



Comparison of the effect of polyurethan thermoplastics military boots mileage on lower limb muscle activities during running in people with and without back pain

Milad Piran Hamlabadi¹ , AmirAli Jafarnezhadgero^{2*} , Kimia Hoseinpour³

1. PhD candidate in sport managements, Department of Sport Biomechanics and Managements, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
2. Associate Professor, Department of Sport Biomechanics and Managements, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
3. Bachelor of Sports Sciences, Department of Sports Management and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, Mohaghegh Ardabili University, Ardabil, Iran

ABSTRACT

Aim and background: The aim of the present study was to evaluate the effect of polyurethan thermoplastics military boots mileage on lower limb muscle activities during running in people with and without back pain.

Material and Methods: The statistical population of the present study consisted of healthy men with low back pain in Ardabil province. A statistical sample of 30 people aged 20-25 years was selected by available sampling and participated in the present study. Statistical samples were divided into two groups. There were 15 patients in the low back pain group and the second group of 15 people as the healthy group. They received two new and used pair of boots. They were made of thermoplastic polyurethane. muscle activities of the right leg were recorded during running. Two-way ANOVA was used for statistical analysis at a significance level of 0.05.

Results: Findings showed significant main effect of boot type for rectus femoris ($p=0.037$ $d=0.146$) during loading phase and gluteus Medius ($p=0.006$ $d=0.242$) during push-off phase. Findings showed significant main effect of boot-by-group interactions for rectus femoris during mid-stance ($P=0.020$; $d=0.161$).

Conclusion: The results of this study showed that the type of boots used can be effective in preventing lower limb injuries and absorbing shock and impact in people with low back pain, on the other hand, the use of new thermoplastic polyurethane operational boots is suggested for people with low back pain. Our findings showed that the observed changes in muscle activity variables are more obvious in second-hand boots. It seems that changing boots after 6 months of heavy wearing is suitable for people.

Keywords: Military Boot, Thermoplastic polyurethane, Electromyography, Running, Low back pain

►Please cite this paper as:

Piran Hamlabadi M, Jafarnezhadgero AA, Hoseinpour K [Comparison of the effect of polyurethan thermoplastics military boots mileage on lower limb muscle activities during running in people with and without back pain (Persian)]. J Anesth Pain 2023;14(2):116-125.

Corresponding Author: AmirAli Jafarnezhadgero, Associate Professor, Department of Sport Biomechanics and Managements, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

Email: aamiralijafarnezhad@gmail.com

فصلنامه علمی پژوهشی بیهوشی و درد، دوره ۱۴، شماره ۲، تابستان ۱۴۰۲

مقایسه اثر طول عمر پوتین عملیاتی رابر بر مولفه‌های الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در طی دویدن در افراد با و بدون کمردرد

میلاذ پیران حمل آبادی^۱، امیرعلی جعفرنژادگرو^{۲*}، کیمیا حسین پور^۳

۱. دانشجوی دکتری مدیریت ورزشی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۲. دانشیار بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، گروه مدیریت و 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 پذیرش: ۱۴۰۲/۴/۱۵

تاریخ بازبینی: ۱۴۰۲/۲/۲۴

تاریخ دریافت: ۱۴۰۲/۱/۱۴

چکیده

زمینه و هدف: مسافت پیموده شده در پوتین‌های عملیاتی عامل مهمی است که ممکن است بر خطر آسیب دیدگی و یا تشدید آن در حین دویدن تأثیر بگذارد. هدف از پژوهش حاضر مقایسه اثر طول عمر پوتین عملیاتی رابر بر مولفه‌های الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در طی دویدن در افراد با و بدون کمردرد بود.

مواد و روش‌ها: جامعه آماری پژوهش حاضر را مردان دارای کمردرد و سالم استان اردبیل تشکیل دادند. نمونه آماری به تعداد ۳۰ نفر با دامنه سنی ۲۵-۲۰ سال به روش نمونه‌گیری در دسترس انتخاب و در مطالعه حاضر شرکت کردند. نمونه‌های آماری در دو گروه قرار گرفتند. تعداد ۱۵ نفر در گروه کمردرد و گروه دوم که ۱۵ نفر هستند به‌عنوان گروه کنترل (سالم) قرار گرفتند. آن‌ها یک جفت چکمه نو و دست دوم دریافت کردند که از پلی اورتان ترموپلاستیک ساخته شده بودند. فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی پای راست در حین دویدن ثبت شد. جهت تحلیل‌های آماری از آنالیز واریانس دوسویه (Two-way ANOVA) در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده شد.

نتایج: نتایج نشان می‌دهد که اثر عامل نوع پوتین در فاز پاسخ بارگذاری در فعالیت عضله راست رانی ($d=0/146$) و عضله سرینی میانی ($P=0/037$ و $d=0/242$) در فاز هل دادن از نظر آماری دارای اختلاف معناری بودند. اثر تعاملی پوتین و گروه در فاز میانه اتکا در فعالیت عضله راست رانی ($P=0/020$ $d=0/16$) دارای اختلاف معناری بود.

نتیجه‌گیری: نتایج این مطالعه نشان می‌دهد که نوع پوتین مورد استفاده می‌تواند در جذب شوک و ضربه در افراد دارای کمردرد موثر باشد از طرف دیگر استفاده از پوتین عملیاتی پلی اورتان ترموپلاستیک جدید برای نظامیان دارای کمردرد پیشنهاد می‌گردد. یافته‌ها ما نشان داد که تغییرات مشاهده شده در متغیرهای فعالیت عضلانی در چکمه‌های دست دوم بارزتر است. به نظر می‌رسد تعویض چکمه‌ها پس از پوشیدن شدید ۶ ماهه، در افراد مناسب است.

