

Autumn 2023, Volume 10, Issue 1

Effect of Using Double Density Spike Shoes and Regular Spike Shoes on the Ground Reaction Force Components Before and After Fatigue

Amirali Jafarnezhadgero^{1*}, Sadaf Ashari², Ehsan Fakhri Mirzanag³, Kimia Hossinpur⁴,
Marzieh Pourebrahimi⁵

1-Associate Prof. Dept. of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

2- M.Sc of Sport Biomechanics, Dept. of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

3- PhD Student of Sport Biomechanics, Dept. of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

4- Bachelor student of physical education and sports sciences, Dept. of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

5- Master of Sports Physiology, Department of Sports, Islamic Azad University of Dehdasht, Dehdasht, Iran.

Corresponding Author: Amirali Jafarnezhadgero: Associate Prof. Dept. of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

Received: 2022/10/30

Accepted: 2023/6/19

Abstract

Introduction: In recent years, alterations in shoes insoles are used as an effective factor on running kinematic and kinetics in order to improve performance. Therefore, the purpose of this study was to explore the effects of using double density spike shoes and regular spike shoes on the ground reaction force components before and after fatigue.

Methods: The present study was quasi-experimental. The statistical sample of the present study included 13 female runners (Age: 20.4 ± 2.4). Based on the availability, two models of Nike shoes (Nike, Nike Zoom Rival, USA) were selected. Participants were asked to use both shoes before and after fatigue protocol while the ground reaction forces were recorded. Two way ANOVA with repeated measure was used for statistical analysis at significant level of 0.05.

Results: The results showed that main effect of the shoe for the initial peak values of the ground reaction force along the vertical axis is statistically significant ($P=0.005$). Paired-wise comparison revealed lower initial peak values of the ground reaction force along the vertical axis while using double density spike shoes than that regular spike shoes. Also, main effect of fatigue for free moment values was statistically significant ($P=0.002$).

Conclusions: Double-density shoes decreased the free moment and loading rate values compared with regular running shoes.

Keywords: Double density shoes, Pronated foot, Fatigue, Ground reaction forces.

اثر استفاده از کفش میخی دبل دنسیتی و کفش میخی معمولی بر مولفه‌های نیروی عکس العمل زمین قبل و بعد از خستگی

امیرعلی جعفرنژاد گرو^{۱*}، صدف اشعاری^۲، احسان فخری میرزائق^۳، کیمیا حسین پور^۴، مرضیه پورابراهیمی^۵

- ۱- دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
- ۲- دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
- ۳- دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
- ۴- دانشجوی کارشناسی تربیت بدنی و علوم ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
- ۵- کارشناس ارشد فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد دهدشت، دهدشت، 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

پذیرش مقاله: ۱۴۰۲/۵/۶

دریافت مقاله: ۱۴۰۱/۱۲/۲۲

چکیده

مقدمه: در سال‌های اخیر، اصلاح ساختار زیره کفش‌های ورزشی به عنوان عاملی اثرگذار بر کینماتیک و کینماتیک دویدن در راستای بهبود عملکرد ورزشکاران صورت می‌پذیرد. لذا هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر استفاده از کفش میخی دبل دنسیتی و کفش میخی معمولی بر مولفه‌های نیروی عکس العمل زمین قبل و بعد از خستگی می باشد.

روش کار: پژوهش حاضر از نوع شبه تجربی بود. نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۱۳ دهنده زن (سن: 20.2 ± 2.4 سال) بود. بر اساس در دسترس بودن دو مدل کفش نایک مدل (Nike, Nike Zoom Rival, USA) انتخاب شد. از آزمودنی‌ها خواسته شد یکبار قبل از خستگی و یکبار بعد از اجرای پروتکل خستگی از هر دو کفش استفاده و نیروی عکس العمل زمین ثبت گردید. جهت تحلیل‌های آماری از آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری (Two way ANOVA with repeated measures) در سطح معنی داری ۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد، که اثر عامل کفش بر مقادیر اوج اولیه نیروی عکس العمل زمین در راستای محور عمودی به لحاظ آماری معنادار می باشد ($P=0.005$). مقایسه جفتی نتایج نشان داد، مقادیر اوج اولیه نیروی عکس العمل زمین در راستای محور عمودی در کفش دبل دنسیتی نسبت به کفش کنترل کمتر است. همچنین، اثر عامل کفش بر مقادیر گشتاور آزاد از لحاظ آماری معنادار بود ($P=0.002$).

