Iranian Journal of Rehabilitation Research in Nursing Original Article

Autumn 2024, Volume 11, Issue 1 10.22034/IJRN.11.1.6

The Effect of Fatigue while Using Double-Density Spike Shoes on Muscle Activities of Lower Extremities in Patients with Pronated Feet During Running

Sadaf Ashari [1], Amir Ali Jafarnezhadgero[2*], Milad Piran Hamlabadi [3]

1- Msc Student, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
2- Associate Professor of Sport Biomechanics, Department of Sport Management and Biomechanics, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
3- PhD Candidate, Department of Sport Management, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

***Corresponding Author:** Amir Ali Jafarnezhadgero, Associate Professor of Sport Biomechanics, Department of Sport Management and Biomechanics, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

Received: 2023/07/9 Accepted: 2024/01/6

Abstract

Introduction: Pronated foot, one of the joint foot deformities, can affect running biomechanics and risk of lower extremity injury. Fatigue due to heavy tasks can also change the biomechanical parameters of locomotion. Under the fatigue conditions, the biomechanical differences in individuals with pronated feet are more easily identified. Thus, the main objective of the present study was to examine the effects of fatigue while using double-density spike shoes on muscle activities of the lower extremities in patients with pronated feet while running.

Methods: The statistical population of the present study consists of healthy people with pronate feet in Ardabil province. A statistical sample of 22 people aged 20-25 was selected by purposive sampling and participated in the present study. Statistical samples were divided into groups. There were 11 young men and 11 young women with pronate. The navicular bone sagging method divided the smooth and healthy plant groups. Electromyographic activities of the selected muscles before and after the fatigue protocol were recorded. The statistical analysis was performed using the SPSS software and running ANOVA ($p \leq 0.05$).

Results: Results demonstrated significant shoe, fatigue-by-group interactions for biceps femoris muscle activity before the heel contact phase. Furthermore, significant shoes, fatigue, and group interactions were found for vastus medialis muscle activity after the heel contact phase ($p<0.05$). On the other hand, findings showed a significant effect of fatigue-by-shoes interactions on vastus lateralis ($p=0.021$) muscle activity after the heel contact phase during running. On the other hand, the result showed that tibialis anterior muscle activity after the heel contact phase was significant ($p=0.017$).

Conclusions: The results showed that using Double Density Spike Shoes can improve the risk factors for injury in people with Pronated Feet.

Keywords: Fatigue, Pronated Feet, Shoes with Spikes, Running.

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-02-20]

[DOI: 10.22034/IJRN.11.1.6]

نشریه پژوهش توانبخشی در پرستاری
مقاله پژوهشی
پاییز ۱۴۰۳، دوره ۱۱، شماره ۱
10.22034/IJRN.11.1.6

اثر خستگی در حین استفاده از کفش میخی دبل دنسیتی بر مولفه های الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در افراد با پای پرونیت طی دویدن

صدف اشعاری[۱]، امیرعلی جعفرنژادگرو[۲*]، میلاد پیران حمل آبادی[۳]

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

***نویسنده مسئول:** امیرعلی جعفرنژادگرو، دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
ایمیل: amiralijafarnezhad@gmail.com

دریافت مقاله: ۱۴۰۲/۴/۱۸ پذیرش مقاله : ۱۴۰۲/۱۰/۱۶

چکیده

مقدمه: پای پرونیت به عنوان یکی از ناهنجاری های شایع پا می تواند بر بیومکانیکی دویدن و خطر آسیب به اندام تحتانی تاثیر بگذارد. خستگی، در نتیجه انجام کارهای سنگین، می تواند پارامترهای بیومکانیکی حرکت را نیز تغییر دهد. در شرایط خستگی، تفاوت‌های بیومکانیکی افراد راحت‌تر شناسایی می‌شوند. بنابراین، هدف اصلی مطالعه حاضر، بررسی اثر خستگی در حین استفاده از کفش میخی دبل دنسیتی بر مولفه های الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در افراد با پای پرونیت در حین دویدن بود.

روش کار: جامعه آماری پژوهش حاضر را مردان و زنان دارای پای پرونیت استان اردبیل تشکیل دادند. نمونه آماری به تعداد ۲۲ نفر با دامنه سنی ۲۵-۲۰ سال به روش نمونه گیری هدفمند انتخاب و در مطالعه حاضر شرکت کردند. آن ها ۱۱ مرد جوان و ۱۱ زن جوان مبتلا به پای پرونیت بودند. از روش افتادگی استخوان ناوی برای تقسیم بندی گروه های کف پای صاف استفاده شد. فعالیت های الکترومیوگرافی عضلات انتخاب شده قبل و بعد از پروتکل خستگی ثبت شد. تجزیه و تحلیل آماری با استفاده از نرم افزار SPSS و آزمون تحلیل واریانس با اندازه های تکراری مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت ($p<۰/۰۵$).

یافته‌ها: نتایج نشان داد که اثر تعاملی بین کفش‌ها، خستگی وگروه برای فعالیت عضله دوسر ران قبل از تماس با پاشنه پا و همچنین اثر تعاملی بین کفش‌ها، خستگی وگروه برای فعالیت عضلات پهن میانی در مرحله بعد از تماس با پاشنه پا مشاهده شد. از سوی دیگر، یافته‌ها نشان داد اثر تعاملی بین خستگی و کفش برای فعالیت عضلانی پهن خارجی ($p=۰/۰۲۱$) در مرحله بعد از تماس با پاشنه در حین دویدن معنادار است. از سوی دیگر، نتایج نشان داد که فعالیت عضله ساقی قدامی در مرحله بعد از تماس با پاشنه به لحاظ آماری معنی دار بود ($p=۰/۰۱۷$).

نتیجه‌گیری: نتایج نشان داد که استفاده از کفش های دبل دنسیتی می‌تواند عوامل خطر آسیب را در افراد دارای پای پرونیت بهبود بخشد.

کلیدواژه ها: خستگی، پاهای پرونیت، کفش های میخ دار، دویدن.