واژه‌های کلیدی: پوتین، پلی اورتان ترموپلاستیک، فعالیت الکترومایوگرافی، دویدن، کمردرد

نویسنده مسئول: امیرعلی جعفرنژادگرو، دانشیار بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

پست الکترونیک: amiralijafarnezhad@gmail.com

مقدمه

کفش‌ها و پوتین‌ها پارامتر مهمی در رابطه با احساس کف پا و شاید یک عامل مهم در اصلاح الگوی ضربه پا بر روی زمین می‌باشند. در مطالعه قادری و همکاران گزارش شد که آسیب‌های اسکلتی-عضلانی شایعترین نوع آسیب‌های فیزیکی ناشی از تمرینات نظامی، می‌باشند. با توجه به ماهیت و نوع آموزش‌های نظامی، رژه رفتن و دویدن، بیشتر آسیب‌ها در اندام تحتانی رخ می‌دهد. دلیل علمی این آسیب‌ها می‌تواند فشار ضربه‌ای بالای باشد که در هر تماس پنجه پا با زمین به صورت عکس‌العمل از طرف زمین به اندام تحتانی وارد می‌شود، که میزان این فشار ضربه‌ای عکس‌العمل زمین در هنگام قدم زدن و دویدن به ترتیب حدود ۱/۲ و ۳/۶ برابر وزن بدن می‌باشد^(۱). برخی شواهد وجود دارد که نشان می‌دهد، کفش‌های دارای خاصیت ارتجاع بالا و مناسب می‌توانند آسیب‌ها را کاهش دهند^(۲). به طور خاص، اصلاح خصوصیات کفش، مانند کاهش وزن کفش، می‌تواند عملکرد را بهبود بخشد. علاوه بر این، در مطالعات بر روی افراد ورزشکار گزارش شده است که بسیاری از ورزشکاران آسیب‌دیده تمایل دارند از کفش‌های سبک وزن استفاده کنند^(۳). از طرف دیگر نیز گزارش شده است که کفش سبک تا ۳٪ نسبت به کفش سنگین در زمان شروع دوی سرعت و ۱۰ متر سرعت روند افزایشی داشته است^(۴-۷). به طور کلی، افزایش وزن کفش باعث می‌شود سرعت راه رفتن و دویدن محدود شود زیرا بازیکنان برای سرعت بخشیدن و کاهش سرعت جرم اضافی کفش‌های خود باید کار مکانیکی بیشتری انجام دهند. علاوه بر این، وزن اصلاح شده کفش ممکن است عمدتاً بر روی کار مکانیکی انجام شده توسط مفصل مچ پا، نزدیک ترین مفصل به مداخله تأثیر بگذارد. گزارش شده است وزن اضافه شده به پا در هنگام دویدن طبیعی باعث افزایش کار مکانیکی انجام شده روی پا و بیومکانیک مچ پا می‌شود^(۸).

کمردرد یکی از شایعترین اختلالات عضلانی-اسکلتی با شیوع بسیار بالا می‌باشد، به طوری که ۷۰ تا ۸۵ درصد افراد جامعه در طول زندگی خود یک بار آن را تجربه می‌کنند و عوامل زیادی در ایجاد آن نقش دارند که از جمله آن‌ها می‌توان به عوامل فردی و شغلی، عوامل روانی، عوامل بیومکانیکی و آناتومیکی ناحیه ستون فقرات اشاره کرد^(۹-۱۱). گزارش شده است که کمردرد باعث کاهش عملکرد و محدودیت در فعالیت‌ها شامل کارهای روزمره، فعالیت‌های تفریحی و همچنین مشارکت‌های اجتماعی

می‌شود^(۱۲). مطابق با نتایج مطالعات مختلف شواهد زیادی نیز وجود دارد که نشان می‌دهد زمان‌بندی و الگوهای فراخوانی عضلانی در بیماران مبتلابه کمردرد تغییر می‌کند^(۱۳). این عارضه دردناک یکی از شایع‌ترین و پرهزینه‌ترین سندروم‌های درد اسکلتی-عضلانی است که بیش از ۸۰ درصد از افراد جامعه را در مراحل از زندگی‌شان تحت تأثیر قرار می‌دهد، به گونه‌ای که افراد در طول عمرشان حداقل برای یک بار به کمردرد مبتلا می‌شوند^(۱۴-۱۷). از این رو در مطالعه عنبریان و همکاران با عنوان اثرات فوری کفش ناپایدار بر میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب در ناحیه تنه حین بلند کردن بار گزارش شد که عضلات راست شکمی، مورب داخلی شکم، هنگام پوشیدن کفش ناپایدار کاهش داشته است^(۱۸). از طرف دیگر آنان ادعان داشته‌اند که پوشیدن کفش ناپایدار باعث افزایش میزان حداکثر فعالیت عضله مولتی فیذوس نسبت به وضعیت‌های دیگر را داشته است. آنها همچنین گزارش کرده‌اند که میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات در حین استفاده و بدون استفاده از کفش متفاوت است^(۱۹). از این رو گزارش شده است که کمردرد یکی از مشکلات شایع و پرخطر در میان نظامیان و افراد نظامی است که میزان شیوع آن بسته به افراد شاغل در محیط‌های مختلف متفاوت گزارش شده است^(۲۰). می‌توان چنین ادعان داشت که استفاده از پوتین نظامی در افراد سالم و دارای کمردرد در هنگام فعالیت‌های پویا مانند دویدن می‌تواند بحث برانگیز باشد.

