

Effect of Fatigue at Heart Rate Deflection Point on Ankle Muscle Co-Contraction during Running in Healthy Individuals and Those with a Pronated Foot

Ahmad Fasihi^{*1}, Marefat Siyahkohiyan², AmirAli Jafarnezhadgero³, Lotfali Bolboli⁴, Leila Fasihi⁵

1. PhD Student, Sport Physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
2. Professor, Sport Physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
3. Associate Professor, Sport Biomechanic, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
4. Associate Professor, Sport Physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
5. Masters Student, Sport Physiology, Faculty of Physical Education and Sport Science, University of Allameh Tabatabaai, Tehran, Iran

Received: 2020.April.20

Revised: 2020.June.26

Accepted: 2020.July.01

Published Online: 2020.July.09

ABSTRACT

Background and Aims: Pronated foot, as one of the common foot deformities, can affect the biomechanics of running and risk of lower extremity injury. Fatigue, as a result of doing heavy tasks, can also change biomechanical parameters of locomotion. Under the fatigue conditions, the biomechanical differences between individuals with pronated and healthy feet are more easily identified. Thus, the main objective of the present study was to examine the effects of fatigue at heart rate deflection point on ankle muscle co-contraction between pronated and healthy feet during running.

Materials and Methods: A total of 14 young men with pronated feet and 14 individuals with healthy feet participated in the study. Electromyographic activities of the selected muscles before and after fatigue protocol were recorded. The statistical analysis was performed using the SPSS software and running ANOVA ($p \leq 0.05$).

Results: Findings in the pronated foot compared with the healthy foot group showed that the ankle general co-contraction was significantly lower in the mid-stance phase ($p=0.049$; $d=0.81$) and the directed co-contraction was significantly more in the heel off phase ($p=0.038$; $d=0.85$). Other components did not show any significant differences ($P > 0.05$).

Conclusion: The general co-contraction of the pronated feet was less than that in the healthy group in the middle phase. Weakness of the muscles around the joint may be one of the reasons for the change in the direction of the bones of the sole of the foot. 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. Therefore, it is suggested that rehabilitation programs be considered for these individuals, which will also increase the general co-contraction, especially in the mid-stance phase.

Keywords: Pronated foot; Co-contraction; Fatigue; running; Heart rate deflection point.

How to cite this article: Ahmad Fasihi, Marefat Siyahkohiyan, AmirAli Jafarnezhadgero, Lotfali Bolboli, Leila Fasihi. Effect of fatigue at heart rate deflection point on ankle muscle co-contraction during running in healthy individuals and those with a pronated foot. *J Rehab Med.* 2021; 10 (1):58-68.

***Corresponding Author:** Ahmad Fasihi. PhD Student, Sport Physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

Email: ahmad.fasihi@uma.ac.ir

اثر خستگی در نقطه شکست ضربان قلب بر هم‌انقباضی عضلات مچ پا طی دویدن در افراد سالم و با پای پرونیت

احمد فصیحی^{۱*}، معرفت سیاه‌کوهیان^۲، امیرعلی جعفرنژادگرو^۳، لطفعلی بلبلی^۴، لیلا فصیحی^۵

۱. دانشجوی دکتری فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۲. استاد فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۳. دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۴. دانشیار فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۵. دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیولوژی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران، ایران

پذیرش مقاله ۱۳۹۹/۰۴/۱۱

بازنگری مقاله ۱۳۹۹/۰۴/۰۶

دریافت مقاله ۱۳۹۹/۰۲/۰۱

چکیده

مقدمه و اهداف: پای پرونیت، به‌عنوان یکی از ناهنجاری‌های رایج پا می‌تواند بیومکانیک دویدن و خطر آسیب‌دیدگی اندام تحتانی را تحت تأثیر قرار دهد. خستگی پیامد یک فعالیت سنگین می‌تواند پارامترهای بیومکانیکی حرکت را تغییر دهد، تحت شرایط خستگی اختلافات بیومکانیکی افراد پای پرونیت و سالم آسان‌تر مشخص می‌شود؛ بنابراین هدف اصلی مطالعه حاضر بررسی تأثیر خستگی در نقطه شکست ضربان قلب بر هم‌انقباضی عضلات مچ پا در افراد پای پرونیت و سالم طی دویدن بود.

مواد و روش‌ها: تعداد ۱۴ نفر مرد جوان با پای پرونیت و ۱۴ نفر با پای سالم در مطالعه حاضر شرکت کردند. فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب قبل و بعد از اجرای پروتکل ثبت گردید. داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS و آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت ($p < 0.05$).

یافته‌ها: یافته‌ها در گروه پای پرونیت در مقایسه با پای سالم نشان داد که در هم‌انقباضی عمومی طی فاز میانه‌استقرار، به‌طور معناداری کمتر ($d = 0.81$, $p = 0.049$) و در هم‌انقباضی جهت‌دار طی فاز جدا شدن پاشنه به‌طور معناداری بیشتر بود ($d = 0.85$, $p = 0.038$). سایر مؤلفه‌ها هیچ‌گونه اختلاف معناداری را نشان ندادند.

نتیجه‌گیری: هم‌انقباضی عمومی افراد پای پرونیت در مقایسه با گروه سالم در فاز میانه استقرار کمتر بود. شاید ضعف عضلات اطراف مفصل به دلیل تغییر راستای استخوان‌های کف پا یکی از دلایل آن باشد. افزایش در هم‌انقباضی جهت‌دار در افراد پای پرونیت، نشان از افزایش فشار بر ساختارهای داخلی مچ پا می‌باشد. شاید دویدن‌های طولانی‌مدت ساختارهای داخلی پای این افراد را بیشتر در معرض خطر اضافه‌بار و آسیب قرار دهد؛ لذا پیشنهاد می‌شود برای این افراد برنامه‌های توانبخشی در نظر گرفته شود که هم‌انقباضی عمومی رو به ویژه در فاز میانه استقرار افزایش دهد.