نتیجه گیری: کفش دبل دنسیتی مقادیر گشتاور آزاد و نرخ بارگذاری را در مقایسه با کفش عادی کاهش داد.

کلیدواژه‌ها: کفش دبل دنسیتی، پای پرونیت، خستگی، نیروی عکس العمل زمین.

مقدمه

به صورت دوره ای انجام می شود و عمدتاً شامل تمرینات ورزشی متوسط تا زیاد در سرعت مسابقه یا کمتر از آن است (۴). تمرینات تناوبی با شدت بالا و رقابت بیش از ۵۰۰۰ و ۱۰۰۰۰ متر بیشتر در پیست با استفاده از کفش میخی انجام می شود (۴). کفش های ورزشی میخی منجر به افزایش نیروی اصطکاک بین کفش و پیست می گردد و در نهایت منجر به بهبود عملکرد دویدن در ورزشکاران می گردد (۵). مطالعات نشان داده دوندگان حرفه ای در مسافت

دویدن یکی از فعالیت های عمومی و محبوب بین جوامع بشری می باشد (۱) که به عنوان یک فعالیت ورزشی تفریحی و رقابتی رواج یافته است. مطالعات قبلی گزارش دادند، که دوندگان حرفه ای در مسافت های طولانی با فشار ۱۵۰ تا ۲۶۰ کیلومتر در طول هفته به تمرینات می پردازند (۲،۳). تمرینات دو اغلب در طول فصل های تمرین

های طولانی (۵۰۰ یا ۱۰۰۰ متر) از کفش های میخی مخصوص دویدن تقریباً سه ساعت در طول تمرینات روزانه و چهار روز در هفته استفاده می نمایند (۶). در مقایسه با کفش های معمولی دویدن، کفش های میخی دارای خاصیت جذب شوک کمتر و کفی نازک تری هستند تا وزن کفش کاهش یابد (۷). در این شرایط احتمال رخداد آسیب افزایش می یابد. در سال های ۲۰۲۰ تا ۲۰۲۱، رکوردهای جهانی جدیدی در مسابقات مختلف رشته دو و میدانی، از جمله در ماده های استقامت ۵۰۰۰ و ۱۰۰۰۰ متر در هر دو بخش مردان و زنان به ثبت رسید (۸). حال سوال این است که این کفش ها چه اثراتی را بر روی مکانیک دویدن از جمله متغیرهای کینتیکی دارا هستند (۸، ۹).

خستگی به عنوان عدم توانایی فرد برای تولید نیروی مورد نیاز و یا ناتوانی در حفظ نیروی تولیدشده برای انجام یک فعالیت تعریف می شود (۱۰، ۱۱). بروز خستگی از موانع مهم اجرای مطلوب فعالیت ورزشی به شمار می رود که با توجه به نوع فعالیت ورزشی، چندین عامل می توانند در بروز خستگی نقش داشته باشند (۱۲). همچنین خستگی می تواند بر روی یادگیری و اجرای حرکتی و تمرکز فرد از دیگر تأثیرات مخرب خستگی می توان به کاهش کنترل عصبی-عضلانی و حسی-حرکتی اشاره کرد که در واقع این اختلالات می تواند در افزایش خطر آسیب دیدگی اندام تحتانی سهمیم باشد (۱۳). همچنین خستگی علاوه بر کاهش نیروی مفصل و فعالیت عضلات، موجب افزایش گشتاور (۱۴) تغییر دامنه حرکتی و زوایای مفصل می شود (۱۵) و به نظر می رسد خستگی ایجاد شده بر روی نیروی عکس العمل نیز اثرگذار باشد.