دویدن اساسی‌ترین حرکت قابل بحث و الگوی حرکتی است که می‌توان گفت در تمام فعالیت‌های پایه نظامی مورد نیاز است^(۲۱). الگوهای پاشینه - پنجه، میانه پا - جلوی پا و جلوی پا - میانه پا، سه الگوی رایج دویدن هستند. اساساً در دویدن با پای برهنه الگوهای میانه پا و جلوی پا استفاده می‌شود. در حالی که دوندگانی که از کفش استفاده می‌کنند معمولاً با الگوی پاشینه پنجه می‌دوند^(۲۲). تانتون و همکاران (۲۰۰۳) گزارش کردند 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 می‌شود^(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

فیزیولوژیکی ناشی از فعالیت فیزیکی سنگین و خستگی بر نتایج پژوهش آزمودنی‌ها از فعالیت سنگین دو روز قبل از آزمون منع شدند. پای برتر همه‌ی آزمودنی‌ها سمت راست شناسایی شد. ضمناً در تمامی مراحل، اخلاق پژوهشی رعایت گردید و از شرکت‌کنندگان رضایت‌نامه شرکت در پژوهش اخذ شد. تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی بود. همچنین این مطالعه دارای کد اخلاق به شماره (IR.UMA.REC.1401.026) از دانشگاه محقق اردبیلی بود.

آزمودنی‌ها کوشش دویدن را در مسیر ۱۰ متری آزمایشگاه پس از قرارگیری الکترودها روی عضلات 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 پلی اورتان ترموپلاستیک (شرکت آرسان صنعت آقانه‌آباد، ایران- تبریز (یک شرکت خصوصی)) استفاده کردند و داده الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی ثبت شد. ما برای حذف تفاوت میزان تمرین از پوتین‌های استفاده شده استفاده کردیم بطوری که این پوتین‌های پلی اورتان ترموپلاستیک حداقل ۱۰۰ کیلومتر در هفته استفاده شده بودند، بعد آزمودنی‌ها از این پوتین‌ها در طی دویدن 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 راه رفتن و دویدن ثبت شد. برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از دستگاه الکترومایوگرافی (biometrics ltd, uk) 8 کاناله بی سیم و الکتروهای سطحی مدل دو قطبی (ساخت کشور انگلستان) جفت الکترودهای سطحی (Ag/AgCl / دوقطبی) (فاصله ۲۵ میلی‌متر از مرکز تا مرکز؛ امپدانس ورودی $100\text{ M}\Omega$ ؛ نسبت رد شایع حالت <110 دسی بل در ۵۰ تا ۶۰ هرتز) استفاده شد. فیلترهای پایین‌گذر ۵۰۰ هرتز و بالاگذر ۱۰ هرتز و همچنین ناچ فیلتر (برای حذف نویز برق شهری) ۶۰ هرتز جهت فیلترینگ داده‌های خام الکترومایوگرافی انتخاب شد. همچنین نرخ نمونه‌برداری در فعالیت الکتریکی عضلات برابر ۱۰۰۰ Hz قرار گرفت. محل عضلات منتخب و اعمالی مانند تراشیدن محل الکتروگذاری و تمیز کردن با الکل (۷۰٪ اتانول-C₂H₅OH) طبق توصیه‌نامه‌ی SE-

^(۲۳). بر اساس نتایج تحقیقات قبلی یافته‌های محدودی در خصوص خطر بروز آسیب در زیره‌های پوتین‌ها مانند زیره پوتین پلی اورتان ترموپلاستیک (TPU) گزارش شده است و خطر بروز آسیب در پی فعالیت عضلات در هنگام استفاده از پوتین‌های رابر در افراد دارای کمردرد مشخص نیست. بنابراین هدف از این مطالعه مقایسه اثر طول عمر پوتین عملیاتی رابر بر مولفه‌های الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در طی دویدن در افراد با و بدون کمردرد می‌باشد.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع کارآزمایی با کد کارآزمایی (IRCT20220714055469N1) بود. جامعه آماری پژوهش حاضر، افراد سالم و دارای کمردرد استان اردبیل بودند. برای نشان دادن حداقل تعداد آزمودنی مورد نیاز از نرم‌افزار (G Power 3.1) استفاده شد که جهت دستیابی به توان آماری ۰/۸ در اندازه اثر برابر با ۰/۸ و سطح آلفا ۰/۰۵ برابر ۱۰ نفر آزمودنی در هر گروه برآورد شد. تعداد ۱۵ پسر سالم (سن $21/57 \pm 2/34$ سال، وزنی $67/35 \pm 4/25$ کیلوگرم و قد $176/78 \pm 5/38$ سانتی‌متر) و ۱۵ پسر دارای عارضه کمردرد (سن $22/69 \pm 1/67$ سال، وزنی $71/15 \pm 3/28$ کیلوگرم و قد $178/29 \pm 6/11$ سانتی‌متر) از دانشجویان دانشگاه محقق اردبیلی داوطلب شرکت در پژوهش شدند و در دو گروه سالم و دارای کمردرد قرار گرفتند. همچنین پژوهش حاضر دو سوکور بود. کورسازی اینگونه انجام شد که آزمون دهنده‌ها و آزمون گیرنده 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 عصبی‌عضلانی، اختلاف طول اندام بیشتر از ۵ میلی‌متر، وجود عارضه‌ی زانوی ضربداری، پرانتزی و سایر ناهنجاری‌های قامتی بود. معیارهای ورود به پژوهش داشتن کمردرد مطابق با شاخص مقیاس بصری درد بود ^(۲۴) و دامنه سنی ۲۰-۲۵ سال بود. معیار خروج نیز عدم درد در ناحیه کمر، تنگی کانال ستون فقرات، شکستگی در ناحیه کمر، سابقه جراحی در ادام تحتانی و تنه در طی دو سال گذشته بود. همچنین با استفاده از پرسشنامه اوسوستری شدت درد و میزان ناتوانی ناشی از کمردرد مزمون آزمودنی‌ها توسط پزشک متخصص سنجیده شد تا به مطالعه معرفی شوند ^(۲۵). دسترسی به افراد شرکت کننده نیز بصورت در دسترس بود که توسط پزشک به مطالعه معرفی شدند. به علت حذف اثرات

