Sport. Med. Stud, 2024, 16(39): 47-66, DOI: 10.22089/smj.2023.14610.1673

Sport Medicine Studies

Journal hompage: https://smj.ssrc.ac.ir

Original Article

Evaluation of Running Mechanics in New and Old Polyurethanes Military Boots in Males with and without Pronated Feet

Milad Piran Hamlabadi[1], AmirAli Jafarnezhadgero[2*], Kimia Hoseinpour[3]

1. PhD Candidate in Sport Managements, Department of Sport Managements, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran,
2. Associate Professor, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran, (Corresponding Author)
3. BA in Sports Sciences, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, Mohaghegh Ardabili University, Ardabil, Iran.

Received: 09/04/2023, Revised: 12/09/2023, Accepted: 25/10/2023

* Corresponding Author: AmirAli Jafarnezhadgero, Tel: 09105146214, E-mail: a.jafarnezhad@uma.ac.ir

How to Cite: Piran Hamlabadi, M; Jafarnezhadgero, A; & Hoseinpour, K. (2024). Evaluation of Running Mechanics in New and Old Polyurethanes Military Boots in Males with and without Pronated Feet. Sport Medicine Studies, 16(39), 47-66. In Persian.

Extended Abstract

Background and Purpose

The army footwear has been associated with a higher risk of injuries due to poor shock absorption (1, 2). Military personnel are required to wear boots for their daily activities (3). Orr et al. suggested that walking represents 60–70% of the volume of tasks on mild and steep hills and 25% on flat terrain for soldiers (4). Therefore, assessing ground reaction forces and muscle activity during walking and running is important for deriving potential changes in military footwear. Higher force magnitude can produce larger shocks that travel through the skeletal structures (5). Bini et al., reported that a thicker rubber midsole was more effective in reducing impact, while the lightest boot with a softer polyurethane midsole were the most comfortable (6). However, the investigation of changes in ground reaction force and muscle activities of lower limb while using polyurethane thermoplastic military boots in individuals with pronated feet has not been conducted. Therefore, the aim of the present study was to evaluate running mechanics while using new and old polyurethanes military boots in males with and without pronated feet.

Copyright: © 2023 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

Materials and Methods

The statistical population of the present study consisted of healthy men and men with pronated feet in Ardabil province. A statistical sample of 30 individuals aged 20-25 years was selected through convenience sampling and participated in the study. There were 15 participants in the pronated feet group, and the second group of 15 individuals comprised the healthy group. They received two pairs of boots, one new and one used, made of thermoplastic polyurethane. Muscle activities of the right leg were recorded during running. A wireless EMG system (Biometrics Ltd., Nine Mile Point Ind. Est, Newport, UK) with eight pairs of bipolar Ag/AgCl surface electrodes (20 mm center-to-center distance; input impedance of 100 MΩ; and common mode rejection ratio of>110 dB) was used to record activity of the tibialis anterior (TA), gastrocnemius medialis (Gas-Med), biceps femoris (BF), semitendinosus (ST), vastus lateralis (VL), vastus medialis (VM), rectus femoris (RF), and gluteus medius (Glut-Med) muscles of the right leg. These muscles were selected due to their stabilizing function during running. Raw EMG signals were digitized at 1000 Hz and transmitted via Bluetooth to a computer for further analysis. According to the European recommendations for surface electromyography (SENIAM), the skin over the selected muscles was shaved and cleaned with alcohol. EMG data were synchronized. For EMG analyses, the running cycle was divided into the loading phase, the mid-stance phase, and the push-off phase. Using a handheld dynamometer, maximal voluntary isometric contractions (MVIC) were assessed for each recorded muscle to normalize EMG signals during running. A bandwidth filter of 10–500 Hz and a notch filter of 50 Hz were applied to smooth the EMG signals and reduce artifacts from external sources. Statistical analysis was performed using two-way ANOVA with repeated measures, with a significance level set at 0.05.

Results

The findings indicated a significant main effect of boot type on the time to peak medio-lateral ground reaction force. Additionally, there was a significant main effect of boot type on semitendinosus muscle activity during the loading phase ($p = 0.004$, $d = 0.341$). Furthermore, a significant main effect of time was found for biceps femoris muscle activity during the loading phase ($p = 0.039$, $d = 0.196$), as well as for tibialis anterior ($p = 0.040$, $d = 0.157$) and gluteus medius ($p = 0.026$, $d = 0.224$) muscle activities during the push-off phase. Additionally, there was a significant main effect of boot-by-time interactions for vastus medialis muscle activity at the mid-stance phase ($p = 0.041$, $d = 0.177$).

Conclusion

The results indicated that wearing new polyurethane boots may improve muscle function in individuals with pronated feet, potentially enhancing running performance. However, future studies are needed to establish more direct connections between running technique, type of military boots, and injury risk.

Article Message

The type of boots used can be effective in preventing lower limb injuries and absorbing shock and impact in individuals with pronated feet. he observed changes in muscle activity were more pronounced with second-hand boots. Therefore, it is recommended to use new thermoplastic polyurethane operational boots for individuals with pronated feet.

Keywords: Military Boot, Thermoplastic Polyurethane, Electromyography, Running, Pronated Feet

مطالعات طب ورزشی، بهار ۱۴۰۳، دوره ۱۶، شماره ۳۹، صص ۶۶-۴۷.DOI: 10.22089/smj.2023.14610.1673

مطالعات طب ورزشی
Journal hompage: https://smj.ssrc.ac.ir

مقالۀپژوهشی

بررسی مکانیک دویدن در پوتین‌های نظامی جدید و تخریب شده پلی‌اورتان در مردان با و بدون پای پرونیت

میلاد پیران حمل آبادی[۱]، امیرعلی جعفرنژادگرو[۲*]، کیمیا حسین پور[۳]

۱. دانشجوی دکتری مدیریت ورزشی، گروه مدیریت 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 کارشناسی علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

تاریخ دریافت: ۱۴۰۲/۰۱/۲۰ ، تاریخ اصلاح: ۱۴۰۲/۰۶/۲۱ ، تاریخ پذیرش: ۱۴۰۲/۰۸/۰۳

* Corresponding Author: AmirAli Jafarnezhadgero, Tel: 09105146214, E-mail: a.jafarnezhad@uma.ac.ir

How to Cite: Piran Hamlabadi, M; Jafarnezhadgero, A; & Hoseinpour, K. (2024). Evaluation of Running Mechanics in New and Old Polyurethanes Military Boots in Males with and without Pronated Feet. Sport Medicine Studies, 16(39), 47-66. In Persian.

چکیده

پوتین‌هایی که پرسنل نظامی استفاده می‌کنند، تاثیر مهمی بر برآورده کردن نیازهای فیزیکی خاص فعالیت‌های روزانه حرفه‌ای آن‌ها دارد. از سوی دیگر، مسافتی که پوتین پیموده، عامل مهمی است که ممکن است بر خطر آسیب‌دیدگی در حین دویدن تأثیر بگذارد. هدف از این مطالعه، تجزیه و تحلیل بیومکانیک دویدن در پوتین‌های نظامی پلی‌اورتان جدید و استفاده شده در مردان با و بدون پای پرونیت بود. نمونه آماری شامل ۳۰ نفر با دامنه سنی ۲۵-۲۰ سال بود که به روش نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شدند و در مطالعه حاضر شرکت کردند. تعداد ۱۵ نفر در گروه پای پرونیت و تعداد ۱۵ نفر در گروه کنترل (سالم) قرار گرفتند. آزمودنی‌ها یک جفت پوتین نو و دست دوم دریافت کردند که از پلی‌اورتان ساخته شده بودند. فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی و نیروی عکس‌العمل زمین در حین دویدن ثبت شد. برای تحلیل‌های آماری، از آنالیز واریانس دوسویه (Two-way ANOVA) در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده شد. نتایج نشان داد که اثر عامل نوع پوتین برای نیروهای عمودی (d=۰/۱۸۳ و P=۰/۰۱۸)، محور قدامی-خلفی مرحله هل دادن (d=۰/۴۰۴ و P=۰/۰۰۱)، محور داخلی-خارجی مرحله هل دادن (d=۰/۲۲۵ و P=۰/۰۰۸) و زمان رسیدن به اوج محور عمودی (d=۰/۱۶۱ و P=۰/۰۲۸) تفاوت معناداری را نشان داد. در مقایسه عامل گروه، زمان رسیدن به اوج محور قدامی-خلفی مرحله تماس پاشنه (d=۰/۹۶۹ و P=۰/۰۰۱) در حین دویدن تفاوت معناداری را نشان داد. تفاوت معناداری در بررسی اثر تعاملی گروه و پوتین در نیروی محور قدامی- خلفی مرحله هل دادن (d=۰/۲۱۹ و P=۰/۰۰۹)، محور داخلی-خارجی مرحله تماس پاشنه (d=۰/۱۴۶ و P=۰/۰۲۷)

Copyright: © 2023 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

و زمان رسیدن به اوج محور داخلی-خارجی مرحله هل دادن (d=۰/۲۶۴ و P=۰/۰۰۴) مشاهده شد. همچنین نتایج نشان داد که اثر عامل نوع پوتین در فاز پاسخ بارگذاری در فعالیت عضله نیمه وتری (d=۰/۳۴۱ و P=۰/۰۰۴) از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود. علاوه بر این، اثر عامل گروه برای عضله دوسررانی در فاز بارگیری (d=۰/۱۹۶ و P=۰/۰۳۹)، عضله ساقی قدامی (d=۰/۱۵۷ و P=۰/۰۴۰) و سرینی میانی (d=۰/۲۲۴ و P=۰/۰۲۶) در فاز هل دادن تفاوت معناداری داشتند. همچنین اثر تعاملی پوتین و گروه در فاز میانه اتکا در فعالیت عضله پهن داخلی (d=۰/۱۷۷ و P=۰/۰۴۱) معنادار است. با توجه به یافته‌ها، می‌توان نتیجه گرفت که پوشیدن پوتین‌های جدید پلی‌اورتان ممکن است عملکرد عضلات و بدن را در افرادی که کف پای صاف دارند، بهبود بخشد. با این حال، انجام مطالعات آینده برای ایجاد ارتباطات مکانیکی بین تکنیک دویدن، نوع پوتین نظامی و میزان آسیب ضروری‌تر بنظر می‌رسد.

