

The Effect of Exhaustive Protocol on Knee Muscle Co-contraction in Healthy People and with a Pronated Foot during Running

Ahmad Fasihi^{*}, Marefat Siyahkohiyan, Amirali Jafarnezhadgero, Lofali Bolboli, Hamed Sheikhalizade

Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

Received: 19 September 2020 Accepted: 2 March 2021

Abstract

Background and Aim: Fatigue and abnormalities in the lower extremities, such as the pronated foot, can adversely affect the biomechanics of human movements such as running, leading to a lack of muscle contraction and unstable symptoms in the joints of the lower extremities (knees). Therefore, the main purpose of this study was to investigate the effect of exhaustive protocol on knee muscle co-contraction in pronated and healthy individuals while running.

Methods: Fourteen young men with pronated feet and 14 healthy feet participated in the study. Electromyography activities of the selected muscles before and after fatigue protocol were recorded. The statistical analysis was performed using the SPSS software and repeated measures analysis of variance (ANOVA) ($P \leq 0.05$).

Results: Findings in the pronated foot compared with the healthy foot group showed that the knee general co-contraction during the mid-stance phase ($P = 0.026$, $d = 0.81$) and swing ($P = 0.046$, $d = 0.81$) and Vastuslateralis/vastusmedialis directed co-contraction of the knee was significantly lower during the heel contact phase ($P = 0.049$, $d = 0.81$). Flexural/extensor directed co-contraction in comparison of pretest to posttest during heel propulsion phase in both groups of pronated foot ($P = 0.037$, $d = 0.81$) and healthy foot ($P = 0.037$, $0.81 = d$) decreased significantly. The other components did not show any significant differences.

Conclusion: The co-contraction of the examined muscles in the knee joint has decreased in pronated foot in different stages of stance compared to the healthy foot group. This may be due to the over-activity of a group of muscles to overcome the instability of the knee and to prevent the extra movements of this joint when fatigue occurs, and it is also possible that this over-activity of a group of muscles has affected the running mechanics of individual with pronated foot and at different stages of the running cycle caused additional pressure on the knee joint and the musculoskeletal system in the knee joint loses its ability to properly absorb shock when running, increasing joint looseness and the risk of joint damage due to fatigue increase.

Keywords: Pronated foot, Co-contraction, Fatigue, Running, Exhaustive protocol.

^{*}Corresponding author: Ahmad Fasihi, Email: ahmad.fasihi@uma.ac.ir

تاثیر پروتکل درمانده ساز بر هم انقباضی عضلات زانو در افراد سالم و با پای پرونیت طی دویدن

احمد فصیحی*، معرفت سیاهکوهیان، امیرعلی جعفرنژادگرو، لطفعلی بلبلی، حامد شیخ علیزاده

گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

چکیده

زمینه و هدف: 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 (زانو) شود. بنابراین هدف اصلی این مطالعه بررسی تاثیر پروتکل درمانده ساز بر هم‌انقباضی عضلات زانو در افراد پای پرونیت و سالم طی دویدن بود.

روش‌ها: تعداد چهارده نفر مرد جوان با پای پرونیت و ۱۴ نفر با پای سالم در این مطالعه شرکت کردند. فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب قبل و بعد از اجرای پروتکل ثبت گردید. داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS و آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری های مکرر مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت ($P \leq 0/05$).

یافته‌ها: یافته‌ها در گروه پای پرونیت در مقایسه با پای سالم نشان داد که هم‌انقباضی عمومی زانو طی فاز میانه استقرار ($P = 0/026$)، $d = 0/928$ ، و نوسان ($d = 0/820$ ، $P = 0/046$) و هم‌انقباضی جهت دار پهن داخلی/پهن خارجی طی فاز تماس پاشنه ($P = 0/049$)، $d = 0/810$ ، به طور معنی‌داری کمتر بود. هم‌انقباضی جهت دار فلکسوری/اکستنسوری در مقایسه پیش آزمون نسبت به پس آزمون طی فاز جدا شدن پاشنه در هر دو گروه پای پرونیت ($d = 0/81$ ، $P = 0/037$) و پای سالم ($d = 0/81$ ، $P = 0/037$) به طور معنی‌داری کاهش یافت. سایر مؤلفه‌ها هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری را نشان ندادند.

نتیجه‌گیری: هم‌انقباضی عضلات مورد بررسی در مفصل زانو در افراد پای پرونیت در مراحل مختلف استانس نسبت به گروه پای سالم کاهش یافته است. شاید به علت فعالیت اضافی گروهی از عضلات جهت غلبه بر بی‌ثباتی زانو و جلوگیری از حرکات اضافی این مفصل به هنگام بروز خستگی باشد، و این احتمال وجود دارد که این فعالیت اضافی گروهی از عضلات بر مکانیک دویدن افراد پای پرونیت تأثیر گذاشته و در مراحل مختلفی از سیکل دویدن باعث وارد آمدن فشار اضافی به مفصل زانو شده و سیستم اسکلتی - عضلانی در مفصل زانو توانایی خود در جذب مناسب شوک هنگام دویدن را از دست داده و باعث افزایش لقی مفصل شده و خطر ابتلا به آسیب‌های مفصلی ناشی از خستگی افزایش یابد.

کلیدواژه‌ها: پای پرونیت، هم‌انقباضی، خستگی، دویدن، پروتکل درمانده ساز.