NIAM انجام شد⁽²⁶⁾. جهت تحلیل طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات از نرم افزار Biometrics datalite و روش میانه فرکانس استفاده شد. جهت بررسی و تایید نرمال بودن داده‌ها و امکان استفاده از آزمون‌های پارمتریک 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-Sam-ple T test) بعنوان آزمون تعقیبی دورن گروهی استفاده شد. تمامی تحلیل‌ها در محیط نرم افزار SPSS V21 و سطح معنی‌داری برابر $p > 0.05$ استفاده شد. میزان اندازه اثر در این پژوهش با استفاده از رابطه Co-hen's d و به ترتیب زیر محاسبه شد.

$$D = \frac{(\text{mean}1 - \text{mean}2)}{(\sqrt{[SD1^2 + SD2^2]}/2)}$$

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.

نتایج

نتایج فاز پاسخ بازگیری نشان داد که تفاوت معناداری در اثرات عامل پوتین بین استفاده از پوتین نو استفاده شده وجود ندارد. همچنین در مقایسه عامل گروه تفاوت معناداری در دو گروه سالم و کمردرد مشاهده نشد ($P > 0.05$). از طرف دیگر تفاوت معناداری در تعامل گروه و پوتین در عضله راست رانی مشاهده شد ($d = 0.37$ ، $P = 0.001$) (جدول ۱). در فاز میانه اتکا مشاهده شد که اثرات عامل پوتین در عضلات راست رانی ($d = 0.235$ ، $P = 0.007$) و سرینی میانی ($d = 0.242$ ، $P = 0.006$) تفاوت معناداری بین استفاده از پوتین جدید و پوتین استفاده شده را دارد. همچنین در مقایسه عامل گروه فعالیت هیچ یک از عضلات در دو گروه تفاوت معناداری را نشان نداد. همچنین عضله راست رانی در تعامل بین پوتین و گروه نسبت به بقیه عضلات تفاوت معناداری نشان داد ($d = 0.16$ ، $P = 0.020$) (جدول ۲).

جدول ۱: فعالیت عضلات منتخب در دو گروه سالم و دارای کمردرد در فاز پاسخ بازگیری

عضلات	سالم		کمردرد		مقدار P - (اندازه اثر)	
	پوتین جدید	پوتین استفاده شده	پوتین جدید	پوتین استفاده شده	اثر عامل	اثر تعاملی گروه* پوتین
ساقی قدامی	±۱۰۲/۲۵ ۲۳/۵۳	۱۲/۳۰ ± ۱۰۰/۹۳	۱۹/۲۴ ± ۹۷/۸۷	۶۰/۰۷ ± ۲۶/۶۰	۰/۸۱۹ (۰/۰۰۲)	۰/۷۷۵ (۰/۰۰۳)
دوقلو	۸۲/۶۵ ± ۱۱۷/۳۶	۸۷/۳۶ ± ۱۵۴/۸۷	۵۳/۲۷ ± ۱۲۴/۰۵	۷۱/۷۱ ± ۱۳۱/۲۷	۰/۶۶۸ (۰/۰۰۷)	۰/۲۸۴ (۰/۰۴۱)
پهن خارجی	۲۴/۲۷ ± ۶۲/۶۴	۲۹/۸۳ ± ۶۰/۹۵	۱۹/۱۱ ± ۵۶/۹۳	۲۹/۱۴ ± ۵۶/۸۵	۰/۹۵۲ (۰/۰۰۱)	۰/۶۰۲ (۰/۰۱۰)
پهن داخلی	۱۸/۳۰ ± ۶۳/۹۵	۴۷/۴۲ ± ۸۲/۴۴	۹۲/۵۱ ± ۷۶/۴۴	۱۱/۸۲ ± ۵۶/۶۱	۰/۶۹۳ (۰/۰۰۶)	۰/۹۶۵ (۰/۰۰۱)
راست رانی	۶/۷۰ ± ۳۳/۰۱	۴/۹۰ ± ۲۵/۸۳	۸/۴۳ ± ۳۰/۳۰	۱۳/۶۶ ± ۳۳/۷۹	۰/۲۹۲ (۰/۰۴۰)	۰/۴۱۸ (۰/۰۲۴)
دوسر رانی	۲۰/۰۵ ± ۶۹/۳۹	۲۴/۳۷ ± ۶۳/۱۷	۳۷/۰۳ ± ۷۵/۴۵	۲۰/۴۸ ± ۵۴/۸۳	۰/۸۷۵ (۰/۰۰۱)	۰/۱۱۲ (۰/۰۸۸)
نیمه وتری	۲۷/۳۶ ± ۷۴/۱۹	۲۴/۵۸ ± ۸۲/۵۳	۱۷/۹۱ ± ۶۹/۳۰	۸/۱۶ ± ۶۰/۰۱	۰/۰۵۷ (۰/۱۲۳)	۰/۹۲۱ (۰/۰۰۱)
سرینی میانی	۵۱/۳۷ ± ۱۱۴/۰۲	۷۵/۶۹ ± ۱۵۷/۷۷	۶۶/۲۲ ± ۹۸/۱۵	۵۷/۳۸ ± ۱۰۸/۶۶	۰/۰۶۴ (۰/۱۱۷)	۰/۱۲۳ (۰/۰۸۳)