واژه‌های کلیدی: پای پرونیت؛ هم‌انقباضی؛ خستگی؛ دویدن؛ نقطه شکست ضربان قلب

نویسنده مسئول: احمد فصیحی، دانشجوی دکتری فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه

محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

آدرس ایمیل: ahmad.fasihi@uma.ac.ir

مقدمه و اهداف

دویدن طولانی باعث خستگی جسمانی و در نتیجه کاهش عملکرد می‌شود. کاهش عملکرد مرتبط با خستگی ممکن است ناشی از تغییرات محیطی در سطح عضله و یا تغییرات در سطح سیستم عصبی مرکزی و عصب حرکتی باشد.^[۱] با بروز خستگی در عضلات به‌ویژه عضلات اندام تحتانی تغییراتی در کینتیک و کینماتیک حرکتی به وجود می‌آید.^[۲، ۳] ورزش کردن در شرایط خستگی، میزان نیروهای برشی و تماسی وارد بر اندام تحتانی را افزایش می‌دهد.^[۴، ۵] برخی از گزارشات پیشین نشان داده‌اند که خستگی با کاهش عملکرد و کارایی سیستم عصبی-عضلانی، اختلال در فعال‌سازی همزمان عضلات آگونیست و آنتاگونیست، کاهش قدرت و ظرفیت عملکردی عضلات همراه می‌باشد.^[۶] گزارش شده است که خستگی موضعی (خستگی عضلات اطراف مفصل) ممکن است باعث تغییر در حس وضعیت مفصل، تغییر الگوی حرکت و تغییر در هم‌انقباضی عضلات اطراف آن مفصل شده و در نتیجه ریسک آسیب‌دیدگی را افزایش دهد.^[۶] تعادل دینامیک و کنترل پاسچر از قسمت‌های ضروری انجام فعالیت‌های ورزشی هستند که تحت تاثیر سیستم عصبی-عضلانی، دامنه حرکتی مفاصل، قدرت و هماهنگی عضلانی قرار می‌گیرند.^[۷] تعادل و توزیع نادرست بار بین اندام تحتانی ممکن است باعث درد و عملکرد نادرست عضلات شود.^[۸، ۹] ناهنجاری‌های ساختاری به‌ویژه در زانو و مچ پا، احتمال بروز آسیب در افراد را افزایش می‌دهد و ممکن است از شرکت آن‌ها در فعالیت‌های ورزشی جلوگیری کند.^[۱۰] پاهای وظایف متعددی از جمله فراهم کردن ثبات بدن و جذب و توزیع نیروهای وارد بر بدن را به عهده دارند که اجرای بهینه این اعمال به قوس‌های کف پا از جمله قوس طولی-داخلی بستگی دارد.^[۱۱] تحقیقات نشان داده‌اند که با توجه به سطح اتکا نسبتاً کوچک پاها و همچنین نقش پاها در مرحله انتقال وزن، کمترین تغییرات بیومکانیکی در سطح اتکا بر جذب و توزیع نیروها تأثیر منفی می‌گذارد.^[۱۲] پای پرونیت با کاهش قوس طولی-داخلی پا همراه است که در بین همه افراد جامعه شایع است.^[۱۳] در افراد دارای پای پرونیت، هنگام تحمل وزن، قوس طولی کف پا صاف، جلوی پا به سمت ابداکشن و پاشنه به سمت والگوس می‌رود.^[۱۴] هنگام تحمل وزن قوس طولی کف پا با کشیده شدن نیرو را در خود ذخیره کرده و با آزادسازی این نیرو به حرکت رو به جلو بدن کمک می‌کند. با کاهش قوس طولی کف پا، استخوان ناوی به زمین نزدیک شده، ساختار استخوانی کف پا به هم

خورده، در نتیجه راستای استخوانی مچ پا آرایش جدیدی می‌گیرد و فعالیت عضلات کف پا دستخوش تغییر شده که منجر به کاهش جذب و انتقال نیرو در قوس طولی کف پا می‌گردد.^[۱۵] نتایج مطالعات نشان داده است که بی‌نظمی‌های بیومکانیکی در عملکرد فرد و متعاقب آن کشیدگی عضلات همسترینگ و چهارسررانی، درد ساق و درد تاندون آشیل از عوارض کف پای صاف می‌باشد.^[۱۶] بنابراین، پای پرونیت ممکن است به اختلال در فشارهای وارده بر کف پا^[۱۷] یا ایجاد آسیب‌های اندام تحتانی^[۱۷] منجر شود. در مطالعات دیگر نشان داده شده است که پای پرونیت می‌تواند باعث تغییر در تحرک‌پذیری مفاصل مچ پا^[۷] و همچنین تغییر و اختلال در کنترل پاسچر^[۱۸] شود و در نتیجه باعث تغییر فعالیت عضلات گردد.^[۱۹] خستگی و ناهنجاری در اندام تحتانی مانند پای پرونیت می‌تواند بر بیومکانیک حرکات انسان مانند دویدن، تأثیر منفی بگذارد و منجر به بروز عدم هم‌انقباضی عضلانی و علائم ناپایدار در مفاصل اندام تحتانی (مچ پا) شود.^[۲۰] از دیدگاه بیومکانیکی در وضعیت‌های استاتیک یا دینامیک مانند راه رفتن و دویدن، هم‌زمانی عملکرد عضلات موافق و مخالف اطراف مفصل جهت نگهداری موقعیت و ثبات مفصل و همچنین بارهای وارد بر مفصل از اهمیت زیادی برخوردار است.^[۲۰] فعالیت هم‌زمان عضلات مختلف عمل‌کننده حول یک مفصل را هم‌انقباضی عضلانی می‌گویند.^[۲۱] در کل دو نوع هم‌انقباضی عضلانی وجود دارد: هم‌انقباضی عمومی که از حاصل جمع فعالیت الکترومایوگرافی تمام عضلات اطراف مفصل محاسبه می‌شود و دیگری هم‌انقباضی جهت‌دار که عامل مهمی در ثبات مفصل است و از نسبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات مخالف به موافق محاسبه می‌شود. در مطالعات الکترومایوگرافیکی مشاهده شده است که تغییر در دامنه و فرکانس فعالیت عضلات می‌تواند نشانه اختلال در هم‌انقباضی عضلات باشد.^[۲۲]؛ بنابراین، توجه به هم‌انقباضی عضلات اطراف مفاصل اندام تحتانی و به‌ویژه مچ پا می‌تواند اطلاعات مفیدی را جهت پیشگیری از آسیب مفاصل هنگام دویدن در اختیار قرار دهد. با توجه به نقش مؤثر فعالیت دو عضله درشت‌نی قدامی و دوقلو در پایداری مفصل مچ پا^[۲۳]، این عضلات در پژوهش حاضر مورد ارزیابی قرار گرفت. محققان اثر خستگی ناشی از دویدن روی ترمیم بر تغییر سیگنال‌های عضلانی و هم‌انقباضی عضلات اندام تحتانی را مورد بررسی قرار دادند. ارغوانی و همکاران (۲۰۱۸) با بررسی تاثیر پروتکل خستگی عملکردی بر کنترل قامت و تعادل افراد با قوس کف پای متفاوت، اختلال در تعادل افراد