نیروی عکس العمل زمین (GRF) یک عامل مهم در مطالعه کینتیک اندام تحتانی در حین دویدن است (۱۶، ۱۷). که در انواع مطالعات تجربی استفاده شده است. نیروی عکس العمل زمین مقدار نیروی اعمال شده بر سطح می باشد، و در برخی از مطالعات با آسیب های دویدن گزارش شده است (۱۸، ۲۰). لوگان و همکاران (۸)، تفاوت در نیروی عکس العمل زمین را هنگام دویدن با کفش میخی استقامتی در مقابل کفش های معمولی دویدن (بدون هیچ میخی) در دوندگان استقامتی دانشگاهی بررسی کردند. این مطالعه نشان داد که میزان نرخ بارگذاری ۵۳ درصد، حداکثر نیروهای عمودی ۲۹ درصد و حداکثر نیروی خلفی ۳۱ درصد در مقایسه با کفش های معمولی دویدن (۷) در کفش های

میخی بالاتر بود. کفش های ورزشی میخی معمولی با میخ های با سفتی یکسان برای دوندگان با کف پای سالم طراحی شده است، که با قسمت پنجه پا می دوند. با این حال، به نظر می رسد کفش های ورزشی میخی با میخ های با سفتی یکسان برای دوندهای که دچار پای پرونیته هستند، مناسب نیستند، زیرا نمی توانند با بی نظمی مکانیکی ناشی از پرونیشن زیاد پا در حین دویدن مقابله کنند (۱۶، ۱۷). مطالعات نشان داده است که پرونیشن پا یک عامل خطر برای آسیب های ناشی از دویدن به ویژه هنگام استفاده از کفش های با خاصیت جذب شوک پایین است (۱۸، ۱۹). شواهدی وجود دارد که نشان می دهد نرخ بارگذاری بیشتر مربوط به زمان کوتاه رسیدن به حداکثر نیروی عکس العمل زمین در راستای محور عمودی است، که می تواند خطر ایجاد صدمات ناشی از دویدن را افزایش دهد (۲۰). برای دوندگان، گزارش شده است که اوج بیشتر نیروی عکس العمل زمین منجر به پرونیشن بیش از حد در طی دویدن می شود مطالعات اخیر گزارش داده اند که از گشتاورهای آزاد پا می توان به عنوان شاخصی جهت نمایش مقادیر تنش پیچشی اندام تحتانی استفاده نمود (۲۱). گشتاور آزاد اعمال شده حول محور عمودی عبورکننده از مرکز فشار برای توصیف بارهای پیچشی استفاده شده و با شکستگی تنه استخوان ران در دوندگان استقامتی مرتبط می باشد (۲۱). علاوه بر این، نیروهای وارده شده ناشی از ضربه در هنگام دویدن باعث تغییر در زنجیره سینماتیکی اندام تحتانی می شوند (۲۲-۲۵). این متغیرهای بیومکانیکی برای تعریف علت آسیب های ناشی از دویدن مهم هستند و باید برای توصیف ابزارها احتمالی برای کاهش آسیبهای ناشی از دویدن مورد بررسی قرار گیرند. لذا هدف از پژوهش حاضر بررسی اثرات استفاده از کفش میخی دبل دنسیتی و کفش میخی معمولی بر مولفه نیروی عکس العمل زمین قبل و بعد از خستگی می باشد.

روش کار

۱۳ دونده زن استقامتی (سن: 20.2 ± 2.4 سال، وزن: 67.4 ± 3.2 کیلوگرم، قد: 172.1 ± 7.1 سانتی متر) داوطلبانه در این مطالعه حضور یافتند. از تست شوت فوتبال جهت تشخیص پای برتر آزمودنی ها استفاده شد. با توجه به شرایط مطالعه حاضر افراد دارای پای پرونیته جهت حضور در پژوهش انتخاب شدند. افت استخوان ناوی بیش از ۱۰

بود. علاوه بر اینکه بر روی میخ های کفش جدید تغییرات اتفاق افتاده بود واز دو نوع میخ سفت و نرم در آن استفاده شد. با این حال از لحاظ وزن شبیه کفش های میخی معمولی بود. میخ های نرم و سفت به صورت تخصصی در شهرستان اردبیل توسط کارشناس مربوطه ساخته شد. از آزمون سختی سنج ویکرز برای ارزیابی میزان سختی میخ ها استفاده شد (۲۸). سختی میخ های کفش به ترتیب 8 ± 190 HV30/20 478 ± 09 HV30/20 بود. میخ های نرم از عناصر شیمیایی آهن (۹۸/۴۱٪)، منیزیم (۱/۱۱٪)، گوگرد (۰/۳۴٪) و سیلیکون (۰/۱۴ درصد) و میخ های سفت از آهن (۹۸/۶۰٪)، منیزیم (۰/۹۳٪) و سیلیکون (۰/۴۷ درصد) تشکیل دادند.