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-02-20]
[DOI: 10.22034/IJRN.11.1.6]

مقدمه

دویدن یکی از اصلی‌ترین حرکات انجام شده توسط انسان بوده و به دلیل قابلیت دسترسی بالا و کم هزینه بودن طرفداران فراوانی دارد (۱)، متأسفانه، مشارکت زیاد در این فعالیت ها با شیوع زیاد صدمات همراه است. فعالیت راه‌رفتن و دویدن با هدف های مختلف از قبیل: افزایش تحرک پذیری افراد، کاهش وزن و حفظ تناسب اندام، پیشرفت تعادل، رشد بیشتر استخوان ها وغیره انجام می شود (۲, ۳). از طرف دیگر فعالیت دویدن در سطوح مختلف با توجه به طبیعت چرخه ی خود، موجب ایجاد خستگی می شود. همچنین خستگی یکی از عوامل ایجاد آسیب طی فعالیت دویدن است (۴). در مطالعات فیزیولوژیکی گزارش شده است که در طی فعالیت های کوتاه و بلند مدت، فعالیت عضله تغییر می کند که به دنبال آن الگوهای حرکتی نیز تغییر می کند (۵). درک بیومکانیکی از عملکرد اندام تحتانی طی دویدن و شرایط خستگی برای جلوگیری از آسیب های اندام تحتانی دارای اهمیت است (۶). با این وجود آسیب در این فعالیت دویدن بسیار بالاست، در بررسی مطالعات مختلف اپیدمیولوژیک، گزارش شده است که تقریبا ۶۰٪ از دوندگان هر ساله صدمات بیش از حد را متحمل می شوند (۷). از عوامل ایجاد آسیب می توان: سفتی زمین، کیفیت زمین و اصطکاک بین سطح و کفش را نام برد (۸, ۹)، که بیشتر این آسیب ها در اندام تحتانی روی می دهد، که از این آسیب ها می توان عارضه پای پرونیت را نام برد.

پرونیشن پا عارضه‌ای است که باعث کاهش قوس طولی داخلی پا شده که همراه با افت بیشتر از ۶ درجه اورژن استخوان ناوی در سطح داخلی پا است. پای سوپینیت در افراد باعث کاهش قوس استخوان ناوی به کمتر از ۴ میلی‌متر می‌شود (۷)، این افراد دچار بسیاری از ناکارآمدی های بیومکانیکی در پا و مچ پا هستند (۸)، که این بی نظمی ها می‌تواند باعث درد ساق، درد تاندون آشیل، بروز آسیب در اندام تحتانی، کشیدگی عضلات همسترینگ و چهارسررانی شود (۹, ۱۰)، همچنین بیشترین آمار مراجعه افرد به کلینیک های ارتوپدی به دلیل عارضه پای پرونیت می باشد. درصد شیوع پای پرونیت در افراد بالغ ۲۳ درصد گزارش شده است (۱۰). یک فرد دارای پای سوپینت با قوس پای زیاد ممکن نیست بتواند با سطح سازگار شود، که این نیازمند ساختارهای اسکلتی عضلانی اطراف، برای حفظ ثبات و تعادل می‌باشد (۱۱) و همچنین یک فرد دارای پای پرونیت زیاد نیز ممکن است نیاز بیشتری را به سیستم عصبی عضلانی برای تثبیت پا و حفظ موضع قائم داشته باشد (۱۲). بنابراین، دوندگان بایستی نسبت به کاهش بارهای ناخواسته در حین دویدن و کاهش خطر آسیب دیدگی، اقدام کنند (۱۳) به هر حال، وجود پرونیشن بیش از حد پا مطلوب نیست، به این دلیل که می تواند منجر به رخ دادن آسیب های مختلفی در اندام تحتانی و حتی ناحیه کمری گردد (۱۱, ۱۲). به عنوان مثال گزارش شده است که پرونیشن بیش از حد پا ممکن است منجر به ایجاد درد کشککی رانی، تندینیت نیام کف پایی و آشیل و همچنین آسیب شین اسپلینت گردد (۱۲, ۱۳).

یکی از راه های موثر در در پیشگیری از این ناهنجاری می تواند استفاده از کفش های ورزشی باشد (۱۴). به طوری که ما در مطالعه قبلی خود گزارش کردیم که افزایش فرکانس عضله عضلات سرینی میانی و درشت نئی قدامی در هنگام استفاده از کفش های دبل دنسیتی می تواند در جذب شوک های وارده به مفصل مفید باشد و می تواند از بروز ناهنجاری جلوگیری کند (۱۵). بی شک یکی از مهم ترین کفش های ورزشی دویدن برای دوندگان کفش های میخ دار است که مطالعات متعددی آن ها را مورد بررسی قرار داده اند، اما مطالعه ای که بر روی خستگی تمرکز کرده باشد تعداد کمی را شامل می شود و از طرفی هیچ مطالعه ای اثر خستگی را در هنگام استفاده از کفش های دبل دانسیتی در افراد دارای پای پرونیت مورد بررسی قرار نداده است. به طوری که بررسی تاثیر این نوع کفش های میخی به دلیل جدید بودن شان می تواند به لحاظ بیومکانیکی و آسیب شناسی بحث برانگیز باشد. بنابراین هدف از بررسی حاضر بررسی اثر خستگی در حین استفاده از کفش میخی دبل دنسیتی بر مولفه های الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در افراد با پای پرونیت در حین دویدن می باشد.

روش کار

پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی و آزمایشگاهی بود. جامعه آماری پژوهش حاضر را مردان و زنان دارای پای پرونیت استان اردبیل تشکیل دادند. نمونه های دارای پای پرونیت توسط پزشک متخصص ارتوپدی معرفی شدند. نمونه آماری به تعداد ۲۲ نفر با دامنه سنی ۳۰-۲۰ سال به روش نمونه

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-02-20]

[DOI: 10.22034/IJRN.11.1.6]