روش افتادگی استخوان ناوی و ارتفاع ناوی نرمال شده مربوط به پای برتر برای تقسیم‌بندی آزمودنی‌ها در گروه کف پای پرونیت استفاده شد.^[۲۸] قبل از انجام پژوهش از آزمودنی‌ها درخواست شد که در مرکز سلامت و تندرستی دانشکده علوم تربیتی و روان‌شناسی دانشگاه محقق اردبیلی حضور بهم رسانند و کلیه مراحل پژوهش از قبیل پروتکل تعیین نقطه شکست ضربان قلب و پیش-آزمون و پس‌آزمون و خطرات احتمالی برای آن‌ها توضیح داده شد، سپس رضایت‌نامه کتبی را تکمیل و امضاء نمودند. مطالعه حاضر با کد IR-ARUMS.REC.1397.301 در کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل ثبت و تأیید شده است. پروتکل خستگی این مطالعه، دویدن در سطح HRDP تا رسیدن به خستگی بود. HRDP نقطه انحراف ضربان قلب از خط مستقیم در بررسی ارتباط بین بار کار و تعداد ضربان قلب تعریف می‌شود که به‌عنوان ملاکی برای برنامه‌ریزی شدت تمرینات هوازی مورد استفاده واقع می‌شود.^[۲۹] به‌طور کلی، تحقیق حاضر دارای دو پروتکل می‌باشد: پروتکل اول تعیین HRDP برای هر آزمودنی و پروتکل دوم (اصلی) دویدن در سطح HRDP تا رسیدن به مرز خستگی می‌باشد. هر دو پروتکل بر روی تردمیل انجام گردید. در اجرای پروتکل اول جهت تعیین HRDP، آزمودنی‌ها حدود ۱۰ الی ۱۵ دقیقه در ۵۰٪ ماگزیمم ضربان قلب گرم نمودند و حرکات کششی انجام دادند. سپس آن‌ها آزمون فزاینده ورزشی کوتاه‌مدت بر روی تردمیل (GXT) را شروع کردند، به‌طوری که این آزمون دارای مراحل ۳۰ ثانیه‌ای متوالی با سرعت ثابت و شیب ۱/۵٪ بود. سرعت دویدن هنگام انتقال به مرحله بعدی ۱K/h افزایش یافت^[۳۰]، این مراحل ادامه پیدا کرد تا اینکه آزمودنی در مقیاس بورگ نمره بالاتر از ۱۷ را اعلام کرد.^[۳۱] تغییرات ضربان قلب فعالیت آزمودنی‌ها در طول اجرای پروتکل توسط دستگاه پولار لحظه‌به‌لحظه ثبت شد، نهایتاً اطلاعات در کامپیوتر شخصی وارد برنامه رایانه‌ای طراحی شده به روش دی‌مکس گردید. HRDP با استفاده از مدل ریاضی خط مستقیم موازی (PSLS)، برای هر آزمودنی محاسبه شد. دو روز بعد از تعیین HRDP آزمودنی‌ها جهت اجرای پروتکل خستگی در سطح HRDP فراخوانده شدند. بعد از 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.

دارای ناهنجاری کف پا به خصوص در افراد کف پای صاف ساختاری را بعد از خستگی را گزارش کردند. عنبریان و همکاران (۲۰۱۶)، شاخص هم‌انقباضی و زمان رسیدن به حداکثر فعالیت عضلات اندام تحتانی را بعد از خستگی در مرحله اکتاء بررسی کردند و کاهش فعالیت درشت‌نی قدامی و افزایش فعالیت دوقلوی داخلی و کاهش هم‌انقباضی این عضلات را در مرحله تولید بعد از خستگی گزارش کردند.^[۳۲] تسایی و همکاران (۲۰۰۶) اعلام کردند احتمال شکستگی ناشی از فشار در افراد با پای پرونیت نسبت به افراد پای نرمال بیشتر است.^[۳۳] با توجه به اینکه اکثر تحقیقات تاثیر خستگی بر هم‌انقباضی عضلات اندام تحتانی را هنگام راه رفتن مورد بررسی قرار داده‌اند و با توجه به اینکه دویدن یکی از پرکاربردترین مهارت در کلیه رشته‌های ورزشی می‌باشد، بنابراین احتمال بروز آسیب ناشی از خستگی آن نیز بیشتر می‌باشد.^[۳۴] با توجه به تغییرات ساختاری مانند افزایش چرخش داخلی تی‌بیا و ایداکشن جلوی پا در پای پرونیت و در نتیجه کاهش جذب ضربه هنگام دویدن^[۳۵] ممکن است خستگی باعث شود فشار بیشتری در طول فاز استانس به عضلات فعال و ساختارهای درگیر در دویدن وارد شود. از آنجا که نقطه شکست ضربان قلب (HRDP) می‌تواند به‌عنوان ابزاری غیرتجاهمی در تعیین آستانه بی‌هوازی مورد استفاده قرار گیرد^[۳۵] و پذیرفته شده است که آستانه بی‌هوازی معادل با حداکثر شدتی از تمرین می‌باشد که فرد می‌تواند برای طولانی‌مدت تا رسیدن به خستگی انجام دهد^[۳۶، ۳۷]؛ لذا شناخت اثر خستگی در نقطه شکست ضربان قلب بر هم‌انقباضی عضلات اطراف مچ پا حین دویدن 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 خستگی در نقطه شکست ضربان قلب بر هم‌انقباضی عضلات مچ پای افراد دارای پای پرونیت حین دویدن بود.