واژگان‌کلیدی: نیروی عکس‌العمل زمین، دویدن، پای پرونیت، پلی‌اورتان

مقدمه

گزارش‌ها نشان می‌دهند که بروز بالایی از صدمات ناشی از استفاده بیش از حد اندام تحتانی در سربازان استخدام شده وجود دارد (۱). زیره‌هایی با قابلیت ضربه‌گیری در پوتین‌ها به عنوان یک روش بالقوه برای کاهش این نوع صدمات شناسایی شده‌اند. گزارش شده است که زیره‌های با قابلیت ارتجاع بالا می‌توانند با کاهش میزان و سرعت بار ضربه اولیه پاشنه پا و با توزیع مجدد نیروی عکس‌العمل زمین در سطح کف پا، در برابر آسیب محافظت کنند و بارهای منتقل شده به سیستم اسکلتی را کاهش دهند (۲). Windle و همکاران گزارش کردند که استفاده از پوتین‌هایی با زیره‌های دارای ارتجاع بالا می‌تواند فشار اوج را در رابطه پوتین-پا در تماس با پاشنه و در هنگام بارگذاری جلوی پا کاهش دهد (۳). در آزمایشات مکانیک مواد زیره‌های پوتین، گزارش شده است که بارگذاری مکرر شبیه‌سازی، آن چیزی که در دویدن اتفاق می‌افتد، منجر به افزایش سفتی مکانیکی می‌شود (۲). تأثیر زیره‌های پوتین تخریب شده بر روی بارهایی که در طول مسابقه رخ می‌دهد، هنوز ارزیابی نشده است. مطالعات قبلی نشان داده‌اند که عملکرد تخریب‌ها در آزمایش‌های مواد ارتباط مستقیمی با عملکرد آنها در هنگام پوشیدن توسط انسان ندارد (۱). این موضوع به سازگاری‌های انسان مانند تغییر در زوایای مفاصل و فعالیت ماهیچه‌ای که بر سفتی اندام تحتانی تأثیر می‌گذارد، نسبت داده شده است. بنابراین، قبل از توصیه یک پوتین برای استفاده سربازان، لازم است ظرفیت جذب شوک زیره‌های تخریب شده در طول زمان ارزیابی شود. علاوه بر تأثیر بالقوه بر نیروهای واکنش زمین در حین دویدن، استفاده از کفی ممکن است تأثیر مثبتی بر فعالیت الکترومایوگرافی اندام تحتانی در افراد سالم و دارای پای پرونیت داشته باشد. شواهد بیومکانیکی نشان می‌دهند که خاصیت ارتجاعی پایین زیره در رابط پا و کفش منجر به افزایش سفتی اندام می‌شود (۴). از این رو، دویدن با کفش‌های نظامی با زیره‌هایی با خاصیت ارتجاعی پایین ممکن است منجر به حرکات غیرضروری و احتمالاً فعالیت بیش از حد مفصل اندام تحتانی شود که ممکن است با بروز آسیب‌های اندام تحتانی همراه باشد. همچنین شواهدی وجود دارد مبنی بر اینکه بالا آمدن پاشنه پا توسط برخی از کفی‌ها ممکن است بر حرکت شناسی اندام تحتانی تأثیر بگذارد (۵). به طور خاص، مشخص شده است که اوج زاویه دورسی فلکشن مچ پا با بلند کردن پاشنه کاهش می‌یابد که منجر به کاهش کشیدگی تاندون آشیل می‌شود (۲).

دویدن یکی از اصلی‌ترین حرکات انسان است و به دلیل دسترسی بالا و هزینه کم، طرفداران فراوانی دارد (۶)، متاسفانه، مشارکت زیاد در این فعالیت‌ها با شیوع بالای صدمات همراه است. فعالیت‌های راه‌رفتن و دویدن با هدف-های مختلف از قبیل: افزایش تحرک‌پذیری، کاهش وزن، حفظ تناسب اندام، پیشرفت تعادل، رشد بیشتر استخوان‌ها و غیره انجام می‌شود. با این حال، آسیب در این فعالیت‌ها بسیار بالاست. در مطالعات مختلف اپیدمیولوژیک، گزارش شده است که حدود ۶۰٪ از دوندگان هر ساله صدمات بیش از حد را تجربه می‌کنند (۷).

عوامل مختلفی به ایجاد آسیب منجر می‌شوند، از جمله: سفتی زمین، کیفیت زمین و اصطکاک بین سطح و کفش (۸, ۹). بیشتر این آسیب‌ها در اندام تحتانی روی می‌دهد و عارضه‌های پای پرونیت یکی از آن‌ها است. حرکات پرونیشن و سوپینیشن در مفصل سابتالار به پا اجازه می‌دهد تا در هنگام برخورد با زمین نیروها را جذب و کاهش دهد. بلافاصله بعد از برخورد پا با زمین، پرونیشن در مفاصل قاپی-پاشنه‌ای، مفاصل میدتارسال را باز می‌کند و به پای اجازه می‌دهد تا نیرو را جذب کرده و با سطوح ناهموار تطبیق یابد. در هنگام جدا شدن پاشنه از سطح زمین، چرخش خارجی در مچ پا انجام می‌شود. این فرایند موجب یکپارچه شدن پا همانند یک اهرم می‌شود که برای پیشروی مناسب است (۱۰, ۱۱). به طور کلی، در راه‌رفتن و دویدن، کم بودن قوس پا هنگام برخورد پا با زمین می‌تواند پرونیشن را بیشتر کند. همچنین گود بودن قوس پا می‌تواند سوپینیشن را بیشتر نماید. دوی این حالات می‌توانند در نوبه خود موجب آسیب می‌شوند (۱۰, ۱۲). افرادی که کف پای صاف دارند، در خطر بیشتری از آسیب هستند. آسیب‌های ناشی از پرونیشن می‌توانند شامل کاهش تحرک‌پذیری سابتالار، جذب ناقص نیروهای عکس‌العمل زمین و جذب ضعیف ضربه برخورد باشند (۱۳, ۱۴).

پرونیشن پا عارضه‌ای است که باعث کاهش قوس طولی داخلی پا می‌شود. این حالات همراه با افت بیشتر از ۶ درجه اورژن استخوان ناوی در سطح داخلی پا است. این افراد دچار بسیاری از ناکارآمدی‌های بیومکانیکی در پا و مچ پا هستند (۱۵). این بی‌نظمی‌ها می‌توانند باعث درد ساق، درد تاندون آشیل، بروز آسیب در اندام تحتانی، کشیدگی عضلات همسترینگ و چهارسررانی شوند (۱۶, ۱۷). یک فرد با پای پرونیت زیاد ممکن است نیاز بیشتری به سیستم عصبی عضلانی برای تثبیت پا و حفظ موضع قائم داشته باشد (۱۸). بنابراین، دوندگان بایستی برای کاهش بارهای ناخواسته در حین دویدن و کاهش خطر آسیب‌دیدگی، اقدام کنند (۱۹). مطالعات گزارش کرده‌اند که بارها و فشارهای کف پایی به طور گسترده‌ای برای ارزیابی خطرات آسیب مورد استفاده قرار می‌گیرند (۲۰). بسیاری از مطالعات نیروها و فعالیت الکتریکی عضلات را هنگام دویدن در سطوح مختلف سطح زمین در افراد و نظامیان سالم مورد بحث قرار داده‌اند (۲۱, ۲۲). تانتون و همکاران گزارش کرده‌اند که پوشیدن کفش با عمر کمتر از ۳ ماه با میزان کمتر آسیب در ارتباط می‌باشد و پوشیدن کفش با عمر ۴ تا ۶ ماه برای زنان به عنوان یک عامل خطرزا شناخته شده است (۲۳). یکی از علل بروز آسیب می‌تواند افزایش سختی مکانیکی مرتبط با این کفش‌ها باشد. برای درک بهتر ارتباط بین کفش و وقوع آسیب، آگاهی از اثر بیومکانیکی تغییر زیره کفش ضروری است. خصوصیات سطح و تغییرات بیومکانیکی مرتبط ممکن است یک عامل مهم در ارتباط با تکرار آسیب و شدت آن باشد (۲۰). بر

اساس نتایج تحقیقات قبلی، یافته‌های محدودی در خصوص خطر بروز آسیب در زیره‌های پوتین‌ها مانند زیره پوتین پلی‌اورتان گزارش شده است. بطور خاص، پوتین‌های پلی‌اورتان را به دلیل داشتن خاصیت ارتجاعی مناسب، موثر گزارش کرده‌اند. اما تا به امروز، مطالعه‌ای به تجزیه و تحلیل بیومکانیکی دویدن در پوتین‌های نظامی جدید و تخریب شده پلی‌اورتان در مردان با و بدون پای پرونیت نپرداخته است. بنابراین، هدف از این مطالعه تجزیه و تحلیل بیومکانیکی دویدن در پوتین‌های نظامی جدید و تخریب شده پلی‌اورتان در مردان با و بدون پای پرونیت می‌باشد.