مقدمه

در وضعیت‌های استاتیک یا دینامیک مانند راه رفتن و دویدن، از اهمیت زیادی برخوردار است (۲۱). فعالیت هم‌زمان عضلات مختلف عمل‌کننده حول یک مفصل را هم‌انقباضی عضلانی می‌گویند (۲۲). هم‌زمانی انقباض عضلات موافق و مخالف اطراف مفصل برای حفظ موقعیت و ثبات مفصل از اهمیت بیومکانیکی زیادی برخوردار است. گزارش شده که هم‌انقباضی عضلات آنتاگونیست بعد از خستگی افزایش می‌یابد (۲۳). در مطالعات نشان داده شده است که تغییر در دامنه و فرکانس فعالیت عضلات می‌تواند باعث اختلال در هم‌انقباضی عضلات شود (۲۲). 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 از نسبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات مخالف به موافق محاسبه می‌شود. هم‌انقباضی عضلات اطراف مفصل در وضعیت‌های دینامیک مانند دویدن عامل مهمی در ثبات مفصل و بارهای وارده بر مفصل به شمار می‌رود (۲۴). بنابراین، توجه به هم‌انقباضی عضلات اطراف مفاصل اندام تحتانی و به ویژه زانو می‌تواند اطلاعات مفیدی را جهت پیشگیری از آسیب مفاصل افراد پای پرونیته هنگام دویدن در اختیار قرار دهد. مطالعات بسیاری با استفاده از الکترومایوگرافی به عنوان یک تکنیک غیرتهاجمی، اثر خستگی ناشی از دویدن روی تردمیل بر تغییر سیگنال‌های عضلانی و هم‌انقباضی عضلات اندام تحتانی را مورد بررسی قرار دادند (۲۵، ۲۶). گراچ و همکاران (۲۰۰۵) با بررسی دویدن طاقت فرسا بر کینماتیک اندام تحتانی گزارش کردند که خستگی باعث کاهش تعداد گام در دقیقه و کاهش طول گام می‌شود (۴). بازئلو و همکاران (۲۰۱۶) اثر خستگی بر دامنه حرکتی زانو را طی فاز استانس در دنده‌های تفریحی بررسی کردند و کاهش دامنه حرکتی مفصل زانو را گزارش کردند (۲۷). همچنین حاجیلو و همکاران (۲۰۱۷) با بررسی تأثیر خستگی بر الگوی فعالیت الکترومایوگرافی و هم‌انقباضی عضلات اندام تحتانی طی دویدن، تغییر الگوی فعالیت عضلات و میزان هم‌انقباضی عضلات را طی خستگی گزارش کردند (۲۵). تسایی و همکاران (۲۰۰۶) اعلام کردند احتمال شکستگی ناشی از فشار در افراد با پای پرونیته نسبت به افراد پای نرمال بیشتر از است (۲۸). در تحقیقات گذشته برای اعمال خستگی از پروتکل‌های گوناگونی چون پروتکل خستگی عضلانی موضعی (۲۹)، پروتکل خستگی ایزوکتیک (۴)، پروتکل خستگی عملکردی (۳۰) و پروتکل خستگی ارائه شده توسط کوبل بائور و همکاران (۳۱) استفاده شده است. پذیرفته شده که آستانه بی‌هواری معادل با حداکثر شدتی از فعالیت می‌باشد که فرد می‌تواند برای طولانی‌مدت تا رسیدن به خستگی انجام دهد. از آنجا که پذیرفته شده نقطه شکست ضربان قلب (HRDP) می‌تواند به عنوان ابزاری غیرتهاجمی در تعیین آستانه بی‌هواری مورد استفاده قرار گیرد (۳۲)، و همچنین با توجه به این که این پروتکل شباهت بسیاری به سرعت دویدن دنده‌ها

اگر چه دویدن اثرات سودمند زیادی برای سلامتی انسان دارد ولی دنده‌ها آسیب‌های اسکلتی - عضلانی زیادی را تجربه می‌کنند (۱)، و دویدن طولانی مدت بدن را در معرض خستگی و آسیب‌های مزمن ناشی از آن قرار می‌دهد (۲، ۳). شواهد همه‌گیر شناسی نشان داده که میزان وقوع آسیب سالانه در میان دوندگانه حدود ۳۷ تا ۵۶ درصد می‌باشد (۱). آسیب‌های دویدن در نتیجه مداخله پیچیده عوامل زیادی از قبیل، ناکافی بودن گرم کردن، شرایط محیطی و تمرینی، خستگی و عدم توازن عضلانی می‌باشد (۱، ۴). از لحاظ تئوری، نیروهای اعمال شده هنگام برخورد پا با زمین می‌تواند در ایجاد آسیب‌های اسکلتی - عضلانی مشارکت داشته باشد (۵). در مقایسه با دیگر حرکات، نیروی عکس‌العمل زمین هنگام دویدن نسبتاً کم می‌باشد (۴)، حدود ۲/۳۲ وزن بدن و میزان بار ضربه‌ای ۱۱۳ وزن بدن در ثانیه (۵). گفته شده که هنگامی که بارهای ضربه‌ای اندک برای مدت طولانی طی چرخه مکرر دویدن به بدن وارد می‌شود ریسک آسیب می‌تواند افزایش یابد (۶)، به همین دلیل تحقیقات بیومکانیکی زیادی بر روی خستگی در دویدن طولانی مدت انجام شده است (۷). خستگی عضلانی باعث کاهش عملکرد شده و انقباض عضلانی نمی‌تواند برای مدت طولانی حفظ گردد (۸). خستگی یکی از عواملی است که می‌تواند باعث اختلال در الگوی دویدن گردد (۹). مطالعات گذشته نشان داده است که خستگی مرتبط با دویدن بر عملکرد عضلانی تأثیرگذار بوده که موجب، تغییر در قابلیت حس عمقی (۱۰)، زمان‌های عکس‌العمل عضلانی (۱۱)، هماهنگی حرکتی (۱۲) و تغییر در هم‌انقباضی عضلات اطراف مفصل شده است (۶). پاهای محل تماس بدن با زمین می‌باشند و وظیفه انتقال نیروهای بین بدن و زمین را در فعالیت‌هایی که با تحمل وزن همراه است را بر عهده دارند (۱۳). همچنین پاهای عهده‌دار جذب و توزیع نیروهای وارد بر بدن و ثبات بدن می‌باشند، و اجرای بهینه این اعمال به قوس‌های کف پا از جمله قوس طولی داخلی بستگی دارد (۱۴). پای پرونیته با کاهش قوس طولی داخلی پا همراه است و با عملکرد تغییر یافته پا شامل افزایش چرخش داخلی تیبیا، افزایش ابداعشن جلوی پا، کاهش کارآمدی راه رفتن و کاهش جذب ضربه در ارتباط است (۱۵). پای پرونیته با حرکات اضافی در نواحی زانو و پا همراه است که می‌تواند باعث بروز صدماتی مانند سندرم درد کشکی رانی (۱۶) و استرس فراکچر درشت نی (۱۷) همچنین تغییر و اختلال در کنترل پاسچر (۱۸) و در نتیجه باعث تغییر فعالیت عضلات گردد (۱۹). خستگی و ناهنجاری در اندام تحتانی مانند پای پرونیته می‌تواند بر بیومکانیک حرکات انسان مانند دویدن، تأثیر منفی بگذارد و منجر به بروز عدم هم‌انقباضی عضلانی و علایم ناپایدار در مفاصل اندام تحتانی (زانو) شود (۲۰). از دیدگاه بیومکانیکی، هم‌زمانی عملکرد عضلات موافق و مخالف اطراف مفصل جهت نگهداری موقعیت و ثبات مفصل و همچنین بارهای وارده بر مفصل