مواد و روش‌ها

تحقیق از نوع نیمه‌تجربی بود. جامعه آماری پژوهش شامل کلیه دانشجویان دانشگاه محقق اردبیلی بود که از بین آنها، ۱۴ پسر دارای پای پرونیت و ۱۴ پسر با پای سالم به‌صورت در دسترس انتخاب شدند. بین متغیرهای قد، جرم و سن گروه پای پرونیت و کف پای سالم تفاوت معناداری مشاهده نشد. شرایط پذیرش افراد در این مطالعه عبارت بود از جنسیت مرد، نداشتن سابقه جراحی، شکستگی، مشکلات عصبی-عضلانی، نداشتن دیابت یا هرگونه بیماری تأثیرگذار بر مهارت دویدن. از



تصویر ۱. تعیین میزان HRDP

فیلترینگ داده‌های خام الکترومایوگرافی در نظر گرفته شد.^[۳۲] نرخ نمونه‌برداری در فعالیت الکتریکی عضلات، ۱۰۰۰ هرتز بود. محل عضلات منتخب و اعمالی مانند تراشیدن موی محل الکتروودگذاری و تمیز کردن با الکل ۷۰٪ Ethanol-C2H5OH، شرکت کیمیالکل ایران طبق توصیه‌نامه SENIAM انجام شد.^[۳۳] جهت به دست آوردن دامنه فعالیت الکتریکی عضلات از روش محاسبه Root Mean Square استفاده گردید. اوج فعالیت عضلات مذکور به صورت بیشترین انقباض ایزومتریک ارادی Maximum Voluntary Isometric Contraction (MVIC) ثبت شد.

فعالیت الکتریکی عضلات فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی و دوقلوی میانی در دو مرحله پیش‌آزمون و پس-آزمون با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی Biometrics (Ltd، انگلستان) ۸کاناله بی‌سیم و الکتروهای سطحی مدل دوقطبی جفت الکترودهای سطحی Ag/AgCl (فاصله ۲۵ میلی‌متر از مرکز تا مرکز، امپدانس ورودی ۱۰۰ مگا اهم، نسبت رد شایع حالت Common-mode Rejection Ratio (CMRR) کمتر از ۱۱۰ دسی‌بل 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



تصویر ۲. ثبت فعالیت الکتریکی عضله

(Biometrics Ltd, for Windows, DataLITE UK) MATLAB (Works®R2016a, for وUK) Windows, Natick, USA) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. 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

به‌عنوان نمونه، MVIC فعالیت عضله دوقلوی میانی به این صورت ثبت شد که از آزمودنی درخواست گردید روی یک پا (پای سمت راست که الکتروود بر روی آن قرار دارد) بایستد و به مدت ۵ ثانیه بر روی پنجه خود قرار گیرد.^[۳۳] برای ثبت اوج فعالیت عضله درشت‌نی قدامی نیز آزمودنی پای خود را در زیر یک صفحه ثابت قرار داد و حرکت دورسی فلکشن را انجام داد (پاشنه روی زمین ثابت بود و پنجه رو 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 EMG با استفاده از نرم‌افزارهای Biometrics

استفاده گردید. داده‌ها با استفاده از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر به‌منظور مقایسه داده‌ها بین مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون دو گروه و آزمون تعقیبی بونفرونی در نرم‌افزار (SPSS) نسخه ۲۵ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت و سطح معناداری $P \leq 0.05$ در نظر گرفته شد. میزان اندازه اثر در پژوهش حاضر با استفاده از رابطه d کهن و به‌صورت رابطه ۴ محاسبه شد.^[۲۵]

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

یافته‌ها

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

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

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

شد ($p=0.049$). نتایج آزمون تعقیبی حاکی از آن بود که هم-انقباضی عمومی طی فاز میانه استقرار در گروه پای پرونیته، کاهش معناداری به اندازه $90/09$ - طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون داشت ($p=0.049$ ، $d=0.81$).

رابطه ۳: ۱- میانگین فعالیت عضلات موافق/میانگین فعالیت عضلات مخالف= هم‌انقباضی جهت‌دار برای ثبت مشخصه‌های زمانی مرحله استانس یعنی تماس پاشنه با زمین و جدا شدن انگشتان از زمین از دو کلید پایی استفاده شد؛ یکی از آن‌ها در ناحیه خارجی خلفی‌ترین بخش پاشنه و دیگری روی اولین مفصل کف پایی-انگشتی نصب شد. در طبقه‌بندی مراحل مختلف راه رفتن از لحظه تماس پاشنه با زمین تا لحظه تماس انگشتان با زمین به‌عنوان مرحله تماس پاشنه، فاصله زمانی بین تماس انگشتان با زمین تا جدا شدن پاشنه به‌عنوان مرحله میاداستانس و فاصله زمانی بین جدا شدن پاشنه از زمین تا جدا شدن انگشتان از زمین به‌عنوان مرحله پروپالژن در نظر گرفته شد.^[۲۶] جهت بررسی نرمال بودن داده‌ها و امکان استفاده از آزمون‌های پارمتریک، از آزمون شاپیرو-ویلک