گیری دردسترس انتخاب و در مطالعه حاضر شرکت کردند. برای تعیین حداقل تعداد نمونه ی این پژوهش، از نرم‌افزار آماری برآورد حجم نمونه با توان آزمونی ۹۰٪ و سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد که تعداد حداقل ۱۰ نفر برای هر گروه تعیین شد (۱۶). نمونه های آماری در دو گروه قرار گرفتند و در دو مرحله پیش و پس از آزمون تکلیف دویدن را انجام دادند. معیارهای خروج از پژوهش شامل سابقه ی شکستگی، جراحی، بیماری های ارتوپدی، مشکلات عصبی عضلانی، اختلاف طول اندام بیشتر از ۵ میلی متر و یا دارا بودن فعالیت فیزیکی سنگین طی دو روز گذشته در زمان اجرای پژوهش بود. پای برتر آزمودنی ها توسط آزمون شوت نمودن توپ مشخص گردید (۱۷). جهت شرکت در پژوهش از آزمودنی ها رضایت نامه کتبی دریافت گردید. همچنین پژوهش حاضر در کمیته اخلاق در علوم پزشکی دانشگاه علوم پزشکی اردبیل مورد تایید قرار گرفت. به منظور تعیین ارتفاع قوس طولی داخلی کف پای آزمودنی ها از شاخص افتادگی استخوان ناویکولار با استفاده از روش توصیفی برادی استفاده شد (۱۸). برای اجرای این آزمون، از آزمودنی خواسته شد تا با پای برهنه بر روی صندلی بنشیند و پای خود را روی جعبه قرار دهد. ارتفاع صندلی به گونه ای تنظیم شد که زاویه ران و زانو در حالت ۹۰ درجه قرار بگیرد (۱۹). مفصل ران در این حالت هیچ گونه ابداکشن و اداکشن نداشت و در حالت معمولی قرار گرفت و آزمونگر انگشت شست و نشانه دستش را جلوی لبه قدامی نازک نی و قسمت قدامی و تحتانی قوزک داخلی قرار داد و لبه های داخلی و خارجی برجستگی قاپ را لمس کرد. آزمودنی پشت پا و مچ پا را اندکی به داخل و خارج متمایل کرد تا جایی که فرورفتگی های زیر دو انگشت اشاره و شست در یک سطح برابر از نظر افقی احساس شوند. هنگامی که مچ پا در چنین وضعیت قرار گرفت (وضعیت خنثی)، محل برجستگی استخوان ناوی مشخص و علامت گذاری شد. سپس با استفاده از خط کش، فاصله ی برجستگی استخوان ناویکولار تا سطح جعبه در واحد میلی متر اندازه گیری شد. از آزمودنی خواسته شد که در حالت ایستاده به گونه ای که وزن روی هر دو پا تقسیم شده باشد، قرار بگیرد. در این حالت فاصله برجستگی استخوان ناویکولار تا سطح زمین اندازه گیری و ثبت شد. آزمونگر فاصله برجستگی استخوان ناویکولار تا سطح جعبه را در حالت تحمل وزن (ایستاده) از میزان فاصله استخوان ناویکولار تا سطح زمین در حالت بدون تحمل وزن (نشسته روی صندلی) کم کرده و عدد بدست آمده میزان افتادگی استخوان ناویکولار را نشان می دهد (۲۰). اندازه گیری میزان افت استخوان ناوی در هر آزمودنی سه بار تکرار شد و از میانگین آن ها استفاده شد. اگر میزان افت استخوان ناوی آزمودنی بیشتر از ۱۰ میلیمتر و همچنین شاخص پاسچر پا بیشتر از ۶ می بود، در گروه پای پرونیت قرار می گرفت (۲۰).

هر فرد در جلسه پیش آزمون و پس آزمون تکلیف دویدن را در مسیر ۱۸ متری با کفش دبل دنسیتی انجام دادند تا فعالیت الکترومایوگرافی آن ها ثبت شود. الگوی دویدن آزمودنی ها پاشنه پنجه بود. هنگامی که صحفه نیرو توسط آزمودنی جهت تنظیم گام مورد هدف واقع شد یا تعادل آزمودنی دچار اختلال شد کوشش دویدن باید دوباره تکرار شود (۲۱). داده های نیروی عکس-العمل زمین در طی دویدن استخراج شد. فاز اتکای به عنوان فاصله تماس پاشنه ی پا با زمین (شروع Fz>10N) تا بلند شدن پنجه ی پا از زمین (Fz <10 N)) تعین گردید (۲۲). پروتکل خستگی نیز شامل دویدن با کفش ورزشی ساده بر روی یک تردمیل بدون شیب (سطح صاف) بود تا خستگی عضلات حاصل شود. به این منظور در حین دویدن روی تردمیل ضربان قلب به طور مداوم کنترل و از طریق دستگاه پلار ثبت می شد. شرکت کنندگان آزمایش را با سرعت ۶ کیلومتر در ساعت شروع کردند و سرعت تردمیل هر ۲ دقیقه یک کیلومتر در ساعت افزایش می یافت. امتیاز تلاش ادراک شده از شرکت کنندگان در پایان هر مرحله با استفاده از مقیاس ۶ تا ۲۰ بورگ جمع آوری شد (۲۳). هنگامی که شرکت کنندگان عدد ۱۳ یا بیشتر را گزارش کردند، سرعت تردمیل ثابت شد تا اجازه دویدن در حالت ثابت تا زمان خستگی را دهد. در طول دوره حالت پایدار، ضربان قلب درک شده در هر ۳۰ ثانیه ثبت شد. پروتکل خستگی پس از ۲ دقیقه اجرای حالت پایدار بیش از ۱۷ در مقیاس بورگ یا ۸۰٪ بیشتر از حداکثر ضربان قلب خاتمه یافت (۲۴).

پژوهش حاضر در دو شرایط دویدن با کفش دبل دنسیتی و کفش میخی معمولی که در تحقیق حاضر با عنوان کفش کنترل شناخته خواهد شد، انجام شد. کفش میخی دبل دنسیتی با هدف پیشگیری از عارضه پای پرونیت در طی دویدن در مسافت طولانی طراحی شده است. این مکانیزم از طریق آنالیز کفش های میخی معمولی و با اندازه گیره

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-02-20]

[DOI: 10.22034/IJRN.11.1.6]