۱۵ دقیقه در ۵۰٪ ماگزیمم ضربان قلب گرم نمودند و حرکات کششی انجام دادند. سپس آن‌ها آزمون فزاینده ورزشی کوتاه مدت بر روی تردمیل (GXT) را شروع کردند، به طوری که این آزمون دارای مراحل ۳۰ ثانیه‌ای متوالی با سرعت ثابت و شیب ۱/۵٪ بود. سرعت دویدن هنگام انتقال به مرحله بعدی 1 k/h افزایش یافت (۳۷)، این مراحل ادامه پیدا کرد تا اینکه آزمودنی در مقیاس بورگ نمره بالاتر از ۱۷ را اعلام کرد (۳۸) (شکل ۱). تغییرات ضربان قلب فعالیت آزمودنی‌ها در طول اجرای پروتکل توسط دستگاه پولار لحظه به لحظه 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، پروتکل درمانده ساز را شروع کردند بدین صورت که بر روی تردمیل، پروتکل فزاینده ورزشی تا رسیدن به سطح HRDP را اجرا کردند و در این سطح بطور ثابت آن قدر ادامه دادند تا اینکه آزمودنی در مقیاس بورگ نمره بالاتر از ۱۷ را اعلام کرد.

فعالیت الکتریکی عضلات راست رانی (Rectus femoras یا RF)، پهن داخلی (Vastus medialis یا VM)، پهن خارجی (Vastus lateralis یا VL)، نیم وتری (Semitendinosus یا ST)، دو سررانی (Biceps femoris یا BF)، دو قلوئی داخلی (Gastrocnemius medialis یا GM)، و ساقی قدامی یا Tibialis anterior (یا TA) در دو مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی (Biometrics Ltd، 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 مگا اهم، نسبت رد شایع حالت Common-mode rejection ratio یا CMRR) یا (۴۰) 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 (۳۹). نرخ نمونه برداری در فعالیت الکتریکی عضلات، ۱۰۰۰ هرتز بود. جهت کاهش مقاومت پوست، ابتدا درموضع‌های الکتروگذاری موها از روی پوست زدوده شد و سپس سطح پوست با استفاده از الکل (C2H5OH- 70% Ethanol شرکت کیمیا الکل ایران طبق توصیه نامه ENIAM انجام شد (۴۰).

جهت به دست آوردن دامنه فعالیت الکتریکی عضلات، از روش محاسبه Root Mean Square استفاده گردید. پس از نصب نشانگرها و الکترودها بر روی بدن آزمودنی‌ها اوج فعالیت عضلات مذکور به صورت بیشترین انقباض ایزومتریک ارادی (Maximum voluntary isometric contraction) یا

در دوهای استقامتی و احساس خستگی ورزشکار در طول مسابقه دارد (۳۳، ۳۴). بنابر این محقق از پروتکل خستگی 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 پرونیت (۱۵). لذا شناخت اثر خستگی در نقطه شکست ضربان قلب بر هم‌انقباضی عضلات اطراف زانو حین دویدن در افراد پای پرونیت 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 زانوی افراد دارای پای پرونیت حین دویدن بود.

روش‌ها

تحقیق حاضر، از نوع نیمه تجربی با طرح پیش‌آزمون و پس‌آزمون می‌باشد. جامعه آماری پژوهش شامل کلیه دانشجویان دانشگاه محقق اردبیلی بود. که از بین آن‌ها، ۱۴ نفر دارای پای پرونیت با میانگین (سنی $3/29 \pm 24/66$ سال و قد $11/66 \pm 170/52$ سانتی متر و وزن $15/42 \pm 66/56$ کیلوگرم) و ۱۴ نفر پای سالم با میانگین (سنی $3/14 \pm 25/27$ سال و قد $6/2 \pm 173/7$ سانتی متر و وزن $4/7 \pm 72/3$ کیلوگرم) به صورت دردسترس انتخاب شدند. بین گروه پای پرونیت و کف 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 ارتفاع ناوی نرمال شده مربوط به پای برتر استفاده شد (۳۵). شرایط پذیرش افراد در این مطالعه عبارت بودند از جنسیت مرد، نداشتن شکستگی، مشکلات عصبی-عضلانی، سابقه جراحی، نداشتن دیابت یا هر گونه بیماری تأثیرگذار بر مهارت دویدن. 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 پیش‌آزمون و پس‌آزمون و خطرات احتمالی برای آن‌ها توضیح داده شد سپس رضایت نامه کتبی را تکمیل و امضاء نمودند. 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 به عنوان ملاکی برای برنامه‌ریزی شدت تمرینات هوازی مورد استفاده واقع می‌شود (۳۶). به‌طور کلی تحقیق حاضر دارای دو پروتکل بود. پروتکل اول تعیین HRDP برای هر آزمودنی و پروتکل درمانده ساز (پروتکل دوم) دویدن در سطح HRDP تا رسیدن به مرز خستگی بود. هر دو پروتکل بر روی تردمیل انجام گردید. در اجرای پروتکل اول جهت تعیین HRDP آزمودنی‌ها حدود ۱۰ الی

دیگری روی اولین مفصل 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 میانه استقرار و فاصله زمانی بین جدا شدن پاشنه از زمین تا جدا شدن انگشتان از زمین به عنوان مرحله جدا شدن پاشنه در نظر گرفته شد (۴۲). هم‌انقباضی فلکسورها (ST, RF, GM) و اکستنسور (VM, VL, RF) هم‌انقباضی عضلات داخلی (ST) و خارجی (VL, BF) و همچنین، هم‌انقباضی دو عضله پهن داخلی و خارجی مورد بررسی قرار گرفت. جهت بررسی نرمال بودن داده‌ها و امکان استفاده از آزمون‌های پارامتریک، از آزمون شاپیروویلک استفاده گردید. داده‌ها با استفاده از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر به منظور مقایسه داده‌ها بین مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون دو گروه و آزمون تعقیبی بونفرونی در نرم افزار (SPSS) 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 (۴۳):

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



شکل-۲. ثبت فعالیت الکتریکی عضله

(MVIC) ثبت شد. به‌عنوان نمونه، MVIC فعالیت عضلات RF ، VM و VL 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 (شکل ۲).