در جدول ۲، میانگین و انحراف استاندارد هم‌انقباضی عمومی عضلات میچ پا طی مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون دویدن در دو گروه پای پرونیته و سالم آمده است. بر این اساس، اثر تعامل خستگی و گروه در هم‌انقباضی عمومی میچ پا در فاز میانه استقرار (Mid Stance) اختلاف معناداری مشاهده

جدول ۲. میانگین مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون هم‌انقباضی عمومی میچ پا در دو گروه پای پرونیته و سالم طی خستگی دویدن در نقطه شکست ضربان قلب

فاز	هم‌انقباضی	گروه پای پرونیته		گروه پای سالم		میزان تغییر	میزان تغییر	میزان تغییر	میزان تغییر	مقدار p	اثر تعامل خستگی و گروه
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون						
تملس پاشنه	عمومی (درصد) MVIC	±۳۸۹۶۷۷/۴۹	±۱۰۷۵۵۳/۹۵۲	۹۳/۸۰±۵۴/۲۳	۱۳۰/۱۴±۸۵/۳۱	۱۷/۵۶	۳۶/۳۳	۱۱۵۶	۱۶۱۵	۱/۲۶۵	
میانه استقرار	عمومی (درصد) MVIC	۲/۶۷±۱۸۸/۴۹	۱۵/۱۲۵	۱۲۹/۲۷±۶۷/۷۳	۱۵۸/۸۲±۸۹/۱۲	-۹۰/۰۹	۲۹/۴۵	۰/۳۰۶	۰/۳۸۹	۰/۰۴۹	
جدا شدن پاشنه	عمومی (درصد) MVIC	۲/۷۰±۱۳۹/۵۵	۱۸۶/۹	۱۴۷/۲۵±۱۱۶/۳۵	۳۱۴/۶۸±۳۵۶/۳۲	-۳۹/۲۳	۱۶۷/۴۳	۱/۳۳۵	۱/۶۲۸	۱/۱۲۶	
نوسان	عمومی (درصد) MVIC	۱۱/۳۵±۵۷/۰۴	۱۰/۰/۶	۵۸/۸۸±۳۷/۱۱	۱۱۹/۵۰±۸۸/۶۹	-۱۱/۷۷	۳۳/۶۲	۰/۶۲۵	۰/۳۸۹	۰/۸۴۵	

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

مشاهده شد ($P=0/038$). نتایج آزمون تعقیبی حاکی از آن بود که هم‌انقباضی جهت‌دار طی فاز جدا شدن پاشنه در گروه پای پرونیت به اندازه $0/57$ طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون افزایش معناداری داشت ($d=0/85$, $p=0/038$).

با توجه به اطلاعات به‌دست‌آمده در جدول ۳ در رابطه با هم‌انقباضی جهت‌دار مفصل مچ پا طی مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون، اثر تعامل خستگی و گروه در هم‌انقباضی جهت‌دار مچ پا در فاز جدا شدن پاشنه (Heal Off) اختلاف معناداری

جدول ۳. میانگین مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون هم‌انقباضی جهت‌دار مچ پا در دو گروه پای پرونیت و سالم طی خستگی دوییدن در نقطه شکست ضربان قلب

فاز	هم‌انقباضی		گروه پای پرونیت		میزان		گروه پای سالم		میزان تغییر	مقدار P
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون		
تماس پاشنه	دورسی فلکسوری/پلانتار فلکسوری (نسبت)	$0/29 \pm 0/56$	$-0/70 \pm 4/25$	$-1/00$	$-0/49 \pm 1/94$	$-0/25 \pm 1/24$	$-0/24$	$-0/555$	$0/359$	$0/256$
میانه استقرار	دورسی فلکسوری/پلانتار فلکسوری (نسبت)	$-0/10 \pm 2/18$	$0/43 \pm 0/46$	$0/33$	$-0/23 \pm 1/81$	$0/21 \pm 1/03$	$0/44$	$-0/139$	$0/606$	$0/396$
جدا شدن پاشنه	دورسی فلکسوری/پلانتار فلکسوری (نسبت)	$0/14 \pm 1/61$	$0/71 \pm 0/19$	$0/57$	$0/55 \pm 0/46$	$-0/85 \pm 2/24$	$-1/39$	$0/370$	$0/273$	$0/038^*$
نوسان	دورسی فلکسوری/پلانتار فلکسوری (نسبت)	$0/20 \pm 0/90$	$-0/04 \pm 1/66$	$-2/24$	$-0/07 \pm 1/39$	$-0/61 \pm 2/68$	$-0/54$	$0/179$	$0/223$	$0/384$

*نشانه تفاوت معناداری در سطح ($P < 0/05$)

بحث

هدف از تحقیق حاضر، بررسی تاثیر خستگی در سطح HRDP بر روی هم‌انقباضی عضلات مفصل مچ پا در افراد پای پرونیت و سالم طی دوییدن بود. در رابطه با اهداف منظم تمرین، HRDP شاخص مطمئن و غیرتهاجمی برای تعیین شدت تمرینی در آستانه بی‌هوازی است. از لحاظ کاربردی این روش راحت و کم‌هزینه در تعیین شدت تمرینی برای فرد ورزشکاران می‌باشد.^[۲۸، ۳۷] هافمن و همکاران (۱۹۹۴) گزارش کردند HRDP منعکس‌کننده اثربخشی و کارایی برنامه‌های تمرینی استقامتی است. آنها استدلال آوردند که HR در HRDP می‌تواند برای تنظیم پارامترهای تمرین استقامتی مورد استفاده قرار گیرد.^[۲۹] دو یافته عمده در این مطالعه به دست آمد؛ نتایج نشان داد که هم‌انقباضی عمومی مفصل مچ پا در فاز میانه استقرار در گروه پای پرونیت بعد از خستگی کاهش معناداری در مقایسه با پای سالم داشت. بررسی نتایج هم‌انقباضی جهت‌دار مفصل مچ پا بیانگر افزایش معنادار هم‌انقباضی عضلات داخلی در فاز جدا شدن پاشنه در گروه پای پرونیت در مقایسه با پای سالم بعد از خستگی بود. سایر مؤلفه‌ها هیچ‌گونه اختلاف معناداری را نشان نداد. اصولاً بدن

