارتباط عصبی تاندونی عضلانی با مفصل وجود دارد که تحت عنوان داده‌های عمومی‌نهایی (FinalCommon Input) می باشد. بدین معنا که دوک‌های عضلانی، مسئول جمع آوری و پردازش اطلاعات دریافتی از آوران‌های محیطی بوده که در نهایت پیام تغییر یافته را به سیستم اعصاب مرکزی ارسال می کنند (۴۰). این حلقه فیدبکی مسئول اصلاح مداوم فعالیت عضلانی در حین حرکت، از طریق قوس رفلکسی کششی می باشد. به دنبال هماهنگی بین پیامهای رفلکسی از پایین و پیامهای حرکتی از مراکز بالا، تون عضلانی عضلات ثبات دهنده دینامیک، تنظیم میگردد (۴۱). با توجه به نتایج به دست آمده از تحقیق حاضر در این بخش و با استفاده از یافته‌های مطالعات دیگر در خصوص انحراف استخوان کشکک در صورت نامتعادل شدن فعالیت دو عضله پهن خارجی و پهن داخلی (۳۸)، و پیامد عدم فعالیت همزمان و هماهنگ این دو عضله (۴۲)، می‌توان گفت که گروه پای پرونیت در فاز نوسان راه رفتن هنگام خستگی، احتمال نامتعادل شدن وضعیت استخوان کشکک در سطح فرونتال و انحراف آن به طرف خارج و وجود دارد که می‌تواند زمینه ساز بروز آسیب و درد در مفصل زانو گردد. در مجموع نتایج حاصل از این مطالعه نشان می‌دهد که بعد از خستگی هم انقباضی عضلات عمل کننده بر مفصل زانو در گروه پای پرونیت، منجر به اعمال فشار و نیروهای نامتعادل در این مفصل می‌شود.

با توجه به نتایج این مطالعه، خستگی باعث تغییراتی در میزان هم انقباضی عضلات زانو طی راه رفتن شد. هم انقباضی عمومی‌عضلات مفصل زانو در فاز تماس

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-06-26]

پاشنه و میانه استقرار و هم انقباضی جهت‌دار داخلی/ خارجی زانو در فاز میانه استقرار و جهت‌دار عضلات فلکسوری/ اکستنسوری زانو در فاز تماس پاشنه در افراد پای پرونیت در مقایسه با افراد سالم، پس از خستگی کاهش یافت. با مشاهده نتایج این مطالعه به‌نظر می‌رسد که سیستم عصبی برای حفظ ثبات در مفصل زانو، سعی دارد با تغییر فعالیت عضلات، خطر ابتلا به آسیب را در این مفصل کاهش دهد. بنابراین، پیشنهاد می‌شود که هنگام استفاده از تمرینات دویدن در افراد دارای پای پرونیت با احتیاط عمل نمود. همچنین اجرای پروتکل خستگی وامانده ساز در شرایط طبیعی و بر روی پیست دو ومیدانی می‌تواند حیطه پیشنهادی دیگری در تحقیقات آتی باشد تا تعیین شود که آیا محیط طبیعی بر هم انقباضی عضلات مورد بررسی در این پژوهش اثر دارد یا خیر؟

تقدیر و تشکر

از تمامی شرکت کنندگان در این پژوهش و تمامی افرادی که ما را در انجام پژوهش حاضر یاری نمودند، کمال تشکر و قدردانی را داریم.

References

1. 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;21(2):270-5.

2. Jafarnezhadgero A, Sorkhe E, Meamarbashi A. Efficacy of motion control shoes for reducing the frequency response of ground reaction forces in fatigued runners. JAST. 2019;2(1):8-21. [Persian]

3. Ghodsi A, Naserkhaki S, Tanbakoosaz A. The Effect of Fatigue on the Postural Balance of Young Women Using Electromyography of Lower Extremity Muscles. J Sport Biomech. 2019;5(3):146-55.

4. 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. [Persian]

5. Schoenecker P, Rich M. The lower extremity,(Ed. 6), Lovell and Winter's pediatric orthopaedics. Philadelphia: Lippincott, Williams and Wilkins. 2005;39(1):43-6.

6. 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(1):35.

7. 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.

8. Kirmizi M, Sengul YS, Angin S, Kirmizi M. The effects of gait speed on plantar pressure variables in individuals with normal foot posture and flatfoot. Acta Bioeng Biomech. 2020;22(3):161-168.

9. Cote KP, Brunet ME, II BMG, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. J Athl Train. 2005;40(1):41-46.

10. Day J, Kim J, Conti MS, Williams N, Deland JT, Ellis SJ. Outcomes of Idiopathic Flexible Flatfoot Deformity Reconstruction in the Young Patient. AOFAS. 2020;5(3):1-9.