تمام داده‌های EMG با استفاده از نرم افزارهای Biometrics (Biometrics Ltd, for Windows, UK) Data LITE (Works®R2016a, for 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 (۴۱).

رابطه ۱: مجموع فعالیت تمام عضلات اطراف مفصل زانو = 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

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



شکل-۱. تعیین میزان HRDP

نتایج

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

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)	۲۶/۳۵ ± ۲/۵۴	۲۵/۱۵ ± ۳/۴۴
میزان افتادگی استخوان ناوی (میلی متر)	۱۱/۷ ± ۱/۲	۶/۸ ± ۰/۷

با توجه به اطلاعات بدست آمده در جدول ۳ در رابطه با هم‌انقباضی جهت دار فلکسوری/اکستنسوری مفصل زانو طی مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون، اثر عامل خستگی در هم‌انقباضی جهت‌دار مچ پا در فاز جدا شدن پاشنه (heal off) اختلاف معنی‌داری مشاهده شد ($P=0/037$). نتایج آزمون تعقیبی حاکی از آن بود که هم‌انقباضی جهت‌دار طی فاز جدا شدن پاشنه در گروه پای پرونیت، به اندازه $30/0$ طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون کاهش معنی‌داری داشت ($d=0/85$, $p=0/38$).

در جدول ۲ میانگین و انحراف استاندارد هم‌انقباضی عمومی عضلات زانو طی مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون دوییدن در دو گروه پای پرونیت و سالم آمده است. بر این اساس، اثر تعامل خستگی و گروه در هم‌انقباضی عمومی زانو در فاز میانه استقرار ($P = 0/046$) و نوسان ($P = 0/046$) اختلاف معنی‌داری مشاهده شد ($P = 0/049$). نتایج آزمون تعقیبی حاکی از آن بود که هم‌انقباضی عمومی طی فاز میانه استقرار در گروه پای پرونیت، کاهش معنی‌داری به اندازه $90/09$ طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون داشت ($d = 0/81$, $P = 0/049$).

جدول-۲. میانگین مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون هم‌انقباضی عمومی مچ پا در دو گروه پای پرونیت و سالم طی خستگی دوییدن در نقطه شکست ضربان قلب

فاز	هم‌انقباضی	گروه پای پرونیت		میزان تغییر	گروه پای سالم		میزان تغییر	مقدار P		
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون		پیش‌آزمون	پس‌آزمون		اثر تعامل	اثر عامل	اثر عامل
تماس پاشنه	عمومی (درصد MVIC)	۱۹۸/۹۶±۹۱/۱۰	۲۰۳/۱۷۰±۴۶/۳۱	۴/۵	۳۱۹/۱۲۴±۰۱/۹۹	۳۶۰/۳۷۸±۳۴/۱۰	۴۱/۳۳	۰/۷۲۶	۰/۲۱۵	۰/۷۷۹
میانه استقرار	عمومی (درصد MVIC)	۳۸۱/۲۲۳±۷۰/۱۹	۲۸۳/۱۲۹±۸۰/۲۹	-۱۴۲/۹	۲۹۷/۱۴۱±۲۴/۰۶	۴۲۹/۲۲۳±۹۰/۷۵	۱۳۲/۶۶	۰/۷۲۴	۰/۵۴۳	۰/۰۲۶
جداشدن پاشنه	عمومی (درصد MVIC)	۳۷۷/۲۱۰±۶۷/۷۶	۲۵۳/۲۷۳±۸۸/۸۴	-۲۳/۷۹	۳۱۸/۲۱۵±۲۸/۷۳	۵۰۸/۴۰۶±۷۹/۸۳	۱۹۰/۵۱	۰/۳۶۰	۰/۴۴۷	۰/۲۴۲
نوسان	عمومی (درصد MVIC)	۱۸۵/۱۱۰±۴۸/۵۸	۱۳۲/۱۰۸±۲۱/۶۰	-۵۳/۲۷	۱۳۹/۷۳±۶۷/۸۳	۲۹۰/۳۳۰±۳۶/۵۹	۱۵۰/۶۹	۰/۳۲۷	۰/۲۷۹	۰/۰۴۶

* نشانه تفاوت معنی‌داری در سطح ($P \leq 0/05$)

جدول-۳. میانگین مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون هم‌انقباضی جهت دار فلکسوری/اکستنسوری زانو در دو گروه پای پرونیت و سالم طی خستگی دوییدن در نقطه شکست ضربان قلب

فاز	هم‌انقباضی	گروه پای پرونیت		میزان تغییر	گروه پای سالم		میزان تغییر	مقدار P		
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون		پیش‌آزمون	پس‌آزمون		اثر تعامل	اثر عامل	اثر عامل
تماس پاشنه	فلکسوری/اکستنسوری (نسبت)	-۰/۰±۱۷/۸۲	-۰/۱±۸۱/۴۰	-۰/۶۴	-۰/۲±۶۸/۳۷	-۰/۲±۴۷/۳۲	-۴۶/۳۲	۰/۶۷۵	۰/۸۶۰	۰/۴۰۸
میانه استقرار	فلکسوری/اکستنسوری (نسبت)	-۰/۱±۳۱/۱۳	-۰/۰±۲۰/۶۳	۰/۵۱	-۰/۰±۳۱/۷۵	-۰/۰±۵۵/۹۶	-۰/۸۶	۰/۶۴۱	۰/۳۱۱	۰/۲۰۳
جداشدن پاشنه	فلکسوری/اکستنسوری (نسبت)	-۰/۰±۵۰/۹۸	-۰/۱±۸۰/۱۹	-۰/۳۰	-۰/۰±۳۰/۸۷	-۰/۱±۵۷/۱۷	-۰/۲۷	۰/۰۳۷	۰/۴۷۰	۰/۹۱۶
نوسان	فلکسوری/اکستنسوری (نسبت)	-۰/۰±۵۱/۹۰	-۰/۰±۶۷/۸۹	-۰/۱۶	-۰/۱±۹۷/۶۰	-۰/۱±۷۳/۴۰	-۰/۲۴	۰/۸۸۵	۰/۴۸۸	۰/۵۰۶