روش‌پژوهش

این پژوهش از نوع کارآزمایی و با کد کارآزمایی (IRCT20220714055469N1) و کد اخلاق (IR.UMA.REC.1401.026) از دانشگاه محقق اردبیلی بود. جامعه آماری پژوهش، افراد سالم و دارای پای پرونیت استان اردبیل بودند. برای تعیین حداقل تعداد آزمودنی مورد نیاز، از نرم‌افزار (G Power 3.1) استفاده شد. جهت دستیابی به توان آماری ۰/۸ در اندازه اثر برابر با ۰/۸ و سطح آلفا ۰/۰۵، حداقل ۱۰ نفر آزمودنی در هر گروه برآورد شد. تعداد ۱۵ پسر سالم (سن ۲/۳۴±۲۱/۵۷ سال، وزن ۴/۲۵±۶۷/۳۵ کیلوگرم و قد ۵/۳۸±۱۷۶/۷۸ سانتی‌متر) و ۱۵ پسر دارای پای پرونیت (سن ۰/۳۶±۲۰/۲۵ سال، وزن ۴/۲۸±۶۹/۴۸ کیلوگرم و قد ۸/۲۹±۱۷۷/۶۹ سانتی‌متر) از دانشجویان دانشگاه محقق اردبیلی داوطلب شرکت در پژوهش شدند. آن‌ها در دو گروه سالم و دارای پای پرونیت قرار گرفتند. پژوهش حاضر دو سوکور بود و کورسازی به این صورت انجام شد که هم آزمو دهنده‌ها و هم آزمون‌گیرنده در جریان آزمون قرار نداشتند.

معیار ورود به پژوهش در افراد سالم، عدم ناهنجاری‌های ساختاری و آسیب‌دیدگی اندام تحتانی بود. معیارهای خروج از پژوهش شامل سابقه‌ی شکستگی، مشکلات عصبی-عضلانی، اختلاف طول اندام بیشتر از ۵ میلی‌متر، وجود عارضه زانوی ضربدری، پرانتزی و سایر ناهنجاری‌های قامتی در افراد سالم بود. معیارهای ورود به پژوهش در گروه پای پرونیت، داشتن پای پرونیت بود. برای تقسیم‌بندی گروه‌ها، از روش افتادگی استخوان ناوی استفاده شد (۲۴). به همین منظور، از آزمودنی خواسته شد که روی صندلی بنشیند و پای خود را در حالت بی وزنی قرار دهد. در این حالت، فاصله بین برجستگی استخوان ناوی تا کف پای فرد اندازه‌گیری شد. سپس، از آزمودنی خواسته شد در حالت ایستاده قرار گیرد و وزن خود را به طور مساوی روی دو پا تقسیم کند. در این حالت نیز، ارتفاع استخوان ناوی تا کف‌پا اندازه‌گیری شد. اگر اختلاف اندازه این دو حالت بین ۹-۵ میلی‌متر باشد، فرد دارای پای طبیعی است و اگر ۱۰ میلیمتر و بیشتر باشد، فرد دارای کف‌پای صاف است (۲۴).

همچنین، زاویه پرونیشن پا از طریق اندازه‌گیری زاویه والگوس پاشنه (زاویه پشت پا) جهت تشخیص آزمودنی با پای پرونیت اندازه‌گیری شد. به این صورت که خط میانی یک سوم تحتانی پشت ساق پا و خط میانی پشت پا (پاشنه) در وضعیت خوابیده به حالت دمر رسم شد، سپس در حالت ایستاده و تحمل وزن، زاویه تشکیل شده بین این دو خط با گونیامتر اندازه‌گیری شد (۲۵). دسترسی به افراد شرکت‌کننده بصورت در دسترس بود و توسط پزشک به مطالعه معرفی شدند. به علت حذف اثرات فیزیولوژیکی ناشی از فعالیت فیزیکی سنگین و خستگی بر نتایج پژوهش، آزمودنی‌ها از فعالیت سنگین دو روز قبل از آزمون منع شدند. پای برتر همه آزمودنی‌ها سمت راست شناسایی شد. در تمامی مراحل، اخلاق پژوهشی رعایت گردید و از شرکت-کنندگان رضایت‌نامه شرکت در پژوهش اخذ شد. تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی بود.

آزمودنی‌ها پس از قرارگیری الکترودها روی عضلات، کوشش دویدن را در مسیر ۱۰ متری آزمایشگاه انجام دادند. هر مرحله

با سه کوشش صحیح ثبت شد. کوششی صحیح در نظر گرفته شد که سیگنال الکترومایوگرافی تمامی عضلات به صورت صحیح ثبت شده باشد. هر دو گروه آزمودنی‌ها در ابتدای مرحله آزمون از یک نوع پوتین عملیاتی از جنس پلی‌اورتان ترموپلاستیک (تولید شده توسط شرکت آرسان صنعت آقانژاد، ایران- تبریز (یک شرکت خصوصی)) استفاده کردند و داده الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی ثبت شد. برای حذف تفاوت میزان تمرین از پوتین‌های استفاده شده، از پوتین‌های پلی‌اورتان ترموپلاستیک استفاده شد که حداقل ۱۰۰ کیلومتر در هفته استفاده شده بودند. سپس آزمودنی‌ها در طی دویدن از این پوتین‌ها استفاده کردند و میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات ثبت شد.

میزان فعالیت عضلات درشت نئی قدامی (TA)، دوقلوی داخلی (GM)، پهن داخلی (VM)، پهن خارجی (VL)، راست رانی (RF)، دوسر رانی (BF)، نیمه‌وتری (ST) و عضله سرینی میانی (Gut M) سمت راست طی دویدن ثبت شد. برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات، از دستگاه الکترومایوگرافی (biometrics LTD, UK) ۸ کاناله بی سیم و الکترودهای سطحی مدل دو قطبی (ساخت انگلستان) استفاده شد. این الکترودها جفت الکترودهای سطحی Ag / AgCl دوقطبی بودند (فاصله ۲۵ میلی‌متر از مرکز تا مرکز؛ امپدانس ورودی ۱۰۰ MΩ؛ نسبت رد شایع حالت> ۱۱۰ دسی بل در ۵۰ تا ۶۰ هرتز). جهت فیلترینگ داده‌های خام الکترومایوگرافی، از فیلترهای پایین‌گذر ۵۰۰ هرتز و بالاگذر ۱۰ هرتز و همچنین ناچ فیلتر (برای حذف نویز برق شهری) ۶۰ هرتز استفاده شد. همچنین، نرخ نمونه‌برداری در فعالیت الکتریکی عضلات ۱۰۰۰ Hz بود. محل عضلات منتخب و اعمالی مانند تراشیدن محل الکترودگذاری و تمیز کردن با الکل (۷۰٪ اتانول) طبق توصیه‌نامه‌ی SENIAM انجام شد. برای تحلیل طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات، از نرم افزار Biometrics data lite و روش میانه فرکانس استفاده شد. همچنین، جمع‌آوری داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از دستگاه صفحه‌نیرو برتک و با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰هرتز انجام گرفت. داده‌های نیروی زمین با استفاده از یک فیلتر باترورث با برش فرکانسی برابر با ۲۰ هرتز هموار شدند. مرحله استقرار، زمانی است که پا کاملاً با زمین در تماس است. این بخش به دو قسمت تماس پاشنه و هل دادن پا از زمین تقسیم می‌شود (۲۶). نیروی عکس‌العمل زمین در محورهای عمودی (Z)، قدامی-خلفی (Y) و داخلی خارجی (X) ثبت شد. محور Z در مولفه‌های نیروی واکنش زمین برای مرحله‌های تماس پاشنه پا (FZ_{HC}) و هل دادن (FZ_{PO}) گزارش شد. نیروی واکنش زمین در محور Y برای مرحله تماس پاشنه و هل دادن (FY_{PO} و FY_{HC}) و در محور X برای مرحله تماس پاشنه و هل دادن (FY_{PO} و FY_{HC}) نیز گزارش شد. همچنین، اوج نیروها در سه سطح (FX, FY, FZ) در دو مرحله تماس پاشنه و هل دادن با عنوان زمان رسیدن به اوج در مرحله تماس پاشنه و زمان رسیدن به اوج در مرحله هل دادن گزارش شد.

محاسبه گشتاور آزاد مطابق با مختصات نیروی واکنش گرا، در جهت قدامی-خلفی (Y)، محور عمودی (Z) نیروی عمودی واکنش زمین و محور (X) نیروهای داخلی-خارجی است. بنابراین، اوج مثبت گشتاور آزاد با چرخش خارجی پا مقابله می‌کند. در مقابل، اوج منفی گشتاور آزاد در برابر چرخش داخلی مقاومت می‌کند. برای محاسبه گشتاور آزاد، به اجزای نیرو (FX،FY و FZ) و گشتاورهای MX، MY، MZ و نیز موقعیت COP نیاز دارد که به صورت زیر محاسبه می‌شود (۲۷):

$$COPX= -\frac{MY+FX(Zoff)}{FZ}$$

$$COPY= \frac{MX-FY(Zoff)}{FZ}$$

از آنجایی که COP_X و COP_Y موقعیت مرکز فشار را در امتداد محور صفحات نیروی داخلی-خارجی و قدامی- خلفی نشان می‌دهند و Zoff در صفحه ورتیکال و مرکز واقعی صفحه نیرو سنج است، بنابراین، برای کنترل مقادیر خطاهای

COP در ابتدا و پایان، به علت تقسیم نیروهای عمودی واکنش زمین (FZ) محاسبه COP آغاز و پایان می‌یابد. این محاسیبه زمانی انجام می‌شود که مقدار FZ بالاتر از ۵٪ از حداکثر مقدار ثبت شده در طول هر بار کوشش باشد (۲۷) :

برای بررسی و تایید نرمال بودن داده‌ها و امکان استفاده از آزمون‌های پارامتریک، از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده شد. آزمون آماری آنالیز واریانس دوسویه (Two-way ANOVA) جهت مقایسه داده‌ها بین شرایط مختلف استفاده شد. همچنین، از آزمون تی زوجی (Paired-Sample t test) بعنوان آزمون تعقیبی درون گروهی استفاده شد. تمامی تحلیل‌ها در محیط نرم افزار SPSS و نسخه ۲۶ در سطح معنی‌داری P<۰/۰۵ انجام شد.