11. Dodelin D, Tourny C, L'Hermette M. The biomechanical effects of pronated foot function on gait. An experimental study. Scand J Med Sci Sports. 2020;30(11):2167-2177.

12. 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.

13. Satas A, Jurgelaitiene G, Brazaitis M, Eimantas N, Skurvydas A. Effect of knee extensors muscles fatigue on bilateral force accuracy, variability, and coordination. Hum Mov Sci. 2020;72:102659.

14. Rabiei M, Jafarnejhad-Gre T, Binabaji H, Hosseininejad SE, Anbarian M. Assessment of postural response after sudden perturbation in subjects with genu valgum. Journal of Shahrekord Uuniversity of Medical Sciences. 2012;14. [Persian]

15. 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.

16. Hatfield G. The effects of quadriceps impairment on lower limb kinematics, kinetics and muscle activation during gait in young adults [MSc. thesis]. Halifax: Dalhousie University. 2009.

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. 2009;24(1):844-45. [Persian]

18. Anbarian M, Hajiloo B, Sepehrian M, Sadeghi S, Esmaeili H. The effect of quadriceps fatigue onco-activation of knee muscles during walking. JSMJ. 2015;14(3):309-21. [Persian]

19. 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(1):22.

20. Costa RR, Reichert T, Barroso BM, Rocha VdMBd, Preissler AAB, Santiago É, et al. Heart rate

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-06-26]

deflection point as an alternative to determining the anaerobic threshold in dyslipidaemic patients. Motriz: Revista de Educação Física. 2019;25(1).

21. 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.

22. 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;17(4):419-24.

23. 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(1):1-9.

24. 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. [Persian]

25. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol. 2000;10(5):361-74.

26. Parijat P, Lockhart TE. Effects of quadriceps fatigue on the biomechanics of gait and slip propensity. Gait Posture. 2008;28(4):568-73.

27. Palmieri-Smith RM, McLean SG, Ashton-Miller JA, Wojtys EM. Association of quadriceps and hamstrings cocontraction patterns with knee joint loading. J Athl Train. 2009;44(3):256-63.

28. Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E, Daily D. Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance running. Human movement science. 2000;19(2):139-51.

29. 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. J Sport Biomech. 2015;1(1):5-13. [Persian]

30. 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.

31. 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;26(4):607-10.

32. Kyröläinen H, Avela J, Komi PV. Changes in muscle activity with increasing running speed. J Sports Sci. 2005;23(10):1101-9.

33. Walsh M, Boling MC, McGrath M, Blackburn JT, Padua DA. Lower extremity muscle activation and knee flexion during a jump-landing task. J Athl Train. 2012;47(4):406-13.

34. Letafatkar A, Rajabi R, Tekamejani E, Minoonejad H. Effects of perturbation training on quadriceps and hamstring electromyographic ratios. Koomesh. 2014;15(4). [Persian]

35. da Silva JCL, Ekblom MM, Tarassova O, Andersson E, Rönquist G, Grundström H, et al. Effect of increasing workload on knee extensor and flexor muscular activity during cycling as measured with intramuscular electromyography. PLoS One. 2018;13(8):e0201014.

36. Wong TL, Huang CF, Chen PC. Effects of Lower Extremity Muscle Fatigue on Knee Loading During a Forward Drop Jump to a Vertical Jump in Female Athletes. J Hum Kinet. 2020;72(1):5-13.

37. Warnecke D, Meßemer M, de Roy L, Stein S, Gentilini C, Walker R, et al. Articular cartilage and meniscus reveal higher friction in swing phase than in stance phase under dynamic gait conditions. Sci Rep. 2019;9(1):1-9.

38. Pal S, Besier TF, Draper CE, Fredericson M, Gold GE, Beaupre GS, et al. Patellar tilt correlates with vastus lateralis: vastus medialis activation ratio in maltracking patellofemoral pain patients. J Orthop Res. 2012;30(6):927-33.

39. Chang W-D, Huang W-S, Lai P-T. Muscle activation of vastus medialis oblique and vastus lateralis in sling-based exercises in patients with patellofemoral pain syndrome: A cross-over study. Evid Based Complement Alternat Med. 2015;2015:740315.

40. Boehm I, Alhindi A, Leite AS, Logie C, Gibbs A, Murray O, et al. Comparative anatomy of the mammalian neuromuscular junction. J Anat. 2020 Nov;237(5):827-836.

41. Girard O, Brocherie F, Morin J-B, Millet GP, Hansen C. Running mechanics and leg muscle activity patterns during early and late acceleration phases of repeated treadmill sprints in male recreational athletes. Eur J Appl Physiol. 2020;120(12):2785-2796.

42. Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. Behav Res Methods. 2007;39(2):175-91.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-06-26]