هشت روز قبل از شروع مطالعه، هر شرکت کننده با توجه به اندازه پا، یک جفت کفش میخی معمولی با میخی های با سفتی یکسان (A) و کفش میخی جدید با میخی های با دو سفتی مختلف دریافت کردند (B). از دوندگان شرکت کننده خواسته شد، تا با پوشیدن کفش ها در طول تمرین در روزهای متوالی با دو کفش دویدن آشنا شوند (به عنوان مثال، کفش میخی معمولی با سفتی یکسان در یک روز و یک روز دیگر با کفش جدید با میخ های با دو سفتی مختلف) تا با هر دو نوع کفش آشنا شوند.

میلی متر (۲۶). الگوی دویدن آزمودنی ها از نوع پاشنه- پنجه و حجم تمرین حداقل ۶۰ کیلومتر در هفته معیارهای ورود به پژوهش حاضر بودند. معیارهای خروج عبارت بودند از: سابقه جراحی اسکلتی عضلانی در تنه یا اندام تحتانی، اختلالات حاد عصبی عضلانی یا ارتوپدی (به جز پرونیشن پا)؛ و عدم تقارن طول اندام تحتانی بالای ۵ میلی متر (۲۷). این روش با استفاده از فاصله بین خار قدامی فوقانی تا قوزک داخلی در حالت خوابیده به پشت اندازه گیری شد. شرکت کنندگان واجد شرایط رضایت کتبی آگاهانه را ارائه کردند. این مطالعه با دستورالعمل های اخلاقی آخرین نسخه اعلامیه هلسینکی مطابقت داشت و توسط کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل (IR. ARUMS.REC.1398.408) تأیید شد.

بر اساس در دسترس بودن از دو مدل کفش نایک مدل (Nike ، Nike Zoom Rival ، USA) استفاده شد. جهت تفکیک آنها به دو مدل A و B تقسیم نمودیم. در زیره ای یک جفت از کفش ها مدل A میخ های با سفتی مختلف به کار بردیم، میخ های نرمتر را در قسمت جانبی کفش و میخ های سفت تر را سخت تر در قسمت داخلی کفش استفاده کردیم (شکل ۱) و مدل B بدون هیچ تغییری در مکانیزم آن استفاده شد و تمامی میخ های آن دارای سفتی یکسانی بودند.

وزن کفش های میخی برای هر دو مدل 10 ± 310 گرم



تصویر ۱: کفش ورزشی میخی دبل دنسیتی

شرکت کنندگان خواسته شد یک پروتکل استاندارد گرم کردن ۱۰ دقیقه ای را انجام دهند، که شامل دویدن با شدت کم تا متوسط به مدت ۷ دقیقه و بدنبال آن ۳ دقیقه

پروتکل دویدن

شروع آزمون همیشه بین ساعت ۹:۰۰ تا ۱۲:۰۰ صبح برنامه ریزی شده بود، پیش از انجام پروتکل خستگی از

خستگی از آزمودنی خواسته شد، مجدداً پروتکل دویدن با سرعت مشخص تعیین شده با تکرار تلاش ۶ بار روی صفحه نیرو با کفش معمولی و کفش با میخی های با سفتی مختلف را اجرا کنند.

نرمال بودن توزیع داده ها توسط آزمون شاپیرو ویلک مورد تایید قرار گرفت. جهت تحلیل آماری داده ها از آزمون آنالیز واریانس دوسویه با اندازه های تکراری و آزمون تعقیبی بونفرونی در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد. تحلیل آماری با نرم افزار آماری SPSS نسخه ۲۲ انجام شد.