* نشانه تفاوت معنی‌داری در سطح ($P \leq 0/05$)

جدول-۴. میانگین مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون هم‌انقباضی جهت دار داخلی/خارجی زانو در دو گروه پای پرونیت و سالم طی خستگی دوییدن در نقطه شکست ضربان قلب

فاز	هم‌انقباضی	گروه پای پرونیت		میزان تغییر	گروه پای سالم		میزان تغییر	مقدار P		
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون		پیش‌آزمون	پس‌آزمون		اثر تعامل	اثر عامل	اثر عامل
تماس پاشنه	دورسی فلکسوری/پلانتر فلکسوری (نسبت)	-۰/۱±۲۱/۵۸	-۰/۱±۶۸/۳۵	-۰/۴۱	-۰/۲±۲۵/۶۵	-۰/۳±۹۱/۴۶	-۰/۶۶	۰/۴۱۳	۰/۸۲۶	۰/۸۸۹
میانه استقرار	دورسی فلکسوری/پلانتر فلکسوری (نسبت)	-۰/۱±۳۱/۶۰	-۰/۰±۴۴/۹۷	-۰/۱۳	-۰/۱±۴۵/۹۴	-۰/۱±۴۹/۱۸	-۰/۰۴	۰/۸۴۳	۰/۷۸۲	۰/۹۰۹
جداشدن پاشنه	دورسی فلکسوری/پلانتر فلکسوری (نسبت)	-۰/۱±۳۵/۲۰	-۰/۲±۸۶/۲۲	-۰/۵۱	-۰/۱±۴۹/۶۸	-۰/۱±۶۳/۲۶	-۰/۱۴	۰/۵۰۰	۰/۹۰۹	۰/۷۰۴
نوسان	دورسی فلکسوری/پلانتر فلکسوری (نسبت)	-۰/۱±۴۴/۷۷	-۰/۲±۸۱/۱۸	-۰/۳۸	-۰/۰±۱۱/۸۵	-۰/۰±۴۵/۹۶	-۰/۳۴	۰/۲۱۱	۰/۳۱۸	۰/۸۰۰

* نشانه تفاوت معنی‌داری در سطح ($P \leq 0/05$)

جدول-۵. میانگین مراحل پیش آزمون و پس آزمون هم‌انقباضی جهت دار پهن داخلی/ پهن خارجی زانو در دو گروه پای پرونیت و سالم طی خستگی دوییدن در نقطه شکست ضربان قلب

فاز	هم‌انقباضی	گروه پای پرونیت		گروه پای سالم		مقدار P		
		پیش آزمون	پس آزمون	پیش آزمون	پس آزمون	اثر عامل	اثر عامل	اثر تعامل
		تغییر	تغییر	تغییر	تغییر	خستگی	گروه	خستگی و گروه
تماس پاشنه	پهن داخلی/ پهن خارجی (نسبت)	۰/۱±۹۲/۱۷	۰/۱±۱۲/۱۹	۰/۰±۳۷/۶۱	۰/۰±۷۳/۶۰	۰/۴۵۲	۰/۳۸۸	۰/۰۴۹
میانه استقرار	پهن داخلی/ پهن خارجی (نسبت)	۰/۰±۳۹/۷۵	۰/۰±۶۹/۳۵	۰/۰±۷۶/۵۱	۰/۰±۷۸/۵۹	۰/۰۲	۰/۱۳۹	۰/۳۸۳
جداشدن پاشنه	پهن داخلی/ پهن خارجی (نسبت)	۰/۰±۷۲/۶۰	۰/۰±۸۹/۸۳	۰/۰±۵۹/۴۶	۰/۰±۹۳/۹۱	-۰/۳۴	۰/۸۰۰	۰/۷۰۴
نوسان	پهن داخلی/ پهن خارجی (نسبت)	۰/۰±۴۶/۴۳	۰/۰±۶۵/۴۷	۰/۰±۵۳/۴۱	۰/۰±۶۸/۵۵	۰/۱۵	۰/۶۹۱	۰/۹۰۸

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

در جدول ۴ میانگین و انحراف استاندارد هم‌انقباضی جهت دار داخلی/ خارجی زانو طی مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون دوییدن در دو گروه پای پرونیت و سالم آمده است. بر این اساس، در هیچ کدام از مراحل دوییدن اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد ($P > ۰/۰۵$). در جدول ۵ میانگین و انحراف استاندارد هم‌انقباضی جهت دار پهن داخلی/ پهن خارجی زانو طی مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون دوییدن در دو گروه پای پرونیت و سالم آمده است. بر این اساس، اثر تعامل خستگی و گروه در هم‌انقباضی جهت دار زانو در فاز تماس پاشنه ($P = ۰/۰۴۹$) اختلاف معنی‌داری مشاهده شد ($P = ۰/۰۴۹$). نتایج آزمون تعقیبی حاکی از آن بود که هم‌انقباضی جهت دار زانو در فاز تماس پاشنه در گروه پای پرونیت، کاهش معنی‌داری به اندازه $-۰/۸۰$ طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون داشت ($d = ۰/۸۱$, $P = ۰/۰۴۹$).