میزان سختی میخ های به کار رفته در کفش های معمولی از طریق آزمون سختی سنج ویکرز پرداخته شده است. از این رو کفش های دبل دنسیتی از طریق میخ های نرم در قسمت داخلی و میخ های سخت در قسمت خارجی کفش با هدف توزیع نرمال وزن بدن طراحی شده است تا از بروز ناهنجاری جلوگیری و یا در صورت وجود ناهنجاری پای پرونیت آن را اصلاح کند (۲۵). فعالیت عضلات درشت نئی قدامی، دوقلوی داخلی، پهن داخلی، پهن خارجی، راست رانی، دوسر رانی، نیمه وتری و عضله سرینی میانی در پای سمت راست درحین دویدن در دو مرحله قبل و بعد خستگی ثبت شد. برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از دستگاه الکترومایوگرافی ۸ کاناله بی سیم و الکتروهای سطحی مدل دو قطبی (ساخت کشور انگلستان) جفت الکترودهای سطحی Ag / AgCl دوقطبی (شکل دایره ای با قطر ۱۱ میلیمتر؛ فاصله ۲۵ میلیمتر از مرکز تا مرکز؛ امپدانس ورودی ۱۰۰ MΩ ؛ نسبت رد شایع حالت> ۱۱۰ دسی بل در ۵۰ تا ۶۰ هرتز) استفاده شد. فیلترهای پایین گذر۵۰۰ هرتز و بالاگذر ۱۰ هرتز و همچنین ناچ فیلتر (برای حذف نویز برق شهری) ۶۰ هرتز جهت فیلترینگ داده های خام الکترومایوگرافی انتخاب شد (۲۶). همچنین نرخ نمونه برداری در فعالیت الکتریکی عضلات برابر Hz 1000 قرار گرفت. محل عضلات منتخب و اعمالی مانند تراشیدن محل الکترودگذاری و تمیز کردن با الکل (۷۰٪ اتانول-C2H5OH) طبق توصیه نامه ی SENIAM انجام شد (۲۷). جهت تحلیل طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات از نرم افزار Biometrics datalite استفاده شد. جهت بررسی و تایید نرمال بودن داده ها و امکان استفاده از آزمون های پارمتریک از آزمون شاپیرو ویلک استفاده شد. آزمون آماری آنالیز واریانس با اندازه های تکراری (Repeated measure ANOVA) جهت مقایسه داده ها بین پیش آزمون و پس آزمون دو گروه استفاده شد. همچنین از آزمون بونفرونی به عنوان آزمون تعقیبی دورن گروهی استفاده شد. تمامی تحلیل ها در محیط نرم افزار V24 SPSS و سطح معنی داری برابر $p<۰/۰۵$ استفاده شد.

یافته ها

ویژگی دموگرافیکی آزمودنی ها نشان داد گروه مردان مبتلا به پای پرونیت (سن ۴/۹۶ ± ۲۳/۲۶، قد ۰/۱۸ ± ۱/۷۵، وزن ۱/۶۳ ± ۷۲/۱۵ و شاخص توده بدنی ۱/۴۶ ± ۲۴/۱۹) و گروه زنان مبتلا به پای پرونیت (سن ۲/۲۸ ± ۲۴/۰۲، قد ۰/۱۲ ±۱/۵۹، وزن ۱/۲۳ ± ۶۰/۳۵، شاخص توده بدنی ۳/۳۵ ± ۲۵/۱۱) از لحاظ آماری تفاوت معناداری ندارند.

نتایج نشان داد فعالیت عضله دو سررانی در اثر تعاملی کفش، خستگی و گروه در لحظه قبل از تماس پاشنه پا طی دویدن معنادار می باشد (P=۰/۰۱۶). مقایسه جفتی نشان داد که هنگام استفاده از کفش دبل دنسیتی در گروه مردان بعد از پروتکل خستگی فعالیت عضله دوسررانی افزایش پیدا کرده است. از طرف دیگر مقایسه جفتی نشان داد فعالیت عضله دوسررانی در گروه مردان نسبت به گروه زنان هنگام استفاده از کفش دبل دنسیتی بیشتر است (جدول ۱). همچنین مشاهده شد که دامنه فعالیت الکتریکی عضله ساقی قدامی در اثر تعاملی خستگی و گروه در لحظه بعد از تماس پاشنه پا طی دویدن معنادارمی باشد (P=۰/۰۱۷). مقایسه جفتی نشان داد فعالیت عضله ساقی قدامی هنگام استفاده از کفش دبل دنسیتی در گروه مردان بعد از پروتکل خستگی افزایش پیدا کرده است. از طرفی مقایسه جفتی نشان داد فعالیت عضله ساقی قدامی درگروه زنان نسبت به گروه مردان هنگام استفاده از کفش دبل دنسیتی بیشتر است (جدول ۲). از طرف دیگر نتایج نشان داد فعالیت عضله پهن خارجی در اثر تعاملی کفش و خستگی در لحظه بعد از تماس پاشنه پا طی دویدن معنادار می¬باشد (P=۰/۰۲۱). مقایسه جفتی نشان داد دامنه فعالیت الکتریکی عضله پهن خارجی هنگام استفاده از کفش دبل دنسیتی در گروه مردان بعد از پروتکل خستگی افزایش پیدا کرده است. از طرفی مقایسه جفتی نشان داد هنگام استفاده از کفش دبل دنسیتی در گروه زنان بعد از پروتکل خستگی فعالیت عضله پهن خارجی افزایش پیدا کرده است (جدول ۲). همچنین در بررسی اثر تعاملی کفش، خستگی و گروه در لحظه بعد از تماس پاشنه پا طی دویدن فعالیت عضله پهن داخلی تفاوت معناداری داشت (P=۰/۰۱۶). مقایسه جفتی نشان داد که هنگام استفاده از کفش دبل دنسیتی در گروه مردان بعد از پروتکل خستگی فعالیت عضله پهن داخلی کاهش پیدا کرده است (جدول ۲).