جدول ۲: فعالیت عضلات منتخب در دو گروه سالم و دارای کمردرد در فاز میانه اتکا

عضلات	سالم		کمردرد		مقدار P – (اندازه اثر)
	پوتین جدید	پوتین استفاده شده	پوتین جدید	پوتین استفاده شده	
ساقی قدامی	۲۷/۹۶ ± ۱۱۲/۴۷	۹/۷۴ ± ۹۹/۹۴	۲۶/۶۶ ± ۱۰۹/۴۵	۳۸/۲۴ ± ۱۱۲/۸۱	اثر عامل پوتین گروه* ۰/۲۳۶ (۰/۰۵۰)
دوقلو	۳۳/۴۱ ± ۱۰۲/۴۸	۲۷/۷۴ ± ۹۱/۱۳	۵۸/۴۹ ± ۱۱۹/۷۴	۳۹/۳۸ ± ۱۰۵/۹۹	اثر عامل گروه ۰/۳۰۳ (۰/۰۳۸)
پهن خارجی	۳۱/۵۲ ± ۶۱/۷۹	۲۱/۶۶ ± ۵۸/۰۴	۱۲/۹۷ ± ۵۳/۲۳	۲۱/۱۸ ± ۶۲/۱۹	اثر عامل پوتین گروه* ۰/۳۲۸ (۰/۰۳۴)
پهن داخلی	۲۱/۱۱ ± ۵۹/۳۱	۱۱۷/۹۹ ± ۹۲/۷۸	۱۳۲/۳۱ ± ۱۱۰/۷۷	۶۲/۳۸ ± ۷۸/۱۱	اثر عامل گروه ۰/۹۸۸ (۰/۰۰۱)
راست رانی	۴/۷۱ ± ۲۹/۱۴	۴/۹۷ ± ۲۵/۷۱	۹/۹۷ ± ۳۰/۷۴	۱۳/۵۷ ± ۳۶/۲۲	اثر عامل پوتین گروه* ۰/۰۴۰ (۰/۱۴۲)
دوسر رانی	۲۵/۳۶ ± ۶۷/۲۷	۱۹/۰۶ ± ۵۸/۰۷	۴۰/۵۳ ± ۷۳/۰۱	۱۱/۳۶ ± ۶۱/۰۴	اثر عامل گروه ۰/۱۹۷ (۰/۰۵۹)
نیمه وتری	۲۳۲/۶۹ ± ۱۱۳/۷۳	۴۱/۹۴ ± ۷۳/۸۱	۱۴/۵۷ ± ۶۴/۷۲	۳۲۸/۳۴ ± ۱۶۶/۴۰	اثر عامل پوتین گروه* ۰/۱۹۰ (۰/۰۶۱)
سرینی میانی	۴۵/۱۶ ± ۱۰۹/۲۵	۷۲/۲۴ ± ۱۵۳/۰۶	۵۶/۰۱ ± ۸۷/۷۹	۴۴/۸۴ ± ۸۹/۷۵	اثر عامل گروه ۰/۱۴۸ (۰/۰۷۳)