میزان اندازه اثر در این پژوهش با استفاده از رابطه Cohen's d و به ترتیب زیر محاسبه شد.

$$D = (mean1 - mean2)/(\frac{[SD1 + SD2]}{2})$$

در این رابطه اگر میزان اندازه اثر، ۰/۲ یا کمتر باشد نشان‌دهنده تغییرات کم، ۰/۵، تغییرات متوسط و ۰/۸، تغییرات بزرگ می‌باشد (۲۴).

یافته‌ها

نتایج مربوط به نیروی عکس‌العمل زمین

نتایج نشان‌دهنده تاثیرات اصلی «پوتین» برای نیروهای عمودی (d=۰/۱۸۳ و P=۰/۰۱۸)، محور قدامی- خلفی مرحله هل دادن (d=۰/۴۰۴ و P=۰/۰۰۱)، محور داخلی -خارجی مرحله هل دادن (d=۰/۲۲۵ و P=۰/۰۰۸) و زمان رسیدن به اوج محور عمودی (d=۰/۱۶۱ و P=۰/۰۲۸) تفاوت معناداری را نشان داد. مقایسه زوجی نشان داد که نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و نیروی قدامی-خلفی در شرایط استفاده از پوتین نظامی بیشتر از پوتین نو بود. همچنین، نیروی محور داخلی -خارجی مرحله هل دادن و زمان رسیدن به اوج محور عمودی در گروه پوتین نو نسبت به پوتین استفاده شده بیشتر بود. علاوه بر این، در مقایسه عامل گروه، زمان رسیدن به اوج محور قدامی – خلفی مرحله تماس پاشنه (d=۰/۹۶۹ و P=۰/۰۰۱) در حین دویدن تفاوت معناداری را نشان داد (جدول ۱). مقایسه زوجی نشان داد که زمان رسیدن به اوج محور قدامی – خلفی مرحله تماس پاشنه به طور قابل توجهی در گروه پای پرونیت بیشتر از گروه سالم است. علاوه بر این، تفاوت معناداری در بررسی اثر تعاملی گروه و پوتین در نیروی محور قدامی- خلفی مرحله هل دادن (d=۰/۲۱۹ و P=۰/۰۰۹)، محور داخلی -خارجی مرحله تماس پاشنه (d=۰/۱۴۶ و P=۰/۰۲۷) و زمان رسیدن به اوج محور داخلی – خارجی مرحله هل دادن (d=۰/۲۶۴ و P=۰/۰۰۴) مشاهده شد. مقایسه زوجی نشان داد که در نیروی محور قدامی- خلفی مرحله هل دادن، محور داخلی -خارجی مرحله تماس پاشنه به طور قابل توجهی در گروه پای پرونیت در مقایسه با گروه سالم بیشتر است (جدول ۱).

جدول ۱- متغییرهای نیروی عکس‌العمل زمین در دو حالت پوتین نو و کهنه در حین دویدن

صفحه	نیروی عکس‌العمل زمین (درصدی از وزن بدن)				مقدار – P (اندازه اثر)		
	سالم		پرونیت				
	پوتین جدید	پوتین استفاده شده	پوتین جدید	پوتین استفاده شده	اثر عامل پوتین	اثر عامل گروه	اثر تعاملی گروه* پوتین
نیروی عمودی زمین مرحله تماس پاشنه پا (درصدی از وزن بدن)	±۳۲/۶۵ ۲۲۲/۶۷	±۴۰/۴۳ ۲۳۰/۰۱	±۳۲/۶۸ ۲۲۱/۰۳	±۴۰/۱۱ ۲۲۵/۷۵	*۰/۰۱۸ (۰/۱۸۴)	۰/۸۲۵ (۰/۰۰۲)	۰/۵۹۲ (۰/۰۱۰)
محور قدامی -خلفی مرحله تماس پاشنه (درصدی از وزن بدن)	۲۱/۶۵ ±۸/۲۲	۲۱/۴۶ ±۷/۲۶	±۷/۱۰ ۲۰/۵۱	±۷/۴۹ ۲۰/۱۳	۰/۷۶۶ (۰/۰۰۳)	۰/۶۳۶ (۰/۰۰۸)	۰/۹۲۰ (۰/۰۰۱)
محور قدامی- خلفی مرحله هل دادن (درصدی از وزن بدن)	±۱۲/۳۴ ۳۱/۹۵	±۱۲/۷۳ ۳۴/۶۷	±۱۰/۲۵ ۲۹/۸۶	±۱۱/۲۱ ۴۲/۳۴	*۰/۰۰۱ (۰/۴۰۴)	۰/۷۸۸ (۰/۰۰۴)	*۰/۰۰۹ (۰/۲۱۹)
محور داخلی - خارجی مرحله تماس پاشنه (درصدی از وزن بدن)	۱۴/۶۰ ±۴/۷۹	۱۳/۷۰ ±۵/۵۵	±۵/۴۹ ۱۳/۸۲	±۵/۸۶ ۱۶/۵۹	۰/۲۷۵ (۰/۰۴۲)	۰/۵۶۳ (۰/۰۱۲)	*۰/۰۳۷ (۰/۱۴۶)
محور داخلی - خارجی مرحله هل دادن (درصدی از وزن بدن)	۱۰/۰۷ ±۴/۸۸	۸/۱۰±۴/۹۶	۸/۸۵ ±۵/۲۸	۷/۹۳ ±۴/۶۸	*۰/۰۰۸ (۰/۲۲۵)	۰/۶۹۵ (۰/۰۰۹)	۰/۳۰۹ (۰/۰۳۷)
زمان رسیدن به اوج محور داخلی – خارجی مرحله هل دادن (میلی ثانیه)	±۳۸/۸۹ ۱۰۳/۳۴	±۴۹/۱۷ ۱۱۳/۰۸	±۴۱/۹۵ ۱۲۲/۶۴	±۳۹/۶۸ ۹۲/۵۶	۰/۱۱۷ (۰/۰۸۵)	۰/۹۶۶ (۰/۰۰۱)	* ۰/۰۰۴ (۰/۲۶۴)
زمان رسیدن به اوج محور داخلی – خارجی مرحله تماس پاشنه (میلی ثانیه)	±۳۶/۷۹ ۵۳/۲۱	±۱۸/۰۳ ۴۱/۰۱	±۳۹/۹۵ ۶۰/۸۰	±۶۱/۲۰ ۷۱/۳۷	۰/۹۳۵ (۰/۰۰۱)	۰/۱۱۵ (۰/۰۸۶)	۰/۲۶۰ (۰/۰۳۵)
زمان رسیدن به اوج محور قدامی – خلفی مرحله هل دادن (میلی ثانیه)	±۴۱/۹۹ ۲۱۸/۴۲	±۳۵/۷۹ ۲۱۵/۳۷	±۴۵/۲۵ ۲۱۵/۰۸	±۶۲/۸۴ ۲۰۸/۷۳	۰/۵۰۹ (۰/۰۱۶)	۰/۷۵۶ (۰/۰۰۴)	۰/۸۱۵ (۰/۰۰۲)

صفحه	نیروی عکس‌العمل زمین (درصدی از وزن بدن)				مقدار – P (اندازه اثر)	
	سالم		پرونیت			
	پوتین جدید	پوتین استفاده شده	پوتین جدید	پوتین استفاده شده	اثر عامل پوتین	اثر عامل گروه	اثر تعاملی گروه* پوتین
زمان رسیدن به اوج محور قدامی – خلفی مرحله تماس پاشنه(میلی ثانیه)	±۱۴/۲۱ ۷۰/۳۴	۷۴/۴۶ ±۹/۵۳	±۱۵/۲۶ ۷۴/۲۶	±۱۲/۵۴ ۷۰/۸۴	۰/۸۹۱ (۰/۰۰۱)	*۰/۰۰۱ (۰/۹۶۹)	۰/۱۵۵ (۰/۰۷۱)
زمان رسیدن به اوج محور عمودی (میلی ثانیه)	±۱۸/۸۸ ۱۲۷/۶۲	±۲۲/۱۰ ۱۲۱/۵۷	±۲۵/۴۹ ۱۳۱/۴۲	±۲۰/۲۵ ۱۲۲/۲۲	*۰/۰۲۸ (۰/۱۶۱)	۰/۷۶۲ (۰/۰۰۳)	۰/۶۳۵ (۰/۰۰۸)

P>۰/۰۵*

نتایج مربوط به فعالیت الکترومایوگرافی عضلات

نتایج نشان دادند که «پوتین» تاثیرات اصلی را برای فعالیت عضله نیمه وتری در فاز بارگذاری داشت (d=۰/۳۴۱ و P=۰/۰۰۴). مقایسه زوجی نشان داد که فعالیت عضله نیمه وتری در شرایط استفاده از پوتین نظامی جدید به طور قابل‌توجهی بیشتر از حالت استفاده از آن بود. همچنین، در مقایسه عامل گروه، فعالیت عضله دوسر رانی (d=۰/۱۹۶ و P=۰/۰۳۹) در فاز بارگذاری در حین دویدن تفاوت معناداری را نشان داد (جدول ۲). مقایسه زوجی نشان داد که فعالیت عضله دوسر رانی به طور قابل توجهی در گروه پای پرونیت بیشتر از گروه سالم است. علاوه بر این، بررسی اثرات تعاملی پوتین و گروه تفاوت معناداری در فعالیت عضلات منتخب در طی دویدن در افراد سالم و دارای پای پرونیت را نشان نداد. (جدول ۲).