بحث

با توجه به اهمیت هماهنگی انقباض عضلات اطراف زانو در حفظ ثبات و سلامت آن، نقص فعالیت یکی از عضلات در این انقباض هماهنگ، می‌تواند زمینه ساز غلبه سایر عضلات و بهم خوردن تعادل بیومکانیکی زانو و آسیب آن باشد (۴۴). موضوعی که به آن کمتر پرداخته شده است هم انقباضی در هنگام دوییدن و همچنین هم انقباضی بعد از خستگی در نقطه شکست ضربان قلب است. هدف از تحقیق حاضر، بررسی تأثیر خستگی در سطح HRDP بر نسبت فعال سازی عضلانی در مفصل زانو در افراد پای پرونیت و سالم طی دوییدن بود. تا کنون، اثر خستگی در نقطه شکست ضربان قلب بر نسبت هم انقباضی عضلانی در مفصل زانو بررسی نشده است. به خاطر اینکه اثرات خستگی در فازهای دوییدن متفاوت می‌باشد، بررسی و توضیح نتایج اثرات خستگی در هر فاز مهم و قابل توجه می‌باشد. در رابطه با اثربخشی و کارایی برنامه‌های تمرینی استقامتی، HRDP شاخص مطمئن و غیر تهاجمی برای تعیین شدت تمرینی در آستانه بی‌هوازی است. از لحاظ کاربردی این روش راحت و کم هزینه در تعیین شدت تمرین برای فرد ورزشکاران می‌باشد (۴۵، ۴۶). هافمن و همکاران

نیز از مکانیزم‌های جبرانی سیستم عصبی مرکزی یا محیطی باشد. بخش دیگری از نتایج تحقیق حاضر نشان داد که هم‌انقباضی دو عضله پهن داخلی و پهن خارجی در فاز تماس پاشنه در گروه پای پرونیت در مقایسه با پای سالم بعد از خستگی کاهش معنی‌داری می‌یابد. پژوهشگران اذعان دارند که عمل هماهنگ دو عضله پهن خارجی و پهن داخلی (به عنوان دو عضله از گروه عضلات چهار سررانی) هنگام فلکشن و اکستنشن مفصل زانو، در جهت‌گیری استخوان کشکک در سطح فرونتال بسیار مهم است (۵۹). و چنانچه 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 کشکی فراهم می‌گردد (۶۰). 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 (۶۰)، و عواقب عدم تعادل فعالیت این دو عضله (۶۱، ۶۲)، می‌توان گفت که گروه پای پرونیت در فاز تماس پاشنه دوییدن هنگام خستگی، احتمال انحراف استخوان کشکک به طرف خارج و نامتعادل شدن وضعیت آن در سطح فرونتال وجود دارد که می‌تواند زمینه ساز بروز درد در مفصل زانو گردد (۶۰). بنابراین، نتایج حاصل از این بخش نشان می‌دهد که هم‌انقباضی عضلات عمل‌کننده بر مفصل زانو بعد از خستگی در گروه گروه پای پرونیت، منجر به اعمال نیروهای نامتعادل در این مفصل می‌شود. از این رو، به نظر می‌رسد که هنگام استفاده از تمرینات دوییدن در افراد دارای پای پرونیت باید با احتیاط عمل نمود. با این حال، لازم به ذکر است که جهت تصمیم‌گیری مناسبتر در این خصوص، به انجام تحقیقات تکمیلی و کلینیکی نیاز می‌باشد.

نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که هم‌انقباضی عضلات مورد بررسی در مفصل زانو در افراد پای پرونیت در مراحل مختلف استانس نسبت به گروه پای سالم کاهش یافته که احتمالاً به علت فعالیت اضافی گروهی از عضلات جهت غلبه بر بی‌ثباتی زانو و جلوگیری از حرکات اضافی این مفصل به هنگام بروز خستگی باشد. خستگی عضلانی با تغییر دادن سیستم حرکتی باعث تغییر الگوی فعالیت عضلات و میزان هم‌انقباضی در طی دوییدن می‌شود. شاید این تفاوت در فعالیت عضلات که در شرایط پس از خستگی مشاهده شد، یکی از مکانیزم‌های سیستم عصبی-عضلانی برای ایجاد تغییرات در زوایای حرکتی و مکانیک مفاصل باشد. این تغییرات می‌تواند بر مکانیک دوییدن افراد پای پرونیت تاثیر گذاشته و در مراحل مختلفی از سیکل دوییدن باعث وارد آمدن فشار اضافی به مفصل زانو شده و احتمال دارد سیستم اسکلتی - عضلانی در مفصل زانو توانایی خود در جذب مناسب شوک هنگام دوییدن را از دست داده و باعث افزایش لقی مفصل شده و خطر ابتلا به آسیب‌های مفصلی ناشی از خستگی افزایش یابد.