یافته ها

یافته ها نشان داد، که اثر عامل کفش بر مقادیر اوج اولیه نیروی عکس العمل زمین در راستای محور عمودی به لحاظ آماری معنادار می باشد ($P=0/005$). مطابق جدول ۱ مقایسه جفتی نشان داد، مقادیر اوج اولیه نیروی عکس العمل زمین در راستای محور عمودی در کفش دبل دنسیتی نسبت به کفش کنترل کمتر است. همچنین تحلیل آماری نتایج نشان داد، که اثر عامل کفش بر مقادیر اوج ثانویه نیروی عکس العمل زمین معنادار می باشد ($P=0/001$). مطابق جدول ۱ مقایسه جفتی نتایج نشان داد، مقادیر اوج ثانویه نیروی عکس العمل زمین در راستای محور عمودی در کفش دبل دنسیتی نسبت به کفش کنترل کمتر است. تحلیل آماری نتایج نشان داد که اثر عامل خستگی بر مقادیر اوج نیروی عکس العمل زمین در راستای محور قدامی معنادار می باشد ($P=0/004$). مطابق جدول شماره ۱ مقایسه جفتی نتایج نشان داد، مقادیر اوج قدامی نیروی عکس العمل زمین در کفش دبل دنسیتی نسبت به کفش کنترل کمتر است.

نتایج نشان داد، که اثر عامل کفش بر مقادیر اوج مثبت گشتاور آزاد به لحاظ آماری معنادار می باشد ($P=0/031$). مقایسه جفتی نشان داد که مقادیر اوج مثبت گشتاور آزاد هنگام استفاده از کفش دبل دنسیتی نسبت به کنترل کمتر است.

اثر عامل کفش بر متغیر نرخ بارگذاری به لحاظ آماری معنادار می باشد ($P=0/001$). نتایج کاهش نرخ بارگذاری در هنگام استفاده از کفش دبل دنسیتی نسبت به کفش کنترل را نشان داد.

کاهش پویا بود. برای اجرای آزمایشات، یک مسیر ۱۸ متری با صفحه نیروی برتک (شرکت، OH، Columbus، Bertec، USA) تعبیه شده بود، برای جمع آوری داده های نیروی عکس العمل زمین میزان نرخ نمونه برداری برابر ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. صفحه نیرو ۶۰ سانتیمتر طول و ۴۰ سانتیمتر عرض داشت برای تنظیم قرارگیری پای برتر آزمودنی ها بر روی صفحه نیرو طی دویدن ۶ مرتبه عمل دویدن به طور آزمایشی توسط هر آزمودنی انجام گرفت. پس از آن همه شرکت کنندگان با شرایط آزمایشگاه آشنا بودند و با سرعت ثابت حدود ۴ متر بر ثانیه (۲۹) از روی صفحه نیرو می دویدند. روی صفحه نیرو با یک پوشش از تارتان پوشیده شده بود. از هر آزمودنی در نهایت شش مرحله دیتاگیری با هر کفش انجام شد تا مطمئن شویم که آنها با سرعت ثابت می دوند و در واقع پای غالب آنها به صفحه نیرو برخورد می کنند.

داده های کینتیکی با استفاده از فیلتر باترورث مرتبه چهار با برش فرکانسی ۲۰ هرتز که توسط منحنی باقیمانده ها تعیین شده بود، هموار شد. پارامترهایی که برای تجزیه و تحلیل بیشتر مورد استفاده قرار گرفت، شامل حداکثر مقادیر نیروی عکس العمل زمین در سه بعد و زمان رسیدن به اوج مولفه های داخلی-خارجی (f_x)، قدامی-خلفی (f_y)، و مولفه عمودی (f_z) بود. نیروها با وزن بدن نرمال شد و به عنوان درصدی از وزن بدن گزارش گردیدند.

پروتکل خستگی

پروتکل خستگی با استفاده از تردمیل پیشرفته مدل (Horizon Fitness, Omega GT, USA) بدون شیب انجام شد. در هنگام شروع آزمودنی ها در حالی که با سرعت ۶ کیلومتر در ساعت راه می رفتند پروتکل را شروع کردند و سرعت تردمیل هر ۲ دقیقه یک کیلومتر در ساعت افزایش یافت. از مقیاسی ادراکی بورگ (۶-۲۰) جهت تعیین لحظه نهایی خستگی شرکت کنندگان استفاده شد (۳۰). به محض اینکه شرکت کنندگان ادراک ۱۳ یا بالاتر را در مقیاس بورگ گزارش کردند، سرعت تردمیل ثابت شد تا اجازه دویدن در حالت ثابت را بدهد. در طول مرحله دویدن در حالت پایدار، امتیاز تلاش درک شده هر ۳۰ ثانیه ارزیابی می شد و پروتکل خستگی پس از دو دقیقه دویدن در حالت پایدار بیش از ۱۷ در مقیاس ۶ تا ۲۰ بورگ یا ۸۰٪ حداکثر ضربان قلب به پایان می رسید (۳۱). بلافاصله پس از پروتکل