جدول ۲: فعالیت عضلات منتخب در دو گروه سالم و دارای کمردرد در فاز هل دادن

عضلات	سالم		کمردرد		مقدار P – (اندازه اثر)
	پوتین جدید	پوتین استفاده شده	پوتین جدید	پوتین استفاده شده	
ساقی قدامی	۲۲/۹۵ ± ۹۹/۷۳	۱۹/۵۷ ± ۹۹/۹۲	۲۷/۹۴ ± ۱۰۶/۵۳	۲۹/۴۳ ± ۱۰۱/۸۲	اثر عامل پوتین گروه* ۰/۶۷۴ (۰/۰۰۶)
دوقلو	۶۱/۷۶ ± ۱۰۵/۸۰	۶۵/۳۲ ± ۱۴۴/۶۶	۷۱/۱۶ ± ۱۳۵/۶۳	۵۷/۱۳ ± ۱۴۲/۰۱	اثر عامل گروه ۰/۱۹۲ (۰/۰۶۰)
پهن خارجی	۱۸/۷۵ ± ۶۱/۷۳	۱۵/۳۰ ± ۶۱/۷۹	۱۷/۹۳ ± ۶۱/۳۴	۱۴/۴۷ ± ۵۶/۹۲	اثر عامل پوتین گروه* ۰/۵۶۲ (۰/۰۱۲)
پهن داخلی	۲۱/۷۸ ± ۵۸/۱۷	۲۳/۲۶ ± ۵۹/۲۷	۳۱/۹۳ ± ۸۹/۱۴	۲۳/۳۳ ± ۵۷/۶۷	اثر عامل گروه ۰/۳۰۲ (۰/۰۳۸)
راست رانی	۵/۵۴ ± ۲۶/۸۲	۱۳/۷۶ ± ۳۲/۰۰	۶/۹۵ ± ۲۹/۵۱	۶/۲۳ ± ۲۹/۱۳	اثر عامل پوتین گروه* ۰/۱۸۵ (۰/۰۶۲)
دوسر رانی	۲۰/۹۸ ± ۶۷/۳۰	۲۵/۳۸ ± ۶۷/۱۰	۲۹/۸۷ ± ۶۵/۰۰	۲۰/۶۷ ± ۶۷/۴۹	اثر عامل گروه ۰/۸۷۴ (۰/۰۰۱)
نیمه وتری	۱۳۵/۷۰ ± ۱۰۵/۹۳	۲۰/۹۴ ± ۷۴/۶۸	۱۳/۱۳ ± ۶۵/۶۸	۱۹۲/۴۱ ± ۱۳۳/۶۳	اثر عامل پوتین گروه* ۰/۱۲۳ (۰/۰۸۳)
سرینی میانی	۵۲/۳۱ ± ۱۰۳/۰۸	۷۴/۰۳ ± ۱۳۰/۶۳	۲۴/۶۸ ± ۸۴/۲۶	۲۵/۶۳ ± ۷۸/۸۱	اثر عامل گروه ۰/۴۱۹ (۰/۰۲۳)

در فاز هل دادن مشاهده شد که اثرات عامل پوتین در عضله سرینی میانی ($P=0/006=0d/242$) تفاوت معناداری بین استفاده از پوتین جدید و پوتین استفاده شده را دارد. همچنین در بررسی اثر عامل گروه و اثرات تعاملی پوتین و گروه تفاوت معناداری در فعالیت عضلات منتخب در طی دویدن در افراد سالم و دارای کمردرد مشاهده نشد (جدول ۳).

بحث و نتیجه گیری

هدف از پژوهش حاضر مقایسه اثر طول عمر پوتین عملیاتی رابر بر مولفه‌های الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی در طی دویدن در افراد با و بدون کمردرد بود. در این مطالعه فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ساقی قدامی، دوقلو، پهن داخلی، پهن خارجی، دو سر رانی، نیمه وتر، سرینی میانی و راست رانی در افراد با و بدون کمردرد در حین دویدن بررسی شد. نتایج ما نشان داد که فعالیت عضله راست رانی در فاز پاسخ بارگیری و میانه اتکا در گروه کمر درد به طور قابل توجهی نسبت به گروه سالم افزایش یافته است. نقش این عضله در حالت عادی و در افراد سالم در فاز پاسخ بارگیری جاذب شوک و ضربه گزارش شده است^(۳۷) ولی با توجه به اینکه این عضله در این فاز این نقش را در گروه دارای کمردرد ایفا می کند ممکن است به صورت غیرفعال و به دلیل خاصیت الاستیسیته کفی پوتین و در نتیجه جذب بخشی از ضربه توسط آن ایجاد شده باشد. بطوری که این نتیجه نیز در مطالعه عنبریان و همکاران گزارش شد^(۳۷). در توجیه این امر می توان اذعان داشت که هیچ تفاوت معناداری در فعالیت عضله دو سر رانی مشاهده نشده است بطوریکه گزارش شده است فعالیت عضلانی بالاتر در بیماران دارای کمردرد، پاسخی عصبی-عضلانی است که باعث کاهش درد می گردد^(۳۸). علاوه بر این مرحله بارگذاری چرخه دویدن شامل پلانتار فلکشن در میچ پا است^(۳۹). پلانتار فلکسیون باعث انقباضات غیرعادی عضله ساقی قدامی می شود که به پا اجازه می دهد به آرامی روی زمین پایین بیاید^(۳۹). اگر عضله ساقی قدامی نتواند گشتاور کافی ایجاد کند، پا خیلی سریع خم می شود. حرکت به سمت پلانتار فلکسیون با پرونیشن پا و چرخش داخلی درشت نی همراه است^(۳۹). از موقعیت تقریباً کاملاً کشیده خود در تماس اولیه با زمین، زانو در مرحله بارگذاری خم می شود^(۳۹). این عمل با انقباضات عضلات چهار سر ران همراه است^(۳۹). در طول