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-02-20]

[DOI: 10.22034/IJRN.11.1.6]

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد، طیف فرکانس عضلات (هرتز) دو گروه مرد و زن طی استفاده از کفش کنترل و دبل دنسیتی در لحظه قبل از تماس پاشنه پا در طی دویدن

عضلات	گروه مردان				گروه زنان				مقدار P			
	کفش کنترل		کفش دبل		کفش کنترل		کفش دبل					
	پیش آزمون	پس آزمون	پیش آزمون	پس آزمون	پیش آزمون	پس آزمون	پیش آزمون	پس آزمون	اثر خستگی	اثر گروه	اثر کفش کنترل و دبل	اثر تعاملی کفش و گروه	اثر تعاملی خستگی و گروه	اثر تعاملی کفش و خستگی	اثر تعاملی کفش، خستگی و گروه
	M±SD	M±SD	M±SD	M±SD	M±SD	M±SD	M±SD	M±SD							
ساقی قدامی	۷۳/۴۳ ± ۱۶/۷۴	۶۸/۷۵ ± ۸/۹۳	۶۵/۴۸ ± ۱۱/۶۵	۸۸/۸۶ ± ۹/۷۱	۶۰/۱۵ ± ۷/۷۲	۶۵/۱۵ ± ۵/۴۱	۶۴/۱۰ ± ۷/۰۱	۶۷/۶۲ ± ۷/۵۱	۰/۳۶۸	۰/۱۳۲	۰/۹۷۳	۰/۳۷۱	۰/۳۲۸	۰/۴۸۱	۰/۳۶۲
دوقلو میانی	۷۳/۴۵ ۱۵±/۷۷	۶۹/۱۰ ± ۱۱/۸۳	۶۳/۶۳ ± ۹/۴۲	۶۹/۴۸ ۱۰±/۱۳	۶۷/۹۴ ± ۱۰/۳۶	۷۳/۰۶ ± ۱۱/۱۶	۷۰/۳۴ ± ۶/۸۴	۶۶/۷۲ ± ۱۲/۶۶	۰/۸۵۸	۰/۷۳۸	۰/۵۸۴	۰/۴۷۵	۰/۰۸۹	۰/۳۴۷	۰/۲۰۲
پهن خارجی	۴۶/۷۹ ± ۱۰/۲۳	۶۵/۱۷ ± ۱۱/۴۳	۶۷/۱۵ ± ۶/۸۴	۶۸/۶۲ ± ۷/۲۸	۶۸/۲۸ ± ۳/۵۹	۶۹/۱۴ ± ۷/۰۲	۶۵/۷۳ ± ۵/۹۵	۶۹/۱۴ ± ۷/۹۳	۰/۱۵۲	۰/۷۸۵	۰/۵۸۱	۰/۳۳۳	۰/۳۰۷	۰/۰۷۹	۰/۶۲۱
پهن داخلی	۶۹/۱۴ ± ۵/۰۷	۶۴/۳۵ ± ۷/۹۳	۲۸/۶۶ ± ۱۱/۱۰	۶۹/۵۴ ± ۹/۴۰	۶۵/۳۴ ± ۶/۰۱	۶۹/۳۱ ± ۴/۴۹	۶۴/۱۵ ± ۷/۱۴	۶۴/۵۴ ± ۹/۴۸	۰/۵۴۸	۰/۳۴۰	۰/۶۵۹	۰/۳۶۰	۰/۱۷۶	۰/۰۷۶	۰/۲۷۶
راست رانی	۶۶/۸۴ ± ۹/۴۱	۶۵/۱۷ ± ۱۱/۴۳	۶۸/۰۷ ± ۷/۵۴	۶۶/۸۳ ± ۱۱/۲۶	۶۵/۴۱ ± ۵/۸۴	۶۹/۱۴ ± ۷/۰۲	۶۶/۰۱ ± ۶/۷۸	۶۷/۱۴ ± ۵/۲۰	۰/۵۶۸	۰/۷۳۸	۰/۵۸۴	۰/۴۷۵	۰/۰۸۹	۰/۳۸۱	۰/۲۰۲
دوسر رانی	۶۶/۶۷ ± ۱۰/۶۶	۷۹/۹۲ ± ۱۴/۲۹	۲۱/۵۵ ± ۲۱/۹۵	۶۸/۰۱ ± ۷/۲۴	۶۸/۰۸ ± ۷/۸۷	۵۸/۶۰ ± ۱۱/۲۴	۶۸/۷۷ ± ۶/۴۷	۷۳/۲۴ ± ۹/۸۹	۰/۸۶۸	۰/۰۹۸	۰/۳۷۶	۰/۷۰۰	۰/۸۴۴	۰/۴۸۳	۰/۰۱۶*
نیمه وتری	۶۶/۶۴ ± ۱۰/۶۳	۷۳/۴۹ ± ۱۲/۷۳	۶۶/۰۴ ± ۵/۷۶	۶۹/۹۰ ± ۱۲/۹۹	۷۷/۲۸ ± ۶/۲۸	۶۴/۹۵ ± ۹/۳۱	۶۶/۸۰ ± ۵/۶۲	۶۴/۶۸ ± ۱۱/۶۳	۰/۱۴۹	۰/۱۸۲	۰/۵۸۱	۰/۹۱۷	۰/۴۵۲	۰/۹۱۰	۰/۴۲۶
سرینی میانی	۶۴/۱۲ ± ۱۲/۴۵	۷۳/۲۷ ± ۱۱/۰۴	۷۱/۷۹ ± ۵/۹۴	۶۶/۳۷ ± ۹/۶۸	۶۶/۷۱ ± ۱۱/۶۵	۶۲/۸۵ ± ۷/۱۰	۶۲/۸۹ ± ۱۰/۰۹	۶۸/۹۳ ± ۹/۳۳	۰/۸۵۸	۰/۳۹۴	۰/۵۵۵	۰/۵۴۰	۰/۳۰۹	۰/۳۴۷	۰/۱۲۱

P>۰.۰۵

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-02-20]

[DOI: 10.22034/IJRN.11.1.6]

جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد، طیف فرکانس عضلات (هرتز) دو گروه مرد و زن طی استفاده از کفش کنترل و دبل دنسیتی در لحظه بعد از تماس پاشنه پا در طی دویدن