انسان در هنگام مواجه با اختلالات به‌وجودآمده در یک عضو یا ساختار، به‌طور ناخودآگاه و به مرور زمان به‌صورت جبرانی، درصدد رفع و افزایش سازگاری عارضه ایجادشده برمی‌آید.^[۷] به‌طور کلی، در صورت بروز بی‌ثباتی و کاهش پایداری در مفاصل، افزایش هم‌انقباضی عضلات اطراف مفاصل می‌تواند سبب تغییر در میزان پایداری و بارهای مفصلی شود؛ به عبارتی دیگر، پایداری مفصل را افزایش دهد.^[۲۳] برخی تحقیقات، گزارش کردند بدن ممکن است برای کاهش مصرف انرژی، هم‌انقباضی عمومی را کاهش دهد.^[۴۰] در شرایط خستگی و کاهش ذخیره انرژی، شاید بدن دنبال عمل جبرانی برای کاهش مصرف انرژی به‌منظور ادامه فعالیت باشد. به بیان دیگر، در شرایط خستگی، بدن جهت حفظ منابع انرژی و ادامه فعالیت طی عملی جبرانی ثبات مفصلی را کاهش می‌دهد.^[۲۰] بر اساس نتایج به‌دست‌آمده در این مطالعه، به احتمال زیاد کاهش هم‌انقباضی عمومی در افراد پای پرونیت در فاز میانه‌استقرار می‌تواند باعث کاهش در مصرف انرژی در افراد پای پرونیت نسبت به افراد پای سالم گردد. اگرچه، کاهش هم‌انقباضی عمومی به‌عنوان یک فرآیند جبرانی در افراد پای پرونیت ممکن است بتواند باعث کاهش مصرف انرژی در

انجام شد، همسو می‌باشد. والش و همکاران (۲۰۱۱) با بررسی تاثیر خستگی زیر بیشینه بر انقباض عضلات درگیر در برقراری تعادل دینامیک بعد از سقوط به جلو، افزایش فعالیت عضلات دوقلو، و عضلات اینورتور در افراد پای پرونیت را گزارش کردند.^[۴۴] مرلی و همکاران (۲۰۰۹) فعالیت بیشتر عضلات دوقلو، نعلی و نازکنی طویل و شدت فعالیت عضلات ساقی قدامی را گزارش کردند.^[۴۳] برخی از مطالعات با نتایج تحقیق حاضر همسو نبود، عنبریان و اسماعیلی (۲۰۱۶) اثر خستگی ناشی از دویدن بر فعالیت برخی از عضلات اندام تحتانی در مرحله اتکاء را بررسی کردند و کاهش هم‌انقباضی عضلات درشت‌نی قدامی و دوقلوی داخلی را پس از خستگی مشاهده کردند. آن‌ها گزارش کردند در مرحله تولید پس از خستگی، فعالیت عضله درشت‌نی قدامی کاهش و فعالیت عضله دوقلوی داخلی افزایش پیدا کرد.^[۴۲] ممکن است علت عدم همسویی این یافته‌ها به دلیل نوع پروتکل برنامه خستگی و یا جنسیت باشد، آن‌ها از پروتکل خستگی ارائه‌شده توسط کوبل بائور و همکاران استفاده کردند که دویدن تا خسته شدن در حد اعلان نمره بورگ ۱۳ بود، در حالی که پروتکل مورد استفاده این تحقیق از نوع دویدن در نقطه شکست ضربان قلب بود. همچنین تعدادی از آزمودنی‌های مورد استفاده آنها زن بود، در حالی که این مطالعه از آزمودنی‌های مرد استفاده کرده و تفاوت‌هایی مانند عدم تقارن خستگی مرکزی و ایسکمی کمتر هنگام انقباض عضلانی در زنان ممکن است از دلایل این عدم همسویی باشد.^[۴۵] میرزاهی و دیگران (۲۰۰۱) گزارش کردند دویدن در حالت خستگی دورسی فلکشن مچ پا را افزایش می‌دهد.^[۴۶] حال با توجه به اینکه عضله درشت‌نی قدامی عمل دورسی فلکشن مچ پا را انجام می‌دهد. به نظر می‌رسد که نیازی به فعالیت عضله درشت‌نی قدامی برای ایجاد دورسی فلکشن بیشتر، نباشد و به موجب این، نیازی به فعالیت این عضله در ایجاد دورسی فلکشن در مرحله تولید نیست. طی مطالعه‌ای نشان داده شده است که پس از خستگی، چرخش به خارج مفصل تحت قاپی در مچ پا افزایش پیدا می‌کند.^[۴۷] پای انسان برای اینکه به اهرم محکمی برای انتقال نیروهای پیش‌ران به زمین تبدیل شود، باید در مفصل تحت قاپی به حالت چرخیده به داخل تبدیل وضعیت دهد.^[۴۸] با توجه به اینکه عضله دوقلوی داخلی دارای گشتاور چرخش به داخل بزرگی است و در این حرکت، یکی از عضلات اصلی محسوب می‌شود، بنابراین به نظر می‌رسد که افزایش هم‌انقباضی جهت‌دار جانب داخل مچ پا در مرحله جدا شدن پاشنه گشتاور چرخش به داخل بیشتری ایجاد می‌کند تا پا را برای انتقال بهتر آماده کند.^[۴۸] در نهایت به نظر می‌رسد افزایش هم‌انقباضی عضلانی در مچ پا یک مکانیزم کاهش آسیب‌های احتمالی باشد و می‌تواند نقش مهمی در افزایش پایداری این