جدول ۱: مقادیر نیروهای عکس العمل زمین قبل و بعد از خستگی طی دویدن با کفش کنترل و دبل دنسیتی

نیروی عکس العمل زمین	کفش دبل دنسیتی				کفش کنترل				سطح معناداری		
	قبل از خستگی		بعد از خستگی		قبل از خستگی		بعد از خستگی		کفش	خستگی	اثر کفش*خستگی
	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M			
اوج اولیه نیروی عمودی	۱۳۲/۰۰	۴۸/۸۵	۱۳۲/۰۰	۴۷/۹۳	۱۴۸/۱۶	۵۶/۹۳	۱۴۲/۶۳	۵۳/۴۰	۰/۰۰۵	۰/۵۴۵	۰/۵۶۹
اوج دوم نیروی عمودی	۱۹۵/۱۲	۱۷/۷۱	۱۹۷/۰۸	۲۰/۹۲	۲۱۰/۵۱	۳۷/۷۳	۲۰۲/۰۵	۲۲/۸۵	۰/۰۰۱	۰/۲۹۶	۰/۱۰۳
اوج نیروی داخلی	-۰۶/۵۰	۰۵/۱۰	-۰۶/۵۳	۰۵/۱۶	-۰۶/۲۶	۰۵/۹۷	-۰۷/۰۱	۰۶/۹۷	۰/۸۸۷	۰/۴۹۷	۰/۴۸۵
اوج نیروی خارجی	۰۸/۴۹	۰۲/۹۵	۰۸/۶۷	۰۳/۴۸	۰۹/۱۷	۰۴/۱۷	۰۹/۰۸	۰۳/۵۳	۰/۱۷۱	۰/۹۲۸	۰/۷۷۹
اوج نیروی خلفی	-۲۰/۷۱	۰۶/۱۴۱	-۲۲/۹۱	۱۳/۲۷	-۲۲/۸۹	۰۹/۵۸	-۲۱/۳۵	۱۱/۶۸	۰/۸۱۵	۰/۸۲۵	۰/۱۱۱
اوج نیروی قدامی	۲۲/۷۲	۰۵/۹۸	۲۱/۸۰	۰۶/۰۹	۲۳/۷۰	۰۶/۶۲	۲۰/۲۷	۰۸/۷۰	۰/۷۲۰	۰/۰۰۴	۰/۰۶۳
اوج منفی گشتاور آزاد	-۰/۴۲	۰/۳۴	۰/۳۶	۰/۴۴	-۰/۴۷	۰/۳۰	-۰/۴۶	۰/۲۳	۰/۰۶۹	۰/۵۳۲	۰/۵۶۹
اوج مثبت گشتاور آزاد	۰/۷۳	۰/۳۴	۰/۷۴	۰/۳۸	۰/۸۵	۰/۲۹	۰/۸۲	۰/۳۹	۰/۰۳۱	۰/۷۵۴	۰/۶۲۸
نرخ بارگذاری (BW/S)	۴۷/۲۸	۲۴/۵۵	۴۹/۱۲	۲۵/۰۵	۶۱/۵۴	۵۱/۶۳	۶۲/۸۵	۳۷/۸۸	۰/۰۰۱	۰/۶۳۰	۰/۹۴۳

بحث

هدف از پژوهش حاضر بررسی اثرات استفاده از کفش میخی دبل دنسیتی و کفش میخی معمولی بر مولفه نیروی عکس العمل زمین قبل و بعد از خستگی بود. نتایج نشان داد استفاده از میخ های با دو سفتی مختلف در زیره ای کفش های ورزشی میخی منجر به کاهش نیرو عکس العمل زمین (GRF) می گردد. مطالعات نشان داده که GRF بالا منجر به افزایش پرونیشن بیش از حد پا در حین دویدن می شود (۱۶). همچنین افزایش GRF در راستای محور عمودی ممکن است یک عامل خطر مکانیکی برای آسیب های ارتوپدی باشد (۳۲). نتایج پژوهش حاضر نشان داد استفاده از کفش ورزشی میخی با میخ های با دو سفتی مختلف در مقایسه با کفش های معمولی در حین دویدن منجر به کاهش معنادار اوج اولیه مقادیر نیروی عکس العمل زمین در راستای محور عمودی می گردد، در راستای نتایج حاضر جعفرنژاد و همکاران ۲۰۲۱ به بررسی اثرات آنی استفاده از میخ های نرم و سفت در زیره ای کفش های ورزشی میخی استقامتی بر روی نیروهای عکس العمل زمین، زمان رسیدن آنها به اوج، نرخ بارگذاری عمودی، دامنه گشتاور لحظه ای آزاد در دوندگان نخبه مرد با پای پرونیته پرداختند، یافته های اصلی مطالعه آنها نشان داد، که دویدن با کفش ورزشی میخی جدید در مقایسه با