عضلات	گروه مردان				گروه زنان				مقدار P						
	کفش کنترل		کفش دبل		کفش کنترل		کفش دبل								
	پیش آزمون	پس آزمون	پیش آزمون	پس آزمون	پیش آزمون	پس آزمون	پیش آزمون	پس آزمون	اثر خستگی	اثر گروه	اثر کفش کنترل و دبل	اثر تعاملی کفش و گروه	اثر تعاملی خستگی و گروه	اثر تعاملی کفش و خستگی	اثر تعاملی کفش، خستگی و گروه
	M±SD	M±SD	M±SD	M±SD	M±SD	M±SD	M±SD	M±SD							
ساقی قدامی	۷۰/۴۹ ± ۴/۸۱	۶۹/۸۸ ۹±/۰۶	۶۶/۶۴ ± ۸/۵۴	۸۸/۸۵ ± ۸/۸۶	۶۹/۱۶ ± ۸/۱۵	۸۶/۹۲ ± ۸/۶۲	۶۶/۷۷ ± ۷/۱۹	۶۴/۵۸ ± ۶/۷۸	۰/۲۷۴	۰/۴۱۸	۰/۱۲۴	۰/۸۲۹	**017/0***	۰/۸۳۰	۰/۸۶۷
دوقلو میانی	۶۵/۹۱ ± ۹/۴	۷۰/۸۱ ± ۱۴/۱۲	۷۰/۹۵ ± ۹/۲۰	۶۲/۱۳ ± ۱۰/۱۹	۵۵/۴۶ ± ۴/۹۳	۸۲/۸۵ ± ۷/۸۹	۶۰/۸۵ ± ۷/۸۵	۶۹/۲۳ ± ۶/۱۹	۰/۶۲۱	۰/۲۳۶	۰/۹۰۱	۰/۸۳۴	995/0	۰/۱۸۰	۰/۸۳۴
پهن خارجی	۷۷/۴۹ ± ۷/۹۲	۶۸/۱۹ ± ۷/۶۸	۶۹/۵۸ ± ۹/۷۸	۶۲/۹۸ ± ۱۴/۶۱	۷۳/۱۸ ± ۸/۶۸	۶۲/۷۳ ± ۴/۱۰	۶۳/۸۸ ± ۷/۶۱	۶۲/۵۳ ± ۹/۱۶	۰/۱۷۲	۰/۶۵۱	۰/۲۸۸	۰/۳۷۹	665/0	*۰/۰۲۱	۰/۳۳۹
پهن داخلی	۶۸/۲۸ ± ۶/۱۶	۶۵/۳۴ ± ۱۰/۷۲	۶۷/۴۴ ± ۸/۳۲	۵۶/۳۳ ± ۲۷/۵۵	۷۲/۲۲ ± ۷/۹۱	۶۸/۸۱ ± ۵/۷۲	۶۱/۵۴ ± ۸/۵۳	۶۸/۷۱ ± ۴/۳۶	۰/۵۴۷	۰/۴۶۰	۰/۶۵۷	۰/۳۲۸	559/0	۰/۶۳۸	*۰/۰۱۶
راست رانی	۴۵/۴ ± ۴/۹۰	۴۷/۸ ± ۵/۶۵	۴۸/۴۴ ± ۴۳/۲۵	۴۱/۸۵ ± ۶/۹۸	۵۳/۵۸ ± ۵۸/۷۶	۵۶/۷۵ ± ۰۹/۶۵	۵۰/۵۴ ± ۸۱/۲۵	۵۰/۵۶ ± ۵/۲۱	۰/۶۵۹	۰/۴۴۹	۰/۲۶۵	۰/۸۲۰	056/0	۰/۵۸۳	۰/۴۲۷
دوسر رانی	۶۸/۸۵ ± ۲۴/۴۵	۵۰/۵۸ ± ۵۲/۵۸	۸۵/۲۶ ± ۴۲/۶۵	۶۲/۵۲ ± ۵۲/۸۷	۵۸/۶۵ ± ۶/۲۱	۶۲/۵۵ ± ۴۲/۲۸	۶۲/۲۵ ± ۲۸/۵۵	۶۶/۵۲ ±±۶۵/۷۵	۰/۵۴۸	۰/۵۸۹	۰/۵۷۰	۰/۷۳۶	770/0	۰/۵۳۹	۰/۱۷۰
نیمه وتری	۵۲/۴۵ ± ۲۱/۴۵	۵۵/۱۵ ± ۸۵/۱۲	۴۶/۵۴ ± ۶۹/۴۵	۵۴/۱۵ ± ۶۵/۲۵	۸۵/۲۵ ± ۵۴/۴۵	۵۲/۶۵ ± ۶۵/۷۵	۸۵/۵۶ ± ۵۸/۴۵	۸۵/۷۵ ± ۵۲/۱۵	۰/۶۷۱	۰/۹۹۷	۰/۰۷۴	۰/۳۵۸	652/0	۰/۰۸۵	۰/۹۲۱
سرینی میانی	۵۸/۵۲ ± ۵۲/۹۸	۹۵/۴۸ ± ۵۳/۴۵	۸۵/۳۵ ± ۶۵/۴۸	۸۵/۴۸ ± ۳۶/۴۵	۶۵/۸۶ ± ۳۵/۵۵	۷۳/۶۹ ± ۴۵/۵۸	۸۱/۵۸ ± ۱۴/۱۱	۷۹/۸۹ ± ۴۷/۱۱	۰/۵۴۹	۰/۵۴۷	۰/۳۷۶	۰/۷۳۱	376/0	۰/۱۶۰	۰/۴۳۰

p>۰.۰۵

بحث

هدف از مطالعه حاضر بررسی اثر خستگی در حین استفاده از کفش های با میخ های دارای دو سفتی مختلف بر طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات در افراد با پای پرونیت در حین دویدن بود.

نتایج نشان داد در مرحله قبل از تماس پاشنه با زمین فعالیت عضله دوسر رانی در هنگام استفاده از کفش های دبل دانسیتی افزایش یافته است (جدول ۱). فعالیت

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-02-20]

[DOI: 10.22034/IJRN.11.1.6]