شرایط خستگی شود، ولی از سوی دیگر ثبات مفصل مچ پا را کاهش می‌دهد. کاهش ثبات مفصل مچ پا می‌تواند باعث کاهش تعادل دینامیک در حین دویدن شده و در نتیجه ممکن است بروز آسیب‌های مفصلی را تشدید کند.^[۴۰] برخلاف مطالعه حاضر، ناردو و همکاران (۲۰۱۵) افزایش هم‌انقباضی عضلات درشت‌نی قدامی و دوقلوی داخلی را در مرحله میانه استقرار بعد از خستگی گزارش کردند.^[۴۱] شاید این اختلاف به علت تفاوت در نوع و یا شدت برنامه خستگی باشد، نوع برنامه خستگی آنها راه رفتن در شدت دلخواه بود در حالی که برنامه خستگی این مطالعه دویدن و در شدت نقطه شکست ضربان قلب بود. در کل با توجه به نتیجه این تحقیق مبنی بر کاهش هم‌انقباضی عمومی در گروه پای پرونیت، به نظر می‌رسد خستگی با تغییر دادن سیستم حرکتی که متعاقب بروز تغییراتی در نحوه فعالیت عضلات ایجاد می‌شود، 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 کاهش هم‌انقباضی عمومی و ایجاد تغییرات در مکانیک مفاصل باشد. 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.^[۴۹] دیگر نتایج مطالعه حاضر بیانگر آن است که هم‌انقباضی جهت‌دار مفصل مچ پا در فاز جدا شدن پاشنه در گروه پای پرونیت بعد از خستگی افزایش معناداری در مقایسه با پای سالم پیدا کرد. فراهم کردن مقاومت در برابر حرکات چرخشی مفصل و به تعادل رساندن فشارهای واردآمده به سطوح مفصلی و حفظ ثبات مفصل، از جمله فواید افزایش هم‌انقباضی می‌باشد.^[۴۲] هم‌انقباضی هنگام فعالیت‌های پویا مانند دویدن، فعالیتی جهت ثبات مفصل و تقلیل نیروهای چرخشی و برشی که سبب آسیب غضروف مفصلی می‌شود، تعریف شده است.^[۴۳] هم‌انقباضی جهت‌دار عضلات موافق و مخالف جانب داخلی مفصل، برای خنثی کردن گشتاور جانب خارجی ایجادشده بر مفصل فعال می‌شوند. همچنین، هم‌انقباضی جهت‌دار عضلات خارجی مفصل جهت خنثی کردن گشتاور جانب داخلی وارد بر مفصل فعال می‌شوند.^[۳۵] نتایج تحقیق حاضر، حکایت از افزایش هم‌انقباضی عضلات داخلی در فاز جدا شدن پاشنه، هنگام دویدن بعد از خستگی دارد. احتمالاً این افزایش به دلیل خنثی کردن (گشتاور خارجی) گشتاور اورتوری ایجادشده در مفصل مچ پا است. آنچه مسلم است این است که هرگونه تغییر در الگوی فعالیت عضلات می‌تواند سبب اتلاف انرژی و یا زمینه‌ساز بروز آسیب شود.^[۴۰] نتیجه این مطالعه با تحقیقات گذشته که بر روی خستگی و فعالیت الکترومیوگرافی افراد پای پرونیت

در مقایسه با افراد سالم پس از خستگی کمتر بود. در فاز جدا شدن پاشنه، هم‌انقباضی جهت‌دار مچ پا در افراد پای پرونیته در مقایسه با افراد سالم افزایش پیدا کرد. به نظر می‌رسد که نتایج این مطالعه نشان‌دهنده این است که سیستم عصبی برای حفظ ثبات در مفاصل، با تغییر فعالیت عضلات سعی دارد تا خطر ابتلا به آسیب را در مفصل مچ پا کاهش دهد؛ بنابراین پیشنهاد می‌شود که در بررسی اثرات ناشی از خستگی بر مکانیک دویدن و بروز آسیب‌های ناشی از دویدن در افراد با پای پرونیته به هم‌انقباضی 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 می‌باشد.

تشکر و قدردانی

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

مفصل طی فعالیت‌های روزانه همچون دویدن و راه رفتن ایفا کند.^[۲۳] از جمله محدودیت‌های پژوهش حاضر می‌توان به عدم بررسی مدت‌زمان تاثیر خستگی بر هم‌انقباضی عضلانی اشاره کرد و ممکن است بهره بردن از آن بهتر بتواند هماهنگی بین عضلات را بیان کند. این تحقیق می‌توانست تلاش‌های دویدن را روی پیست دوومیدانی انجام دهد، ولی افراد بر روی تردمیل آزمون‌ها را انجام دادند. دلیلی که برای این امر وجود داشت این بود که کنترل سرعت دویدن در سطح HRDP در پیست دوومیدانی تقریباً غیرممکن بود. اجرای پروتکل خستگی دویدن 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 نتایج مطالعه حاضر، خستگی باعث تغییراتی در میزان هم‌انقباضی عضلات مچ پا شد. در فاز میانه استقرار، هم‌انقباضی عمومی عضلات مفصل مچ پا در افراد پای پرونیته

منابع

- Gandevia SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological reviews*. 2001;81(4):1725-89.
- 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.
- 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.
- Milgrom C, Radeva-Petrova DR, Finestone A, Nyska M, Mendelson S, Benjuya N, et al. The effect of muscle fatigue on in vivo tibial strains. *Journal of biomechanics*. 2007;40(4):845-50.
- 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.
- 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. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2011;21(2):270-5.
- 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.
- Morasiewicz P, Urbański W, Kulej M, Dragan SŁ, Dragan SF, Pawik Ł. Balance and lower limb loads distribution after Ilizarov corticotomy. *Injury*. 2018;49(4):860-5.
- Baumfeld D, Baumfeld T, da Rocha RL, Macedo B, Raduan F, Zambelli R, et al. Reliability of baropodometry on the evaluation of plantar load distribution: a transversal study. *BioMed research international*. 2017;2017.
- Felson DT, Niu J, Gross KD, Englund M, Sharma L, Cooke TDV, et al. Valgus malalignment is a risk factor for lateral knee osteoarthritis incidence and progression: findings from the Multicenter Osteoarthritis Study and the Osteoarthritis Initiative. *Arthritis & Rheumatism*. 2013;65(2):355-62.
- 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.
- 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.