در فعالیت عضلات که پس از خستگی مشاهده شد، یکی از مکانیزم‌های کاهش هم‌انقباضی عمومی و ایجاد تغییرات در مکانیک مفاصل باشد. در گزارشی 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 (۴۸). در این مطالعه، بررسی نتایج هم‌انقباضی جهت‌دار مفصل زانو بیانگر کاهش معنی‌دار هم‌انقباضی عضلات فلکسوری / اکستنسوری زانو در فاز جدا شدن پاشنه در هر دو گروه پای پرونیت و پای سالم بعد از خستگی بود. اهمیت عضلات فلکسور و همکاری آن‌ها با عضلات اکستنسور در حمایت از زانو شناخته شده است. به گونه‌ای که فعالیت مناسب و انقباض هماهنگ این دو گروه باعث ایجاد ثبات دینامیک زانو می‌شود (۴۹). هماهنگی در انقباض عضلات فلکسوری / اکستنسوری زانو باعث ایجاد ثبات فعال و در نهایت ثبات کنترلی زانو شده (۵۰) و همچنین بر اصطکاک و سرخوردن افراد در دوییدن اثر گزار می‌باشد (۵۱). در هنگام تماس پاشنه، برای نگهداری حرکت زانو گروه عضلات چهار سر ران به صورت برون‌گرا و عضلات دوقلو، دوسر رانی و نیم‌وتری به صورت درون‌گرا هم‌انقباضی دارند (۵۲، ۵۳). در این مرحله، هر دو عضله سطح فعالسازی بالایی را نشان می‌دهند و بنابراین، هر دو با انقباض مشترک به ثبات مفصل کمک می‌کنند. تاخیر در فعالیت عضلانی و عدم انقباض هماهنگ عضلات اطراف زانو در چند میلی‌ثانیه پیش از برخورد پا با زمین و نقش آن در جذب نیروی عکس‌العمل زمین به عنوان نیروی اعمال شده بر استخوان ساق پا در تمام صفحات حرکتی به خصوص صفحه ساجیتال قابل توجه است (۵۴). در واقع، تاخیر در انقباض همزمان عضلات فلکسوری / اکستنسوری زانو به عنوان نکته کلیدی در پاسخ نامناسب به تحریکات مختلف محیطی و عدم توانایی مقاومت در برابر نیروهای وارده است (۵۵). همسو با مطالعه فوق‌الذکر و همکاران در مطالعه خود نشان دادند که پس از خستگی فلکسورهای زانو، سرعت راه رفتن کاهش پیدا می‌کند و در بیان علت کاهش سرعت راه رفتن به تلاش برای افزایش اصطکاک اشاره نمودند (۵۶). همچنین اولیوریا و همکاران که در سال (۲۰۰۹) اثرات حاصل از خستگی روی نسبت گشتاور عضلات فلکسوری / اکستنسوری زانو را بررسی کردند، نشان دادند که پس از خستگی، این نسبت کاهش پیدا می‌کند و در بیان عوامل تأثیرگذار در این نتایج، عنوان کردند که سرعت انجام پروتکل خستگی و نوع انقباض در تغییر این نسبت اثر گذار است (۵۷). نتایج مطالعه عنبریان و همکاران با مطالعه‌ی فوق‌الذکر همسو نبود، آن‌ها با بررسی اثر خستگی موضعی عضلات چهارسررانی بر هم‌انقباضی عضلات زانو در راه رفتن نتایج نشان دادند که در مرحله پیشروی میزان هم‌انقباضی جهت‌دار عضلات فلکسوری افزایش معناداری پیدا کرده است (۵۸). به نظر می‌رسد که کاهش نسبت فعالیت عضلات فلکسوری / اکستنسوری زانو در مرحله جدا شدن پاشنه پس از خستگی

از دانشگاه محقق اردبیلی تشکر می‌نماییم.

تضاد منافع: نویسندگان تصریح می‌کنند که هیچ گونه تضاد منافی در مطالعه حاضر وجود ندارد.

منابع

1. Van Mechelen W. Running injuries. *Sports Medicine*. 1992;14(5):320-35.
2. Brown AM, Zifchock RA, Hillstrom HJ. The effects of limb dominance and fatigue on running biomechanics. *Gait & Posture*. 2014;39(3):915-9. doi:10.1016/j.gaitpost.2013.12.007
3. Radzak KN, Putnam AM, Tamura K, Hetzler RK, Stickley CD. Asymmetry between lower limbs during rested and fatigued state running gait in healthy individuals. *Gait & Posture*. 2017;51:268-74. doi:10.1016/j.gaitpost.2016.11.005
4. Gerlach KE, White SC, Burton HW, Dorn JM, Leddy JJ, Horvath PJ. Kinetic changes with fatigue and relationship to injury in female runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2005;37(4):657-63. doi:10.1249/01.mss.0000158994.29358.71
5. Derrick TR, Dereu D, McLean SP. Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2002;34(6):998-1002. doi:10.1097/00005768-200206000-00015
6. 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. doi:10.1016/j.jelekin.2010.12.005
7. Derrick TR. The effects of knee contact angle on impact forces and accelerations. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2004;36(5):832. doi:10.1249/01.mss.0000126779.65353.cb
8. Ghasemi C, Jafari H, Jamshidi A. Temporal stability of torque parameters and induced perception following muscle fatigue. *Journal of Modern Rehabilitation*. 2010;4(3):6-11.
9. Naderi A, Baloochi R, Rostami KD, Fourchet F, Degens H. Obesity and foot muscle strength are associated with high dynamic plantar pressure during running. *The Foot*. 2020:101683. doi:10.1016/j.foot.2020.101683
10. Sasimontonkul S, Bay BK, Pavol MJ. Bone contact forces on the distal tibia during the stance phase of running. *Journal of Biomechanics*. 2007;40(15):3503-9. doi:10.1016/j.jbiomech.2007.05.024
11. Häkkinen K, Komi PV. Effects of fatigue and recovery on electromyographic and isometric force- and relaxation-time characteristics of human skeletal muscle. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 1986;55(6):588-96. doi:10.1007/BF00423202
12. Abt JP, Sell TC, Chu Y, Lovalekar M, Burdett RG, Lephart SM. Running kinematics and shock

تشکر و قدردانی: مقاله حاضر حاصل پایان نامه دانشجوی دکتری احمد فصیحی و کد اخلاق IR.ARUMS>REC.1397.301 توسط شورای پژوهشی معاونت تحقیقات دانشگاه علوم پزشکی اردبیل می‌باشد. از تمامی بیماران عزیز که همکاری داشتند و نیز

- absorption do not change after brief exhaustive running. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2011;25(6):1479-85. doi:10.1519/JSC.0b013e3181ddfcf8
13. Abboud R. (i) Relevant foot biomechanics. *Current Orthopaedics*. 2002;16(3):165-79. doi:10.1054/cuor.2002.0268
15. 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.
15. Tweed JL, Campbell JA, Avil SJ. Biomechanical risk factors in the development of medial tibial stress syndrome in distance runners. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2008;98(6):436-44. doi:10.7547/0980436
16. Ilahi OA, Kohl III HW. Lower extremity morphology and alignment and risk of overuse injury. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 1998;8(1):38-42. doi:10.1097/00042752-199801000-00009
17. 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. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.03.006
18. Williams Iii DS, McClay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. *Clinical Biomechanics*. 2001;16(4):341-7. doi:10.1016/s0268-0033(01)00005-5
19. Armstrong R. Initial events in exercise-induced muscular injury. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1990;22(4):429-35.
20. 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.
21. 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. *Journal of Research in Rehabilitation Sciences*. 2012;8(2):298-309.
22. 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;9(2):295-307.
23. Wang L-J, Yu X-M, Shao Q-N, Wang C, Yang H, Huang S-J, et al. Muscle Fatigue Enhance Beta Band EMG-EMG Coupling of Antagonistic Muscles in Patients With Post-stroke Spasticity. *Frontiers in*