الکترومایوگرافی عضله پهن خارجی نیز در مرحله بعد از تماس پاشنه به زمین در هنگام استفاده از کفش دبل دنسیتی افزایش معناداری داشت (جدول۲). گزارش شده است که در افراد سالم در بخش اول مرحله ایستادن، عضلات کنترل کننده و ثبات دهنده تنه یعنی عضله بازکننده ستون فقرات و در مفصل زانو عضلات راست رانی، پهن خارجی و پهن داخلی فعالیت بالاتری دارند (۲۸). همچنین محققان گزارش کردند که سطح بالایی از فعالیت پهن خارجی و پهن داخلی در مرحله ایستادن اولیه وجود دارد، به دنبال آن یک انقباض مشترک عضله مچ پا برای اطمینان از ثبات، امکان پایین آمدن را فراهم می‌کند (۲۹). بنابراین چنین استنتاج می شود که کفش های دبل دنسیتی با افزایش فعالیت عضلات دو سر رانی و پهن خارجی مکانیزمی را فراهم می کنند تا فعالیت عضلات در افراد دارای پای پرونیت شبیه افراد سالم شود از طرف دیگر تحقیقات گزارش کرده اند که پرونیشن بیش از حد پشت پا در مرحله ایستادن راه رفتن ممکن است منجر به افزایش چرخش خارجی استخوان درشت نی نسبت به تالوس شود. جفت شدن مفصل باعث می شود که مفصل ران به میزان بیشتری بچرخد و در نتیجه ابداکشن مفصل ران و احتمال ابتلا به ناهنجاری زانو ضربدری را افزایش دهد (۳۰) بنابراین افزایش فعالیت سرینی میانی همراه با دوقلو ممکن است به ترتیب باعث افزایش ابداکشن مفصل ران و کاهش ناهنجاری های پا شود (۳۱). با این حال، در مطالعه حاضر تفاوت معنی داری در فعالیت عضلات سرینی میانی و دوقلو مشاهده نشد. از طرف دیگر نتایج مطالعه حاضر نشان داد فعالیت عضله ساقی قدامی در حین استفاده از کفش های دبل دنسیتی به طور قابل توجهی نسبت به شرایط های مختلف افزایش داشته است. در همین راستا گزارش شده است که فعالیت بیشتر عضله ساقی قدامی در مرحله قبل از فعال سازی نشان دهنده سفتی بالاتر این عضله هنگام دویدن است، که مطابق با این واقعیت است که سطوح سفت تر نسبت به سطوح تقریبا سفت تر در دویدن نیروهای ضربه ای بیشتری ایجاد می کنند (۳۲). عضله ساقی قدامی در هنگام دویدن بصورت پاشنه-پنجه، در مرحله پیش از فعال سازی عضلات موافق و مخالف مسئول دو عمل است: الف) از طریق هم انقباضی، از فعال شدن فلکسورهای کف پا حمایت می کند که سفتی اولیه بیشتر فلکسورهای کف پا را در اولین لحظه تماس با زمین ممکن می کند، ب) در سی میلی ثانیه اول پس از ضربه پاشنه به عنوان یک جاذب و اصلاح کننده پرونیشن عمل می کند (۳۲). با تغییر فعالیت مجدد عضلات مچ پا و تغییرات احتمالی بیشتر در حرکت شناسی پا، دوندگان می توانند به درستی سفتی خود را مطابق با سفتی سطح مطابق با دویدن تنظیم کنند. در حقیقت سفتی کمتر عضلات منجر به کنترل کمتر پا روی سطح و افزایش نیروهای ضربه مفصل می شود، همانطور که مطالعات در علل کاهش خستگی نشان داده اند (۳۳). چنین بنظر میرسد که کفش های دبل دنسیتی در افراد دارای پای پرونیت دارای اثربخشی بالایی به لحاظ فعال سازی عضلات اندام تحتانی می باشد. همچنین نتایج نشان داد که هنگام استفاده از کفش دبل دنسیتی در گروه مردان بعد از پروتکل خستگی فعالیت عضله پهن داخلی کاهش پیدا کرده است. گزارش شده است که نوع کفش بسته به زیره و ارتفاع آن باعث افزایش لحظه اداکشن خارجی در مفصل زانو می شوند که نشان دهنده افزایش بار محفظه داخلی زانو است. این ممکن است بر فعالیت عضلات اطراف مفصل زانو تأثیر بگذارد و به طور بالقوه منجر به کاهش فعالیت عضله پهن داخلی به دلیل مکانیسم های بازدارنده ناشی از تغییر نیروهای بیومکانیکی در مفصل زانو شود (۳۴).

مطالعه حاضر دارای محدودیت هایی نیز بود که یکی از آن ها نداشتن گروه سالم و دیگری هم انقباضی عضلات اطراف زانو بود بنابراین پیشنهاد می گردد در مطالعات بعدی به بررسی این مقوله ها نیز پرداخته شود.

نتیجه گیری

به نظر می‌رسد که استفاده از کفش‌های دبل دنسیتی ممکن است منجر به افزایش فعالیت عضلات دوسر رانی و پهن خارجی گردد. این افزایش فعالیت ممکن است باعث بهبود مکانیسم فعالیت عضلات در افراد دارای پای پرونیت شود و شباهتی به افراد سالم داشته باشد. همچنین کاهش فعالیت عضله پهن داخلی می تواند به دلیل مکانیسم های بازدارنده ناشی از تغییر نیروهای بیومکانیکی در مفصل زانو شود. از این رو استفاده از کفش های دبل دنسیتی می‌تواند عوامل خطر آسیب را در افراد دارای پای پرونیت بهبود بخشد. .

سپاسگزاری

از تمامی داوطلبان شرکت کننده در این مطالعه کمال تشکر

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-02-20]

[DOI: 10.22034/IJRN.11.1.6]

و قدردانی بعمل می آید.

ملاحظات اخلاقی

در اجرای پژوهش ملاحظات اخلاقی مطابق با دستورالعمل کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل در نظر گرفته شده و کد اخلاق به شماره (IR.ARUMS.REC.1398.408) دریافت شده است.

تعارض منافع

نویسندگان مقاله هیچگونه تعارض منافعی را در ارتباط با مواد استفاده شده در پژوهش اعلام ندارند.