مرحله بارگذاری، لگن از طریق انقباضات متحدالمرکز اکستانسورهای لگن، سرینی‌ها و همسترینگ شروع به فعالیت می کند^(۳۹). در مورد بدن انسان، نشان داده شده است که مکانیسم‌های غیرفعال مانند تغییر شکل پد پاشنه و ارتعاشات بافت نرم، بزرگی موج ضربه را کاهش می دهند در حالی که مکانیسم‌های فعال مانند خم شدن زانو یا اورژن پاشنه انتشار آن را کاهش می دهند^(۳۰). همچنین راست رانی نقش اصلی را در خم شدن لگن دارد. سرینی میانی و نیمه وتری که در نیمه اول مرحله ایستادن و نیمه دوم فاز چرخش به کشیده شدن مفصل ران کمک می کنند، برای تولید نیروی محرکه به جلو بسیار مهم هستند^(۳۱). در مطالعه ما نیز مشاهده شد عضله سرینی میانی در افراد دارای کمردرد نسبت به افراد سالم فعالیت بیشتری دارد بطور خاص فعالیت این عضله در هنگام استفاده از پوتین استفاده شده بیشتر از پوتین نو بود از این رو گزارش شده است افزایش فعالیت عضله سرینی میانی برای متعادل ساختن اداکشن لگن در بدن مورد استفاده قرار می گیرد^(۳۲). بنابراین این افزایش را می توان یک مکانیسم جبرای برای افراد دارای کمردرد در هنگام استفاده از پوتین‌های استفاده شده دانست. همچنین عضلات دیگر هیچ تفاوت معناداری را در هنگام استفاده از کفش‌ها در گروه‌های مختلف نشان ندادند. عدم تفاوت قابل توجه در حرکت شناسی زانو و ران می تواند عدم تغییر در فعالیت عضلانی در عضلات کنترل کننده مفاصل زانو و ران را توضیح دهد. جالب توجه است، فعال شدن بیشتر عضله دوقلو در هنگام استفاده از پوتین با تفاوت‌های قابل توجهی در زوایای انحراف و یا وارونگی میچ پا با وجود مشارکت این عضله در مکانیک محور فرونتال همراه باشد^(۳۳) اما در مطالعه حاضر تفاوت معناداری در فعالیت عضله دوقلو در حالت‌های مختلف پوتین و در دو گروه مشاهده نشد. از سوی دیگر، گزارش شده است که فعال شدن عضله دوقلو ممکن است به حفظ قوس پا و کشش در تاندون آشیل کمک کند و یک چرخه کوتاه کشش کارآمد را برای به جلو راندن بدن ایجاد کند^(۳۴). سطوح بیشتر فعالیت عضله دوقلو در حین دویدن ممکن است مفید باشد زیرا این پتانسیل را دارد که بر توانایی بدن برای کنترل همزمان حرکات صفحه ساژیتال و صفحه تاجی تأثیر بگذارد. میزان فعالیت عضله پهن داخلی در فاز هل دادن در وضعیت پوتین نو بیشتر از پوتین استفاده شده بود اما تفاوت معناداری را نشان نداد. به نظر میرسد دلایل ایجاد این تغییرات

نتیجه گیری

نتایج این مطالعه نشان می‌دهد که نوع پوتین مورد استفاده می‌تواند در جذب شوک و ضربه در افراد دارای کمردرد موثر باشد از طرف دیگر استفاده از پوتین عملیاتی پلی اورتان ترموپلاستیک جدید برای نظامیان دارای کمردرد پیشنهاد می‌گردد. یافته‌ها ما نشان داد که تغییرات مشاهده شده در متغیرهای فعالیت عضلانی در چکمه‌های دست دوم بارزتر است. به نظر می‌رسد تعویض چکمه‌ها پس از پوشیدن شدید ۶ ماهه، در افراد مناسب است.

تشکر و قدردانی

بدینوسیله از تمام کسانی که در انجام این تحقیق ما را یاری نمودند تشکر و قدردانی می‌گردد.

این است که پوتین‌های نو حمایت یا تعادل پا را بهتر نموده و از انجام حرکات اضافی این ناحیه جلوگیری به عمل می‌آورند که این مسئله به بهبود وضعیت پا کمک مینماید در نتیجه با کاهش حرکات اضافی و بهبود وضعیت تعادلی پا نیاز به انقباض عضلانی کاهش می‌یابد^(۳۵). در همین زمینه، گزارش شده است که استفاده از کفی نیمه سخت باعث کاهش حرکت اورژن مفصل تحت قاپی میشود و استفاده از این نوع کفی میتواند به کاهش بارهای اضافی وارد بر مفصل زانو در صفحه فرونتال نیز کمک نماید^(۳۵). از طرف دیگر، چنین بنظر می‌رسد که کینماتیک حرکت یکی از عوامل موثر بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات می باشد که در این مطالعه مورد بررسی قرار نگرفته است بنابراین بررسی متغیرهای کینماتیکی برای مطالعات آینده پیشنهاد می‌شود.