جدول ۲- فعالیت عضلات اندام تحتانی در دو حالت پوتین نو و کهنه در حین دویدن در فاز پاسخ بارگذاری

عضلات	فعالیت الکترومایوگرافی عضلات (MVIC%)				مقدار – P (اندازه اثر)		
	سالم		پرونیت				
	پوتین جدید	پوتین استفاده شده	پوتین جدید	پوتین استفاده شده	اثر عامل پوتین	اثر عامل گروه	اثر تعاملی گروه* پوتین
ساقی قدامی	±۲۶/۰۹ ۱۰۳/۹۴	±۱۱/۹۸ ۹۲/۱۵	±۲۶/۰۹ ۱۰۱/۸۸	۹۶/۶۶ ±۱۲/۱۰	۰/۸۱۸ (۰/۰۰۳)	۰/۲۳۰ (۰/۰۷۱)	۰/۵۴۰ (۰/۰۱۹)
دوقلو	±۷۵/۷۹ ۱۲۴/۹۴	±۸۹/۳۶ ۱۵۰/۸۷	±۴۱/۳۸ ۱۱۶/۸۴	±۵۰/۸۹ ۱۴۲/۴۶	۰/۶۲۰ (۰/۰۱۲)	۰/۲۸۵ (۰/۰۵۷)	۰/۹۹۳ (۰/۰۰۱)
پهن خارجی	±۱۵/۴۵ ۵۶/۵۱	±۱۸/۵۰ ۵۳/۵۴	±۱۶/۸۳ ۵۰/۹۴	۶۳/۷۰ ±۲۲/۲۵	۰/۶۷۷ (۰/۰۰۹)	۰/۳۹۹ (۰/۰۳۶)	۰/۱۶۴ (۰/۰۹۴)
پهن داخلی	±۱۸/۲۱ ۵۷/۱۸	±۱۷/۵۵ ۵۹/۷۱	±۲۵/۳۵ ۶۶/۴۶	۵۶/۴۳ ±۱۷/۰۳	۰/۵۱۷ (۰/۰۲۱)	۰/۶۰۴ (۰/۰۱۴)	۰/۱۸۳ (۰/۰۸۷)

عضلات	فعالیت الکترومایوگرافی عضلات (MVIC%)				مقدار – P (اندازه اثر)	
	سالم		پرونیت			
	پوتین جدید	پوتین استفاده شده	پوتین جدید	پوتین استفاده شده	اثر عامل پوتین	اثر عامل گروه	اثر تعاملی گروه* پوتین
راست رانی	۲۹/۵۴ ±۵/۸۲	۲۸/۷۹ ±۶/۱۲	±۱۴/۰۶ ۳۲/۴۰	۳۲/۸۸ ±۱۱/۵۹	۰/۲۴۱ (۰/۰۶۸)	۰/۹۶۶ (۰/۰۰۱)	۰/۸۳۳ (۰/۰۰۲)
دوسر رانی	±۱۳/۷۵ ۵۶/۹۳	±۳۹/۵۶ ۸۳/۴۹	±۱۶/۸۴ ۶۳/۷۸	۸۱/۱۶ ±۴۶/۷۷	۰/۸۱۷ (۰/۰۰۳)	*۰/۰۳۹ (۰/۱۹۶)	۰/۶۳۹ (۰/۰۱۱)
نیمه وتری	±۱۸/۶۷ ۶۸/۹۳	±۳۵/۶۱ ۹۰/۴۳	±۱۴/۸۹ ۵۹/۰۳	۵۸/۹۹ ±۹/۲۹	*۰/۰۰۴ (۰/۳۴۶)	۰/۱۳۳ (۰/۱۰۹)	۰/۱۰۶ (۰/۱۲۵)
سرینی میانی	±۵۹/۹۳ ۹۳/۰۰	±۴۶/۹۷ ۱۲۱/۶۲	±۷۱/۸۵ ۱۰۶/۸۱	±۷۵/۱۰ ۱۳۴/۶۰	۰/۵۴۳ (۰/۰۱۹)	۰/۱۱۱ (۰/۱۲۲)	۰/۹۸۵ (۰/۰۰۱)

*P>۰/۰۵

نتایج نشان دادند که تفاوت معناداری در اثر عامل «پوتین» و اثر عامل گروه بین استفاده از پوتین نو و استفاده شده در دو گروه سالم و دارای پای پرونیت برای فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در حین دویدن در فاز میانه اتکا وجود ندارد (P>۰/۰۵). همچنین، عضله پهن داخلی در تعامل بین پوتین و گروه نسبت به بقیه عضلات تفاوت معناداری نشان داد (d=۰/۱۷۷ و P=۰/۰۴۱). مقایسه زوجی نشان داد که فعالیت عضله پهن داخلی به طور قابل توجهی در گروه سالم بیشتر از گروه دارای پای پرونیت بود (جدول ۳).

جدول ۳- فعالیت عضلات اندام تحتانی در دو حالت پوتین نو و کهنه در حین دویدن در فاز میانه اتکا

عضلات	فعالیت الکترومایوگرافی عضلات (MVIC%)				مقدار – P (اندازه اثر)	
	سالم		پرونیت			
	پوتین جدید	پوتین استفاده شده	پوتین جدید	پوتین استفاده شده	اثر عامل پوتین	اثر عامل گروه	اثر تعاملی گروه* پوتین
ساقی قدامی	±۴۶/۱۲ ۱۲۶/۸۵	±۱۵/۲۵ ۹۶/۹۲	±۱۶/۴۱ ۱۰۰/۶۷	۹۹/۶۵ ±۱۴/۴۶	۰/۱۵۹ (۰/۰۹۷)	۰/۰۶۹ (۰/۱۵۶)	۰/۰۸۷ (۰/۱۴۰)
دوقلو	±۴۷/۸۱ ۱۱۰/۷۷	±۶۲/۹۷ ۱۴۱/۹۶	±۴۲/۲۳ ۱۱۱/۳۸	±۱۰۵/۴۵ ۱۶۷/۱۹	۰/۳۵۰ (۰/۰۴۴)	۰/۱۰۶ (۰/۱۲۶)	۰/۳۷۲ (۰/۰۴۰)
پهن خارجی	±۱۳/۷۱ ۶۱/۷۵	±۱۳/۶۱ ۶۰/۹۹	±۱۷/۵۳ ۵۴/۲۳	۵۷/۵۳ ±۲۱/۷۷	۰/۲۸۷ (۰/۰۵۶)	۰/۸۱۰ (۰/۰۰۳)	۰/۶۹۰ (۰/۰۰۸)
پهن داخلی	±۵۷/۹۰ ۸۱/۸۴	±۲۰/۴۷ ۵۷/۵۶	±۲۹/۹۲ ۶۰/۷۸	۶۸/۵۵ ±۲۲/۰۴	۰/۵۲۲ (۰/۰۲۱)	۰/۵۳۹ (۰/۰۱۹)	*۰/۰۴۱ (۰/۱۷۷)

عضلات	فعالیت الکترومایوگرافی عضلات (%MVIC)				مقدار – P (اندازه اثر)	
	سالم		پرونیت			
	پوتین جدید	پوتین استفاده شده	پوتین جدید	پوتین استفاده شده	اثر عامل پوتین	اثر عامل گروه	اثر تعاملی گروه* پوتین
راست رانی	±۱۱/۳۶ ۳۱/۷۵	۲۸/۱۵ ±۵/۲۳	±۱۰/۹۵ ۳۰/۷۷	۲۷/۹۰ ±۸/۰۵	۰/۸۳۹ (۰/۰۰۲)	۰/۲۱۹ (۰/۰۷۴)	۰/۹۰۴ (۰/۰۰۱)
دوسر رانی	±۱۹/۹۶ ۶۹/۵۲	±۳۲/۰۸ ۷۴/۱۵	±۱۰/۲۸ ۵۵/۹۲	۷۵/۶۸ ±۴۱/۱۲	۰/۴۹۱ (۰/۰۲۴)	۰/۱۶۸ (۰/۰۹۳)	۰/۳۸۹ (۰/۰۳۷)
نیمه وتری	±۱۲/۱۲ ۶۰/۳۵	±۱۶/۰۳ ۶۰/۲۱	۶۰/۹۲ ±۹/۲۲	۶۱/۸۷ ±۱۸/۷۳	۰/۸۰۵ (۰/۰۰۳)	۰/۹۲۶ (۰/۰۰۱)	۰/۹۰۳ (۰/۰۰۱)
سرینی میانی	±۴۰/۹۳ ۸۰/۷۲	±۳۸/۱۳ ۱۰۹/۴۲	±۶۹/۶۷ ۱۰۷/۷۵	±۸۴/۸۷ ۱۴۲/۹۴	۰/۱۳۸ (۰/۱۰۷)	۰/۰۸۳ (۰/۱۴۲)	۰/۸۷۰ (۰/۰۰۱)

*P>۰/۰۵

نتایج نشان ند که تفاوت معناداری در اثر عامل «پوتین» و بررسی اثر تعاملی پوتین و گروه بین استفاده از پوتین نو و استفاده شده در دو گروه سالم و دارای پای پرونیت برای فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در فاز هل دادن در حین دویدن وجود ندارد (P>۰/۰۵). همچنین در مقایسه عامل گروه، فعالیت عضلات ساقی قدامی (d=۰/۱۵۷ و P=۰/۰۴۰) و سرینی میانی (d=۰/۲۲۴ و P=۰/۰۲۶) در فاز هل دادن تفاوت معناداری را نشان داد. مقایسه زوجی نشان داد که فعالیت عضله سرینی میانی به طور قابل توجهی در گروه پای پرونیت بیشتر از گروه سالم است. از طرف دیگر، مقایسه زوجی نشان داد که فعالیت عضله ساقی قدامی در گروه سالم به طور قابل توجهی بیشتر از گروه پای پرونیت است (جدول ۴).