References

1. Fredericson M, Misra AK. Epidemiology and aetiology of marathon running injuries. Sports Medicine. 2007;37(4):437-9. https://doi.org/10.2165/00007256-200737040-00043
2. Khademi-Kalantari K, Rahimi F, Hosseini SM, Baghban AA, Jaberzadeh S. Lower limb muscular activity during walking at different speeds: Over-ground versus treadmill walking: A voluntary response evaluation. Journal of bodywork and movement therapies. 2017;21(3):605-11. https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2016.09.009
3. Duvall J. Enhancing the benefits of outdoor walking with cognitive engagement strategies. Journal of environmental psychology. 2011;31(1):27-35. https://doi.org/10.1016/j.jenvp.2010.09.003
4. 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. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.11.005
5. Nicol C, Komi P, Marconnet P. Fatigue effects of marathon running on neuromuscular performance: I. Changes in muscle force and stiffness characteristics. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports. 1991;1(1):10-7. https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1991.tb00265.x
6. Derrick TR, Dereu D, Mclean SP. Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2002;34(6):998-1002. https://doi.org/10.1097/00005768-200206000-00015
7. Van Mechelen W. Running injuries. Sports medicine. 1992;14(5):320-35. https://doi.org/10.2165/00007256-199214050-00004
8. Orchard J. Is there a relationship between ground and climatic conditions and injuries in football? Sports medicine. 2002;32(7):419-32. https://doi.org/10.2165/00007256-200232070-00002
9. Hägglund M, Waldén M. Risk factors for acute knee injury in female youth football. Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy. 2016;24(3):737-46. https://doi.org/10.1007/s00167-015-3922-z
10. Jafarnezhadgero AA, Fatollahi A, Granacher U. Eight Weeks of Exercising on Sand Has Positive Effects on Biomechanics of Walking and Muscle Activities in Individuals with Pronated Feet: A Randomized Double-Blinded Controlled Trial. Sports. 2022;10(5):70. https://doi.org/10.3390/sports10050070
11. Farahpour N, Jafarnezhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. Journal of biomechanics. 2016;49(9):1705-10. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.03.056
12. Cheung RT, Ng GY, Chen BF. Association of footwear with patellofemoral pain syndrome in runners. Sports Medicine. 2006;36(3):199-205. https://doi.org/10.2165/00007256-200636030-00002
13. Herb CC, Chinn L, Dicharry J, McKeon PO, Hart JM, Hertel J. Shank-rearfoot joint coupling with chronic ankle instability. Journal of applied biomechanics. 2014;30(3):366-72. https://doi.org/10.1123/jab.2013-0085
14. Weir G, Jewell C, Wyatt H, Trudeau MB, Rohr E, Brüggemann G-P, et al. The influence of prolonged running and footwear on lower extremity biomechanics. Footwear Science. 2018:1-11. https://doi.org/10.1080/19424280.2018.1539127
15. Jafarnezhadgero AA, Fakhri E, Valizadeh Orang A, Alizadeh RJJoGUoMS. Effect of Shoes with Spikes Containing Two Different Stiffness on Frequency Spectrum of Muscles during Running in Patients with Pronated Feet. 2021;23(3):40-6.
16. Kiefer AW, Kushner AM, Groene J, Williams C, Riley MA, Myer GD. A commentary on real-

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-02-20]

[DOI: 10.22034/IJRN.11.1.6]

time biofeedback to augment neuromuscular training for ACL injury prevention in adolescent athletes. Journal of sports science & medicine. 2015;14(1):1.

17. Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. Gait & posture. 2017;53:236-40. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.02.006
18. Brody D. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. The orthopedic clinics of north America. 1982;13(3):541-58. https://doi.org/10.1016/S0030-5898(20)30252-2
19. Jafarnezhadgero A, Givi AM, Hamlabadi MP, Sajedi H, Zago M. Muscle activation while running on the ground compared to artificial turf in males with pronated and supinated feet. Gait & Posture. 2023. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2023.10.020
20. Lange B, Chipchase L, Evans A. The effect of low-Dye taping on plantar pressures, during gait, in subjects with navicular drop exceeding 10 mm. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2004;34(4):201-9. https://doi.org/10.2519/jospt.2004.34.4.201
21. Jafarnezhadgero AA, Hamlabadi MP, Sajedi H, Granacher U. Recreational runners who recovered from COVID-19 show different running kinetics and muscle activities compared with healthy controls. Gait & Posture. 2022;91:260-5. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.11.002
22. Hamlabadi MP, Jafarnezhadgero AA. Effects of Two Types of Simple and Sensor Thoracolumbosacral Braces on Ground Reaction Force Components during Walking in Males with Kyphosis. Journal of Gorgan University of Medical Sciences. 2022;24(3):59-64.
23. Williams N. The Borg rating of perceived exertion (RPE) scale. Occupational medicine. 2017;67(5):404-5. https://doi.org/10.1093/occmed/kqx063
24. Vickers NJ. Animal communication: when i'm calling you, will you answer too? Current biology. 2017;27(14):R713-R5. https://doi.org/10.1016/j.cub.2017.05.064
25. Pourhasan M, Fakhri Mirzanag E, Sattari AH. Designing a New Smart Sport Shoes. Journal of Sport Biomechanics. 2023;9(1):48-58. https://doi.org/10.61186/JSportBiomech.9.1.48
26. Jafarnezhadgero A, Hamlabadi MP. Effect of sports shoe weight on lower limb muscle activities in athletes with ACL reconstruction during walking. Medical Journal of Tabriz University of Medical Sciences. 2023;45(5):454-61. https://doi.org/10.34172/mj.2023.047
27. 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. https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4
28. Guidetti L, Rivellini G, Figura FJJoE, Kinesiology. EMG patterns during running: Intra- and inter-individual variability. 1996;6(1):37-48. https://doi.org/10.1016/1050-6411(95)00015-1
29. Elliott B, Blanksby BJM, Sports Si. The synchronization of muscle activity and body segment movements during a running cycle. 1979;11(4):322-7. https://doi.org/10.1249/00005768-197901140-00002
30. Tiberio DJJoo, Therapy Sp. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. 1987;9(4):160-5. https://doi.org/10.2519/jospt.1987.9.4.160
31. Jafarnezhadgero A, Fatollahi A, Sheykholeslami A, Dionisio VC, Akrami MJBEO. Long-term training on sand changes lower limb muscle activities during running in runners with over-pronated feet. 2021;20(1):1-18. https://doi.org/10.1186/s12938-021-00955-8
32. Vickers NJJCb. Animal communication: when i'm calling you, will you answer too? 2017;27(14):R713-R5. https://doi.org/10.1016/j.cub.2017.05.064
33. Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov EJCb. Fatigue-induced changes in decline running. 2001;16(3):207-12. https://doi.org/10.1016/S0268-0033(00)00091-7
34. Edwards L, Dixon J, Kent JR, Hodgson D, Whittaker VJ. Effect of shoe heel height on vastus medialis and vastus lateralis electromyographic activity during sit to stand. Journal of orthopaedic surgery and research. 2008;3(1):1-7. https://doi.org/10.1186/1749-799X-3-2

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-02-20]

[DOI: 10.22034/IJRN.11.1.6]