- Bioengineering and Biotechnology. 2020;8:1007. doi:10.3389/fbioe.2020.01007
24. Rabiei M, Jafarnejhad-Gre T, Binabaji H, Hosseinijad SE, Anbarian M. Assessment of postural response after sudden perturbation in subjects with genu valgum. *Journal of Shahrekord Uuniversity of Medical Sciences*. 2012;14(2):90-100.
25. 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(1):83-91.
26. 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.
27. Bazuelo-Ruiz B, Medina E, Lopez J, Llana-Belloch S, Dura-Gil J. The effect of fatigue on knee range of motion during stance phase in recreational runners. *Gait & Post*. 2016;49:86. doi:10.1016/j.gaitpost.2016.07.144
28. 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.
29. Khodaveysi H. The Effect of foot Abnormalities on Dynamic Balance in Adolescent Girls. *Research in Sport Sciences*. 2009:99-112.
30. Musavi S. The effect of lower extremity muscle fatigue on balance in young elite athletes. *Journal of Rehabilitation, Faculty of Rehabilitation, University of Medical Sciences Tehran*. 2013;7(2):1-7.
31. Ghasemi G, Arghavani H, Hajirezayi P. Effect of Functional Fatigue Protocol on Postural Control and Balance in People with Different Foot Arches. *Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2018;7(3):113-24.
32. Hofmann P, Peinhaupt G, Leitner H, Pokan R. 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*.
33. Heuberger JA, Gal P, Stuurman FE, de Muinck Keizer WA, 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
34. 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.
35. 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. doi:10.1186/1757-1146-2-22
36. 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
37. 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. doi:10.1097/JSM.0b013e3181fdc721
38. 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. doi:10.1016/j.jsams.2013.05.013
39. 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. doi:10.1016/j.jelekin.2018.01.006
40. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2000;10(5):361-74. doi:10.1016/s1050-6411(00)00027-4
41. 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. doi:10.1016/j.clinbiomech.2009.08.005
42. 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. doi:10.1186/1757-1146-2-35
43. Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences—Second Edition*. 12 Lawrence Erlbaum Associates Inc. Hillsdale, New Jersey. 1988;13.
44. Fouladi R, Rajabi R, Minoonejad H, Eslami M, Babolsar I. Hamstring Injury as a Preview of Athletic Biomechanical Knee Injuries: A review article. 2017;6(3):274-85.
45. 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. doi:10.1152/jappl.1982.52.4.869
46. Gaisl G, Wiesspeiner G. A noninvasive method of determining the anaerobic threshold in children. *International Journal of Sports Medicine*. 1988;9(01):41-4. doi:10.1055/s-2007-1024976
47. 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. doi:10.1055/s-2007-1021052
48. 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. doi:10.1016/S0167-9457(00)00013-0
49. Serpell BG, Scarvell JM, Ball NB, Smith PN.

Mechanisms and risk factors for noncontact ACL injury in age mature athletes who engage in field or court sports: a summary of the literature since 1980. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2012;26(11):3160-76.

[doi:10.1519/JSC.0b013e318243fb5a](https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318243fb5a)

50. Wojtys EM, Ashton-Miller JA, Huston LJ. A gender-related difference in the contribution of the knee musculature to sagittal-plane shear stiffness in subjects with similar knee laxity. *JBJS*. 2002;84(1):10-6. [doi:10.2106/00004623-200201000-00002](https://doi.org/10.2106/00004623-200201000-00002)

51. Lockhart TE, Woldstad JC, Smith JL. Effects of age-related gait changes on the biomechanics of slips and falls. *Ergonomics*. 2003;46(12):1136-60. [doi:10.1080/0014013031000139491](https://doi.org/10.1080/0014013031000139491)

52. Kyröläinen H, Avela J, Komi PV. Changes in muscle activity with increasing running speed. *Journal of Sports Sciences*. 2005;23(10):1101-9. [doi:10.1080/02640410400021575](https://doi.org/10.1080/02640410400021575)

53. 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. [doi:10.1016/j.gaitpost.2006.12.014](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.12.014)

54. Seegmiller JG, McCaw ST. Ground reaction forces among gymnasts and recreational athletes in drop landings. *Journal of Athletic Training*. 2003;38(4):311.

55. Shultz SJ, Perrin DH, Adams MJ, Arnold BL, Gansneder BM, Granata KP. Neuromuscular response characteristics in men and women after knee perturbation in a single-leg, weight-bearing stance. *Journal of Athletic Training*. 2001;36(1):37.

56. Kim S, Lockhart T, Yoon H-Y. Relationship

between age-related gait adaptations and required coefficient of friction. *Safety science*. 2005;43(7):425-36. [doi:10.1016/j.ssci.2005.08.004](https://doi.org/10.1016/j.ssci.2005.08.004)

57. Oliveira AdSC, Caputo F, Gonçalves M, Denadai BS. Heavy-intensity aerobic exercise affects the isokinetic torque and functional but not conventional hamstring: quadriceps ratios. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009;19(6):1079-84.

[doi:10.1016/j.jelekin.2008.10.005](https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.10.005)

58. Anbarian M, Hajiloo B, Sepehrian M, Sadeghi S, Esmaili H. The effect of quadriceps fatigue onco-activation of knee muscles during walking. *Jundishapur Scientific Medical Journal*. 2015;14(3):309-21.

59. Oatis C. Characteristics of normal gait and factors influencing it. *Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement* Oatis, CA editor Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia: PA. 2004:867-77.

60. 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. *Journal of Orthopaedic Research*. 2012;30(6):927-33. [doi:10.1002/jor.22008](https://doi.org/10.1002/jor.22008)

61. Waryasz GR, McDermott AY. Patellofemoral pain syndrome (PFPS): a systematic review of anatomy and potential risk factors. *Dynamic medicine*. 2008;7(1):9. [doi:10.1186/1476-5918-7-9](https://doi.org/10.1186/1476-5918-7-9)

62. 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. *Behavior Research Methods*. 2007;39(2):175-91. [doi:10.3758/bf03193146](https://doi.org/10.3758/bf03193146)