جدول ۴- فعالیت عضلات اندام تحتانی در دو حالت پوتین نو و کهنه در حین دویدن در فاز هل دادن

عضلات	فعالیت الکترومایوگرافی عضلات (%MVIC)				مقدار – P (اندازه اثر)	
	سالم		پرونیت			
	پوتین جدید	پوتین استفاده شده	پوتین جدید	پوتین استفاده شده	اثر عامل پوتین	اثر عامل گروه	اثر تعاملی گروه* پوتین
ساقی قدامی	±۲۹/۹۶ ۱۱۲/۱۸	±۱۰/۱۱ ۹۰/۵۶	±۳۳/۲۶ ۱۰۸/۵۵	۹۶/۷۷ ±۱۸/۸۰	۰/۸۶۲ (۰/۰۰۲)	*۰/۰۴۰ (۰/۱۹۵)	۰/۵۱۲ (۰/۰۲۲)
دوقلو	±۵۸/۴۱ ۱۲۳/۲۰	±۶۷/۹۷ ۱۲۲/۸۴	±۴۸/۸۵ ۱۱۳/۴۸	±۶۵/۱۴ ۱۵۸/۵۴	۰/۴۳۴ (۰/۰۳۱)	۰/۲۷۸ (۰/۰۵۹)	۰/۱۷۸ (۰/۰۸۹)
پهن خارجی	±۲۲/۳۹ ۶۰/۹۰	±۱۵/۱۶ ۶۵/۱۸	±۲۷/۳۰ ۶۳/۵۹	۶۲/۶۶ ±۲۳/۷۴	۰/۹۸۸ (۰/۰۰۱)	۰/۸۲۴ (۰/۰۰۳)	۰/۶۷۶ (۰/۰۰۹)

عضلات	فعالیت الکترومایوگرافی عضلات (MVIC%)				مقدار P – (اندازه اثر)		
	سالم		پرونیت				
	پوتین جدید	پوتین استفاده شده	پوتین جدید	پوتین استفاده شده	اثر عامل پوتین	اثر عامل گروه	اثر تعاملی گروه* پوتین
پهن داخلی	±۱۹/۰۹ ۶۰/۸۰	±۱۴/۲۱ ۵۰/۶۱	±۲۹/۹۱ ۶۳/۴۶	۶۹/۱۲ ±۳۴/۵۱	۰/۲۰۲ (۰/۰۸۰)	۰/۷۶۵ (۰/۰۰۵)	۰/۳۳۵ (۰/۰۴۷)
راست رانی	۲۸/۸۵ ±۵/۴۷	۲۶/۱۱ ±۴/۳۳	۲۶/۷۳ ±۵/۳۱	۲۷/۳۴ ±۶/۷۷	۰/۸۰۲ (۰/۰۰۳)	۰/۵۰۸ (۰/۰۲۲)	۰/۳۵۰ (۰/۰۴۴)
دوسر رانی	±۲۵/۳۶ ۷۰/۹۷	±۲۸/۲۸ ۷۵/۶۵	±۱۹/۰۱ ۶۵/۶۷	۷۳/۹۷ ±۴۰/۱۵	۰/۶۷۵ (۰/۰۰۹)	۰/۴۹۸ (۰/۰۲۳)	۰/۸۲۷ (۰/۰۰۲)
نیمه وتری	±۱۴/۹۸ ۶۵/۲۷	±۱۸/۵۲ ۷۳/۴۹	±۱۴/۷۶ ۶۶/۶۳	۶۷/۷۹ ±۱۸/۱۵	۰/۶۱۰ (۰/۰۱۳)	۰/۴۲۵ (۰/۰۳۲)	۰/۴۰۸ (۰/۰۳۵)
سرینی میانی	±۱۸/۸۳ ۶۹/۹۰	±۴۹/۷۰ ۱۱۰/۸۸	±۴۷/۳۸ ۱۰۵/۱۰	۱۲۶/۳۷ ±۶۳/۶۳	۰/۱۲۲ (۰/۱۱۵)	*۰/۰۲۶ (۰/۲۲۴)	۰/۵۳۷ (۰/۰۱۹)

*P>۰/۰۵

بحث و نتیجه‌گیری

هدف محقق از انجام این تحقیق، تجزیه و تحلیل بیومکانیکی دویدن در پوتین‌های نظامی جدید و تخریب شده پلی‌اورتان در مردان با و بدون پای پرونیت بود.

نتایج نشان داد که نیرو عمودی عکس‌العمل زمین و نیروی قدامی-خلفی در شرایط پوتین نظامی استفاده شده، بیشتر از پوتین نو بود. همچنین، نیروی محور داخلی -خارجی مرحله هل دادن و زمان رسیدن به اوج محور عمودی در گروه پوتین نو نسبت به پوتین استفاده شده، بیشتر بود. مطابق با گزارش‌ها، زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در حین راه رفتن و دویدن به برنامه کنترل حرکتی مربوط می‌شود (۲۸). این بدان معنی است که برنامه نیروهای عکس‌العمل زمین برای انجام حرکات متوالی برنامه‌ریزی شده است و این وظایف از مغز صادر می‌شود (۲۸). از طرف دیگر، لحظه برخورد پاشنه پا در مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین نشان‌دهنده این است که چقدر نیرو در راستای عمودی بر پاشنه پا هنگام برخورد با زمین وارد می‌شود. مدت زمان رسیدن به این اوج به‌عنوان زمان رسیدن به اوج اول شناخته می‌شود. همچنین، نیروی عکس‌العمل زمین در مرحله هل دادن در مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین نشان‌دهنده این است که چقدر نیرو در راستای عمودی بر پنجه پا هنگام برخورد با زمین وارد می‌شود و مدت زمان رسیدن به این اوج به‌عنوان زمان رسیدن به اوج دوم شناخته می‌شود.

گزارش‌ها نشان می‌دهند که گرایش به نیروی اوج بزرگتر هنگام راه رفتن با پوتین‌های عملیاتی می‌تواند نشان‌دهنده تلاش برای کاهش خمیدگی کف پا و محدود کردن مچ پا باشد (۲۹). این می‌تواند منجر به تولید نیروی بیشتری از عضلات خم‌کننده کف پا برای ایجاد قدرت مفصلی باشد. علاوه بر این، نیروهای اوج بزرگتر ممکن است منجر به افزایش فشار در سرهای متاتارس شود و خطر آسیب در جلوی پا را افزایش دهد (۳۰). با این حال، برای تعیین اینکه آیا نیروهای بزرگتر می‌توانند با فشار

بیشتر در قسمت جلویی پا در هنگام استفاده از پوتین‌های نظامی مرتبط باشند، نیاز به مطالعات بیشتری است. در این مطالعه، مشاهده شد که زمان رسیدن به اوج محور قدامی – خلفی مرحله تماس پاشنه در گروه پای پرونیت به طور قابل توجهی بیشتر از گروه سالم است. این نیرو نشان‌دهنده ابداکشن و اداکشن پا می‌باشد.

در مطالعاتی که بر روی راه رفتن افراد مبتلا به ژنوواروم انجام شده است، گزارش کرده‌اند که هنگام راه رفتن، گشتاور اداکشن زانو تمایل دارد که نیرویی به داخل را در مفصل زانو ایجاد کند. بخش اعظم این گشتاور اداکشن در راه رفتن، به وسیله اعمال نیروی عکس‌العمل زمین بر محور مفصل زانو تولید می‌شود. این گشتاور تمایل دارد که زانو را به حداکثر درجه پرانتزی برساند (۳۱). با توجه به اینکه ژنوواروم در سطح فرونتال (داخلی-خارجی) اندام تحتانی رخ می‌دهد، می‌توان افزایش نیروی عکس‌العمل زمین در جهت داخلی—خارجی را به همین علت دانست که باعث افزایش گشتاور اداکشنی زانو می‌شود و به صورت نیروی عکس‌العمل زمین ظاهر می‌شود (۳۲).

تحقیقات مختلف نشان داده‌اند که هرچه اوج نیرو بیشتر باشد، بدون اینکه زمان رسیدن به این اوج افزایش یابد، احتمال آسیب نیز افزایش می‌یابد (۳۱). همچنین نتایج نشان داد که در اوج نیروهای محور قدامی- خلفی مرحله تماس پاشنه، محور داخلی -خارجی مرحله تماس پاشنه به طور قابل توجهی در گروه پای پرونیت در مقایسه با گروه سالم بیشتر است تحقیقاتی که به مقایسه نیروی عکس‌العمل زمین در افراد مبتلا به پای پرونیت و افراد سالم پرداخته‌اند، به این نتیجه رسیده‌اند که اوج نیروها در افراد مبتلا به پرونیت نسبت به افراد سالم افزایش معنی‌داری را نشان می‌دهد (۳۳). مهمترین توجیهی که می‌توان برای این تفاوت ارائه داد این است که افراد مبتلا به پرونتیت به دلیل کاهش قوس طولی داخلی، جذب ضربه بیشتری نسبت به افراد سالم دارند و این باعث چرخش خارجی در مفصل مچ پا می‌شود که باعث وارد شدن نیروی بیشتری به داخل پا می‌شود (۳۴). بنابراین با افزایش نیرو در جهت داخلی-خارجی در مرحله هل دادن در افراد مبتلا به پرونتیت پس از استفاده طولانی مدت از پوتین های نظامی پلی‌اورتان، می‌توان نتیجه گرفت که این نوع پوتین باعث بهبود نیروهای داخلی-خارجی و نیروهای پیچشی در مرحله هل دادن می‌شود. از طرف دیگر، متغیر مؤلفه داخلی-خارجی نشان‌دهنده میزان نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی است و افزایش آن با افزایش سوپینیشن پا در ارتباط است (۳۵). با توجه به این که طی دویدن در افراد دارای پای پرونیت نسبت به افراد سالم این متغیر دچار افزایش شده است، بنابراین مقادیر سوپینیشن پا احتمالاً دچار افزایش خواهد شد که این امر می‌تواند منجر به بهبود عملکرد مفصل مچ پا و یک مکانیسم اصلاحی و جبرانی برای افراد دارای پای پرونیت باشد. از طرف دیگر، مطالعه حاضر با مطالعه منتشلو و همکاران که با هدف بررسی مقایسه نیروهای عکس‌العمل زمین و فعالیت الکتریکی عضلات مچ پا طی حرکت دویدن در ۱۵ مرد جوان با کف پای پرونیت و ۱۵ مرد نرمال انجام شده است، همسو است. آن‌ها اذعان داشتند که پرونیشن پا می‌تواند به‌عنوان عاملی اثرگذار بر بیومکانیک دویدن، موجب تغییر در نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی خارجی و فعالیت الکتریکی عضلات دوقلو داخلی و ساقی قدامی طی حرکت دویدن شود (۳۶).