References

1. Withnall R, Eastaugh J, Freemantle NJ, JotRSoM. Do shock absorbing insoles in recruits undertaking high levels of physical activity reduce lower limb injury? A randomized controlled trial. 2006;99(1):32-7.
2. James SL, Bates BT, Osternig LR. Injuries to runners. The American journal of sports medicine. 1978;6(2):40-50.
3. Lin PE, Sigward SM. Contributors to knee loading deficits during gait in individuals following anterior cruciate ligament reconstruction. Gait & posture. 2018;66:83-7.
4. Beedie CJ. Placebo effects in competitive sport: Qualitative data. Journal of sports science & medicine. 2007;6(1):21.
5. Franz JR, Wierzbinski CM, Kram R. Metabolic cost of running barefoot versus shod: is lighter better? Medicine & Science in Sports & Exercise. 2012;44(8):25-1519:(
6. Cheung R, Ngai S. Effects of footwear on running economy in distance runners: A meta-analytical review. Journal of science and medicine in sport. 2016;19(3):260-6.
7. Divert C, Mornieux G, Freychat P, Baly L, Mayer F, Belli A. Barefoot-shod running differences: shoe or mass effect? International journal of sports medicine. 2008;29(06):512-8.
8. Martin PE. Mechanical and physiological responses to lower extremity loading during running. Medicine and Science in Sports and Exercise. 1985;17(4):427:(.33
9. Amiri M, Bandpei M, Rahmani N. A comparison of pelvic floor muscle endurance and strength between patients with chronic low back pain and healthy subjects. Journal of Mazandaran University of Medical Sciences. 2010;20(78):2-10.
10. Rubin DI. Epidemiology and risk factors for spine pain. Neurologic clinics. 2007;25(2):353-71.
11. Mohseni-Bandpei MA, Bagheri-Nesami M, Shayesteh-Azar M. Nonspecific low back pain in 5000 Iranian school-age children. Journal of Pediatric Orthopaedics. 2007;27(2):9-126:(
12. Alhakami AM, Davis S, Qasheesh M, Shaphe A, Chahal A. Effects of McKenzie and stabilization exercises in reducing pain intensity and functional disability in individuals with nonspecific chronic low back pain: a systematic review. Journal of physical therapy science. 2019;31(7):590-7.
13. Vickers NJ. Animal communication: when i'm calling you, will you answer too? Current biology. 2017;27(14):R713-R5.
14. Dankaerts W, O'sullivan P, Burnett A, Straker L. The use of a mechanism-based classification system to evaluate and direct management of a patient with non-specific chronic low back pain and motor control impairment--a case report. Manual therapy. 2007;12(2):181-91.
15. Seraj MSM, Sarrafzadeh J, Maroufi N, Takamjani IE, Ahmadi A, Negahban H. Comparison of postural balance between subgroups of nonspecific low-back pain patients based on O'Sullivan classification system and normal subjects during lifting. Archives of Bone and Joint Surgery. 2019;7(1):52.
16. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. Clinical Spine Surgery. 1992;5(4):390-7.
17. Suh JH, Kim H, Jung GP, Ko JY, Ryu JS. The effect of lumbar stabilization and walking exercises on chronic low back pain: A randomized controlled trial. Medicine. 2019;98(26):
18. Deghani Arani M, Anbarian M, Ghasemi MH. Immediate effects of unstable shoe on myoelectric activity level of selected trunk muscles during load lifting. Scientific Journal of Kurdistan University of Medical Sciences. 2018;23(5):31-120:(
19. Shebanifar M, Aminianfar A, Haghghi S. A comparative study of trunk proprioception between patients with chronic non-specific low back pain and discopathic low back pain. Koomesh. 2021;23(3):386-93.
20. Anderson TJSm. Biomechanics and running economy. 1996;22(2):76-89.
21. Bischof JE, Abbey AN, Chuckpaiwong B, Nunley

- JA, Queen RMJG, posture. Three-dimensional ankle kinematics and kinetics during running in women. 2010;31(4):502-5.
22. Taunton JE, Ryan MB, Clement D, McKenzie DC, Lloyd-Smith D, Zumbo BJB. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. 2002;36(2):95-101.
 23. 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.
 24. Mousavi SJ, Parnianpour M, Mehdian H, Montazeri A, Mobini B. The Oswestry disability index, the Roland-Morris disability questionnaire, and the Quebec back pain disability scale: translation and validation studies of the Iranian versions. *Spine*. 2006;31(14):E454-E9.
 25. MAJIDIA, HIRADASAR, AGHDAMH, SHIRZAD H, SIKAROODI H, SAMADI S. ASSESSMENT OF DISABILITY EFFECTS OF CHRONIC LOW BACK PAIN IN NAJA VALI-E-ASR (A) HOSPITAL PATIENTS BEFORE AND AFTER A PERIOD OF MEDICAL TREATMENT USING OSWESTRY DISABILITY QUESTIONNAIRE. 2013.
 26. 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.
 27. Sedighi A, Anbarian M. The effect of shoe insole stiffness on electromyography activity pattern of selected lower extremity muscles during running on treadmill. *Research in Sport Medicine and Technology*. 2020;18(20):35.47-
 28. Hanada EY, Johnson M, Hubley-Kozey C. A comparison of trunk muscle activation amplitudes during gait in older adults with and without chronic low back pain. *Pm&r*. 2011;3(10):920-8.
 29. Çağlar C. Rat osteoartrit modelinde farklı intraartiküler enjeksiyon tedavilerinin yürüme analizi ile değerlendirilmesi. 2019.
 30. Potthast W, Brüggemann G-P, Lundberg A, Arndt A. The influences of impact interface, muscle activity, and knee angle on impact forces and tibial and femoral accelerations occurring after external impacts. *Journal of applied biomechanics*. 2010;26(1):1-9.
 31. Hsu W-C, Tseng L-W, Chen F-C, Wang L-C, Yang W-W, Lin Y-J, et al. Effects of compression garments on surface EMG and physiological responses during and after distance running. *Journal of Sport and Health Science*. 2020;9(6):685-91.
 32. Weidow J, Tranberg R, Saari T, Kärrholm J. Hip and knee joint rotations differ between patients with medial and lateral knee osteoarthritis: gait analysis of 30 patients and 15 controls. *Journal of Orthopaedic Research*. 2006;24(9):1890-9.
 33. Vieira TM, Minetto MA, Hodson-Tole EF, Botter A. How much does the human medial gastrocnemius muscle contribute to ankle torques outside the sagittal plane? *Human movement science*. 2013;32(4):753-67.
 34. Landreneau LL, Watts K, Heitzman JE, Childers WL. Lower limb muscle activity during forefoot and rearfoot strike running techniques. *International journal of sports physical therapy*. 2014;9(7):888.
 35. Eslami M, Begon M, Hinse S, Sadeghi H, Popov P, Allard P. Effect of foot orthoses on magnitude and timing of rearfoot and tibial motions, ground reaction force and knee moment during running. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2009;12(6):679-84.