13. Chen J-P, Chung M-J, Wang M-J. Flatfoot prevalence and foot dimensions of 5-to 13-year-old children in Taiwan. *Foot & ankle international*. 2009;30(4):326-32.
14. Mosca VS. Flexible flatfoot and skewfoot. *JBJS*. 1995;77(12):1937-45.
15. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Journal of foot and ankle research*. 2009;2(1):35.
16. Menz HB, Morris ME, Lord SR. Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 2005;60(12):1546-52.
17. Dahle LK, Mueller M, Delitto A, Diamond JE. Visual assessment of foot type and relationship of foot type to lower extremity injury. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1991;14(2):70-4.
18. Williams Iii DS, McClay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. *Clinical biomechanics*. 2001;16(4):341-7.
19. Armstrong R. Initial events in exercise-induced muscular injury. *Medicine and science in sports and exercise*. 1990;22(4):429-35.
20. Anbarian M, Esmailie H, Hosseini Nejad S, Rabiei M, Binabaji H. Comparison of knee joint muscles activity in subjects with genu varum and the controls during walking and running. *J Res Rehabil Sci*. 2012;8(2):298-309.
21. ESMAEILI H, ANBARIAN M, HAJILOO B, SANJARI MA. The immediate effect of foot insole on electromyography activity and co-contraction of leg muscles in individuals with flat feet. 2013.
22. Rabiei M, Jafarnejhad-Gre T, Binabaji H, Hosseini Nejad SE, Anbarian M. Assessment of postural response after sudden perturbation in subjects with genu valgum. *Journal of Shahrekord Uuniversity of Medical Sciences*. 2012;14.
23. Hubley-Kozey C, Deluzio K, Dunbar M. Muscle co-activation patterns during walking in those with severe knee osteoarthritis. *Clinical biomechanics*. 2008;23(1):71-80.
24. Tsai L-C, Yu B, Mercer VS, Gross MT. Comparison of different structural foot types for measures of standing postural control. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2006;36(12):942-53.
25. 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*.
26. Billat LV. Use of blood lactate measurements for prediction of exercise performance and for control of training. *Sports medicine*. 1996;22(3):157-75.
27. Hopkins SR, McKenzie DC. The laboratory assessment of endurance performance in cyclists. *Canadian journal of applied physiology*. 1994;19(3):266-74.
28. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. A protocol for classifying normal-and flat-arched foot posture for research studies using clinical and radiographic measurements. *Journal of foot and ankle research*. 2009;2(1):22.
29. 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).
30. Leddy JJ, Baker JG, Kozlowski K, Bisson L, Willer B. Reliability of a graded exercise test for assessing recovery from concussion. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2011;21(2):89-94.
31. Koblbauer IF, van Schooten KS, Verhagen EA, van Dieën JH. Kinematic changes during running-induced fatigue and relations with core endurance in novice runners. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2014;17(4):419-24.
32. Farahpour N, Jafarnejhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2018;39:35-41.
33. Cudkovicz M, Zhang H, Qureshi M, Schoenfeld D. Maximum voluntary isometric contraction (MVIC). *Amyotrophic Lateral Sclerosis and Other Motor Neuron Disorders*. 2004;5(sup1):84-5.
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. *Clinical biomechanics*. 2009;24(10):833-41.
36. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Journal of foot and ankle research*. 2009;2(1):1-9.
37. Conconi F, Ferrari M, Ziglio PG, Droghetti P, Codeca L. Determination of the anaerobic threshold by a noninvasive field test in

- runners. *Journal of Applied Physiology*. 1982;52(4):869-73.
38. Gaisl G, Wiesspeiner G. A noninvasive method of determining the anaerobic threshold in children. *International journal of sports medicine*. 1988;9(01):41-4.
39. Hofmann P, Pokan R, Preidler K, Leitner H, Szolar D, Eber B, et al. Relationship between heart rate threshold, lactate turn point and myocardial function. *International journal of sports medicine*. 1994;15(05):232-7.
40. 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.
41. 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. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2015;25(2):347-54.
42. Gardinier ES. The Relationship Between Muscular Co-Contraction and Dynamic Knee Stiffness in ACL-Deficient Non-Copers. 2009.
43. Setton L, Mow VC, Howell D. Mechanical behavior of articular cartilage in shear is altered by transection of the anterior cruciate ligament. *Journal of Orthopaedic Research*. 1995;13(4):473-82.
44. Nodehi Moghadam A, Ehsani F, Tavahomi M. Assessing the effect of functional fatigue and gender on dynamic control of posture. *Journal of Modern Rehabilitation*. 2016;9(6):138-43.
45. Nourshahi M, Alirezai F, Bahrpeyma F. Contribution of peripheral and central fatigue in different conditions (gender and time of day differences). *Journal of Human Kinetics*. 2010;25(2010):27-34.
46. Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E. Fatigue-induced changes in decline running. *Clinical biomechanics*. 2001;16(3):207-12.
47. Dierks TA, Davis IS, Hamill J. The effects of running in an exerted state on lower extremity kinematics and joint timing. *Journal of biomechanics*. 2010;43(15):2993-8.
48. Lee SS, Piazza SJ. Inversion-eversion moment arms of gastrocnemius and tibialis anterior measured in vivo. *Journal of biomechanics*. 2008;41(16):3366-70