همچنین نتایج نشان دادند که فعالیت عضلات نیمه وتری و عضله دوسر رانی در فاز بارگذاری، عضله پهن داخلی در فاز میانه اتکا و عضلات ساقی قدامی و سرینی میانی در فاز هل دادن تفاوت معناداری دارند. گزارش شده است که هنگام دویدن در مرحله‌ی اتکا به پای راست، عضلات همسترینگ، سرینی کوچک، سرینی بزرگ، گروه عضلات چهارسر ران و عضلات درون مفصلی مچ پا بسیار فعال هستند. در مرحله تاب، عضلات سوئز خاصره‌ای و کشنده‌ی پهن نیام فعالیت زیادی دارند. در

مرحله‌ی اتکای دویدن، عضلات کشنده پهن نیام و سرینی بزرگ، درست قبل از لحظه تماس و در بخش پاسخ بارگذاری فعال می‌شوند (۳۷). این عضلات با پیشگیری از تیلت لگن به سمت مخالف، آن را کنترل می‌کنند. وقتی دویدن سریع‌تر می‌شود، فعالیت عضلات سرینی میانی و سرینی کوچک کمی کاهش می‌یابد. همچنین عضلات سرینی بزرگ و همسترینگ که برای کنترل خم شدن اندام، به صورت برونگرا منقبض‌شده‌اند، در بخش اول مرحله اتکا فعال هستند. با سریع‌تر شدن حرکت، عضلات همسترینگ در مرحله اتکا فعال‌تر می‌شوند، درحالی‌که در این لحظه فعالیت عضله سرینی بزرگ کاهش می‌یابد (۳۸). عضله سرینی میانی نیز در طی فاز پاسخ بارگذاری طی دویدن فعالیت می‌نماید که فعالیت این عضله طی این فاز در جذب شوک‌های وارده بر اندام تحتانی کمک کننده است. ما نیز در مطالعه خود مشاهده کردیم که فعالیت این عضله در افراد دارای پای پرونیت افزایش یافته است، اما نمود واقعی این افزایش در زمان استفاده از پوتین‌های استفاده شده نسبت به پوتین‌های نو مشهود بود (جدول ۲). از این رو چنین بنظر می‌رسد که در هنگام استفاده از پوتین‌های استفاده شده، عضله سرینی میانی جهت جذب شوک‌های وارده در دو گروه سالم و دارای پای پرونیت بیشتر از حالت استفاده از پوتین جدید فعالیت می‌کند. از این رو گزارش شده است که تغییر ساختار پا می‌تواند بر روی اندام تحتانی و هم‌ترازی لگن (۳۹)، فعالیت عضلات راست‌کننده ستون فقرات و سرینی (۴۰) تاثیر داشته باشد. از طرف دیگر، در مرحله اتکای دویدن، تماس پا با زمین تا تماس کامل کف پا، مفاصل در حال جذب و کار انجام شده منفی هستند (۴۱, ۴۲). کار منفی عضلات، بار اعمال شده به پا را کاهش می‌دهد. علاوه بر این، انرژی جذب شده می‌تواند به انرژی در ادامه حرکت کمک کند (۴۱-۴۴). یکی از تفاوت‌های اصلی میان بدن انسان و سطوح مختلف، قابلیت سازگاری و تنظیم عملکرد در شرایط مختلف می‌باشد. بنابراین، مشاهده رفتار متفاوت انسان هنگام حرکت رو سطوح با سفتی مختلف امری طبیعی است. بر همین اساس، برخی از مطالعات به این نکته اشاره کرده‌اند که در صورتی که انسان روی سطحی با سفتی زیاد یا استفاده از کفش‌هایی که سطح تماس کمی با زمین طی حرکت دارند، سفتی اندام خود را تغییر می‌دهد (۴۵-۴۷). این تغییر در رفتار فرد به منظور جبران تغیرات سطح با هدف حفظ الگوی طبیعی حرکت مرکز جرم و در پی آن کاهش انرژِی مصرفی انجام می‌شود. زمانی که کف پا به طور کامل به زمین برخورد می‌کند تا جدا شدن پنجه پا، گروه‌های عضلانی در حال تولید نیروی پیشروی هستند و توان مفصلی مثبت می‌شود (۳۵, ۴۸). مقادیر بالای توان مثبت حاکی از ظرفیت بالای گروه‌های عضلانی در تولید نیروی پیشروی می‌باشد و به‌عنوان شاخص عملکرد بهینه و کارایی بدن تلقی می‌شود (۴۲, ۴۴, ۴۹). پژوهشگران معتقدند که ریشه این تغییر در تغییر واکنش فرد به دنبال حرکت روی سطوح مختلف است؛ بدین صورت که فرد هنگام استفاده از کفش‌های سرعتی و استقامتی، فعالیت عضلات خود را تغییر می‌دهد که این افزایش در فعالیت عضلانی موجب کاهش جذب شوک می‌شود که به دنبال آن باعث افزایش آسیب‌های مختلف در افراد خواهد شد (۴۸). از این رو تحقیقات نشان داده‌اند که عضله دوقلو در افراد دارای کمردرد با پای پرونیت نسبت به افراد سالم فعالیت بالاتری دارد (۴۸). اما در این مطالعه، تفاوت معناداری در فعالیت این عضله در حین استفاده از پوتین‌ها در دو گروه مشاهده نشد (جدول ۳). گزارش شده است که تاندون بلند عضله ساقی‌خلفی همراه با قوس داخلی مسطح شده در پا به علت رابطه طول-تنش باعث کاهش کارایی پلانتارفلکسورها می‌گردد. همچنین، با افزایش چرخش داخلی ساق و ران که نتیجه داشتن پای پرونیت می‌باشد، به طور مستقیم بر پلانتارفلکسورها تأثیر می‌گذارد و نیروهای عضلانی را کاهش می‌دهد (۵۰). برای جبران این ناکارآمدی و کنترل بدن و جلوگیری از سقوط طی فازهای میانه استقرار و هل‌دادن، عضله دوقلو بیش از حد فعالیت می‌کند (۵۰). مطالعات نشان داده‌اند که عضلات دوقلو، سرینی‌میانی، راست‌کننده ستون فقرات و مایل داخلی شکم فعالیت بالایی را در افراد دارای کمردرد با پای پرونیت طی راه‌رفتن دارا می‌باشند (۳۵).

بنابراین، پیدا نمودن روش‌های درمانی برای جلوگیری از عوارض ثانویه و تشدید شدت بیماری در این افراد از اهمیت بالایی برخوردار است. نتایج مطالعات نشان داده‌اند که استفاده از سطوح مختلف می‌تواند فعالیت عضلاتی مانند دوقلو را کاهش می‌دهد که با نتایج این مطالعه به دلیل معنادار بودن فعالیت عضله دوقلو ناهمسو می‌باشد. در تبیین این یافته می‌توان چنین اذعان داشت که اینورشن بیش از حد در مفصل زیر قاپی (همراه با کف پای گود) باعث کاهش فعالیت عضله دوقلو می‌شود و اورشن بیش از حد مفصل زیر قاپی (همراه با کف پای صاف) باعث افزایش فعالیت عضله دو قلو می‌شود (۵۱). این نتیجه در پی آن است که ما در نتایج خود مشاهده کردیم که هنگام استفاده از پوتین‌های استفاده شده، میزان فعالیت عضله دوقلو روند افزایشی داشته است. این روند افزایش نیز در گروه افراد دارای پای پرونیت نیز بالاتر از افراد سالم بود. بنابراین، از آنجایی که این افزایش می‌تواند با اورژن بیش از حد مفصل زیر قاپی (همراه با کف پای صاف) همراه باشد، می‌تواند به عنوان یک مکانیسم تشدید کننده عارضه برای افراد دارای پای پرونیت باشد.

با توجه به اینکه نیروهای نیروی عکس‌العمل زمین دارای دو فاز تماس پاشنه و هل دادن می‌باشند، پیشنهاد می‌گردد که در مطالعات آتی، ارتباط بین نیروهای عکس‌العمل زمین و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات را محققان و پژوهشگران بررسی کنند. از طرف دیگر، یکی از مکانیسم‌هایی که می‌تواند در تجزیه و تحلیل اثرات پوتین بر متغیرهای نیروی عکس‌العمل زمین و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات تاثیرگذار باشد، بررسی متغیر خستگی است. با توجه به اینکه در مطالعه حاضر، خستگی جزء متغیرهای مورد بررسی نبود، پیشنهاد می‌شود این متغیر در مطالعات آینده مورد بررسی قرار گیرد.

با توجه به یافته‌ها، می‌توان گفت که استفاده از پوتین‌های جدید پلی‌اورتان می‌تواند عملکرد عضلات را در افرادی با کف پای صاف بهبود بخشد. این امر می‌تواند عملکرد دویدن را نیز تقویت کند. با این حال، برای ایجاد ارتباطات مکانیکی بین تکنیک دویدن، نوع پوتین نظامی و میزان آسیب نیاز به مطالعات بیشتری است.

پیام مقاله

نوع پوتین مورد استفاده می‌تواند در جذب شوک و ضربه در افراد دارای پای پرونیت موثر باشد. پیشنهاد می‌شود که نظامیان با پای پرونیت از پوتین عملیاتی پلی‌اورتان ترموپلاستیک جدید استفاده کنند.

تشکر و قدردانی

در اینجا از تمام کسانی که در انجام این تحقیق ما را یاری نمودند، تشکر و قدردانی می‌کنیم.

منابع

1. Evans G. Stress Fractures at Commando Training Centre Royal Marines, Lympstone—A Retrospective Survey (September 1979—October 1981). BMJ Specialist Journals; 1982. doi.org/10.1136/jrnms-68-77
2. Dixon SJ, Waterworth C, Smith CV, House CM. Biomechanical analysis of running in military boots with new and degraded insoles. Medicine and science in sports and exercise. 2003;35(3):472-9. doi.10.1249/01.mss.0000053733.64049.27
3. Windle C, Gregory S, Dixon S. The shock attenuation characteristics of four different insoles when worn in a military boot during running and marching. Gait & posture. 1999;9(1):31-7. doi.org/10.1016/s0966-6362(99)00002-8

4. Stiles VH, Dixon SJ. The influence of different playing surfaces on the biomechanics of a tennis running forehand foot plant. Journal of applied biomechanics. 2006;22(1):14-24. doi.org/10.1123/jab.22.1.14
5. Malisoux L, Gette P, Backes A, Delattre N, Theisen D. Lower impact forces but greater burden for the musculoskeletal system in running shoes with greater cushioning stiffness. European Journal of Sport Science. 2022:1-11. doi.org/10.1080/17461391.2021.2023655
6. Fredericson M, Misra AK. Epidemiology and aetiology of marathon running injuries. Sports Medicine. 2007;37(4):437-9. doi.org/10.2165/00007256-200737040-00043
7. Van Mechelen W. Running injuries. Sports medicine. 1992;14(5):320-35.
8. Orchard J. Is there a relationship between ground and climatic conditions and injuries in football? Sports medicine. 2002;32(7):419-32. 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. doi.org/10.1007/s00167-015-3922-z
10. Fong DT, Lam M-H, Lao ML, Chan CW, Yung PS, Fung K-Y, et al. Effect of medial arch-heel support in inserts on reducing ankle eversion: a biomechanics study. Journal of Orthopaedic Surgery and Research. 2008;3(1):1-7. doi.org/10.1186/1749-799x-3-7
11. Murley GS, Bird AR. The effect of three levels of foot orthotic wedging on the surface electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. Clinical Biomechanics. 2006;21(10):1074-80. doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.06.007
12. Razeghi M, Batt ME. Biomechanical analysis of the effect of orthotic shoe inserts. Sports Medicine. 2000;29(6):425-38. doi.org/10.2165/00007256-200029060-00005
13. Ledoux WR, Shofer JB, Smith DG, Sullivan K, Assal M, Reiber GE. Relationship between foot type, foot deformity, and ulcer occurrence in the high-risk diabetic foot. Journal of rehabilitation research and development. 2005;42(5):665-72. doi.org/10.1682/jrrd.2004.11.0144
14. Manoli A, Graham B. The subtle cavus foot,"the underpronator," a review. Foot & ankle international. 2005;26(3):256-63. doi.org/10.1177/107110070502600313
15. Van Boerum DH, Sangeorzan BJ. Biomechanics and pathophysiology of flat foot. Foot and ankle clinics. 2003;8(3):419-30. doi.org/10.1016/s1083-7515(03)00084-6
16. Parker N, Greenhalgh A, Chockalingam N, Dangerfield P. Positional relationship between leg rotation and lumbar spine during quiet standing. Research into Spinal Deformities 6: IOS Press; 2008. p. 231-9.
17. Lee MS, Vanore JV, Thomas JL, Catanzariti AR, Kogler G, Kravitz SR, et al. Diagnosis and treatment of adult flatfoot. The Journal of Foot and Ankle Surgery. 2005;44(2):78-113. doi.org/10.1053/j.jfas.2004.12.001
18. 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.
19. Hong Y, Wang L ,Li JX, Zhou JH. Comparison of plantar loads during treadmill and overground running. Journal of Science and Medicine in Sport. 2012;15(6):554-60. doi.org/10.1016/j.jsams.2012.01.004
20. Ford KR, Manson NA, Evans BJ, Myer GD, Gwin RC, Heidt Jr RS, et al. Comparison of in-shoe foot loading patterns on natural grass and synthetic turf. Journal of Science and Medicine in Sport. 2006;9(6):433-40. doi.org/10.1016/j.jsams.2006.03.019
21. Dixon S, Stiles V. Impact absorption of tennis shoe-surface combinations. Sports Engineering. 2003;6(1):1-9. doi.org/10.1007/bf02844155
22. Tillman M, Fiolkowski P, Bauer J ,Reisinger K. In-shoe plantar measurements during running on different surfaces: Changes in temporal and kinetic parameters. Sports Engineering. 2002;5(3):121-8. doi.org/10.1046/j.1460-2687.2002.00101.x
23. Taunton JE, Ryan MB, Clement D, McKenzie DC, Lloyd-Smith D, Zumbo BJBjosm. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. 2002;36(2):95-101. doi.org/10.1136/bjsm.36.2.95
24. Didia BC, Omu ET, Obuoforibo AA. The use of footprint contact index II for classification of flat feet in a Nigerian population. Foot & ankle. 1987;7(5):285-9. doi.org/10.1177/107110078700700504
25. Nejati P, Forugh B ,Kuhpayezade J, Moeineddin R, Nejati M. Effects of foot orthoses on knee pain and function of female athletes with patellofemoral pain syndrome. ZUMS Journal. 2009;17(66):49-60.

26. Jafarnezhadgero AA, Ghorbanlou F, Alavi-Mehr SM, Majlesi M. The effect of corrective exercise on walking ground reaction force components in children with genu varus. Scientific Journals Management System. 2019;17(18):13-22.
27. Almosnino S, Kajaks T, Costigan PA. The free moment in walking and its change with foot rotation angle. BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation. 2009;1(1):19. doi.org/10.1186/1758-2555-1-19
28. Lilley K, Stiles V, Dixon S. The influence of motion control shoes on the running gait of mature and young females. Gait & posture. 2013;37(3):331-5. doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.07.026
29. Schulze C, Lindner T, Woitge S, Schulz K, Finze S, Mittelmeier W, et al. Influence of footwear and equipment on stride length and range of motion of ankle, knee and hip joint. Acta of bioengineering and biomechanics. 2014;16(4):45--51.
30. Wiegerinck JI, Boyd J, Yoder JC, Abbey AN, Nunley JA, Queen RM. Differences in plantar loading between training shoes and racing flats at a self-selected running speed. Gait & posture. 2009;29(3):514-9. doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.12.001
31. Taraneh h, sheikhalizade h. the effect of hydrotherapy and traband on ground reaction forces during running in people with pronitis. studies in medical sciences. 2023;33(12):876-87.
32. Chung M-J, Wang M-JJ. The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20–60 years. Gait & posture. 2010;31(1):131-5. doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.09.013
33. Valizade-Orang A, Siahkoohian M, Jafarnezhadgero A, Ghorbanlou F. The Effect of Long-Term Use of Motion Control Shoes on the Ground Reaction Force Components during Running in Runners with Excessive Pronated Feet. 2020.
34. Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. Clinical biomechanics. 2004;19(4):391-7. doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2003.12.010
35. Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2018;39:35-41. doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.01.006
36. Mantashloo Z, Sadeghi H, Khaleghitazji M. Comparison of Ground Reaction Forces and Muscles Electrical Activity of the Ankle during Running in Young Men with Pronation and Normal Foot. Journal of Rafsanjan University of Medical Sciences. 2017;16(4):353-64.
37. Ounpuu S. The biomechanics of running: a kinematic and kinetic analysis. Instructional course lectures. 1990;39:30
38. Devita P, Hunter PB, Skelly WA. Effects of a functional knee brace on the biomechanics of running. Medicine and science in sports and exercise. 1992;24(7):797-806. doi.org/10.1249/00005768-199207000-00010
39. Khamis S, Yizhar Z. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. Gait & posture. 2007;25(1):127-34. doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.02.005
40. Bird AR, Bendrups AP, Payne CB. The effect of foot wedging on electromyographic activity in the erector spinae and gluteus medius muscles during walking. Gait & posture. 2003;18(2):81-91. doi.org/10.1016/s0966-6362(02)00199-6
41. Eslami M DM. Osoul va mabaniye biomechanic va tajziye va tahlile harekat. first ed Tehran: Research of sport scince 2012:255-80.
42. J. W. Sakhtar va amalkarde dastgahe azolani-eskeleti. First ed Tehran: Omide danesh publisher. 2003:505-45.
43. Greig M SJ. Soccer-specific fatigue and eccentric hamstrings muscle strength. J Athl Train. 2009;44:180-4.
44. Teixeia L NS, Milot M. Effects of cadence on energy generation and absorption at lower extremity joints during gait. Clinical Biomechanics. 2008;23:769-78. doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.02.007

45. Ferris D P FCT. Interaction of leg stiffness and surfaces stiffness during human hopping. Journal of Applied Physiology. 1997;82(1):15-22. doi.org/10.1152/jappl.1997.82.1.15
46. Farley C T HHH, Van Strien C, Louie M. Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses. Journal of Applied Physiology. 1998;85(3):1044-55. doi.org/10.1152/jappl.1998.85.3.1044
47. Lichtwark G A WAM. In vivo mechanical properties of the human achilles tendon during one-legged hopping. Journal of Experimental Biology. 2005;208(204):4715-25. doi.org/10.1242/jeb.01950
48. 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. doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.03.056
49. Boyer R GA, Barnes L. Determination of ankle muscle power in normal gait using an EMGto-force processing approach. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2010;20:46-54. doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.09.013
Honeine J-L, Schieppati M, Gagey O, Do M-C. The functional role of the triceps surae muscle during human locomotion. PloS one. 2013;8(1):e52943. doi.org/10.1371/journal.pone.0052943
50. Wang R, Gutierrez-Farewik EM. The effect of subtalar inversion/eversion on the dynamic function of the tibialis anterior, soleus, and gastrocnemius during the stance phase of gait. Gait & posture doi.10.1016/j.gaitpost.2011.03.003