کفش میخی معمولی منجر به کاهش اوج جانبی و عمودی نیروهای عکس العمل زمین، نرخ بارگذاری و گشتاور آزاد منفی می شود (۱۶). برای دوندگان، قبلاً نشان داده شده که GRF جانبی بالا منجر به پرونیشن بیش از حد در هنگام دویدن می شود (۲۲). با این وجود نتایج مطالعه حاضر تفاوت معناداری بر متغیر نیروی جانبی طی دویدن با کفش میخی جدید دبل دنسیتی با میخی های با دو سفتی متفاوت در مقابل با کفش های میخی معمولی با میخ های با سفتی یکسان نشان نداد، علت تفاوت نتیجه پژوهش با نتایج ادبیات پیشین احتمالاً این می باشد، در پژوهش حاضر اثرات آنی بررسی شد، و می بایست در مطالعات بعدی مشخص گردد، که تغییرات نیروی عکس العمل زمین در راستای محور جانبی در حین استفاده از کفش ورزشی میخی دبل دنسیتی بعد از خستگی چگونه می باشد.

متغیر گشتاور آزاد از مؤلفه های نیروهای عکس العمل زمین و مرکز فشار به دست می آید که به عنوان میزان گشتاور وارد بر پا در محل مرکز فشار حول محور عمودی تعریف می شود (۳۳). به طور کلی، نمودار گشتاور آزاد همبستگی بالایی با نمودار نیرو در راستای قدامی-خلفی دارد و دارای شکل سینوسی است که در نتیجه آن گشتاور آزاد در اوج منفی خود در ابتدا به چرخش داخلی متصل می شود، و سپس درست قبل از این که در میانه استقرار قرار بگیرد، یک

میخی جدید با میخی های با دو سفتی متفاوت در مقابل دوییدن با کفش های میخی معمولی با میخ های با سفتی یکسان منجر به کاهش شدید نیروهای عکس العمل زمین به میزان قابل توجهی شد. این اولین مطالعه ای است که شواهد اولیه ای را برای استفاده از کفش های میخی استقامتی با میخی های با دو سفتی متفاوت در دونده های مرد با پای پرونیته قبل و بعد از خستگی را ارائه می دهد. بنابراین مکانیسم هایی دیگری مثل تغییرات فعالیت های برخی از عضلات اندام تحتانی مانند فعالیت عضلات خلفی تیبیالیس ممکن است، باعث کاهش تراکم GRF شوند با این حال، ما در این مطالعه فعالیت عضلات را اندازه گیری نکرده ایم، به همین دلیل این موضوع می تواند در تحقیقات آینده روشن شود. همچنین کفش های دوییدن میخی برای الگوی میانه پا یا پنجه طراحی شده اند در صورتی که ارزیابی ها در پژوهش حاضر به صورت الگوی پاشنه-پنجه انجام شد، پیشنهاد می شود در مطالعات آینده الگوی دوییدن پنجه پاشنه مورد بررسی قرار گیرد. همچنین در پژوهش حاضر اثر استفاده از کفش دبل دنسیتی بر عملکرد دو مورد ارزیابی قرار نگرفته است که این مورد نیز نیاز به بررسی علمی در مطالعات آینده دارد.

نتیجه گیری

کفش دبل دنسیتی مقادیر نرخ بارگذاری و گشتاور آزاد و نیروی عمودی را در مقایسه با کفش میخی معمولی کاهش داد.

سیاسگزاری

تقدیر و تشکر از همه کسانی که ما را در انجام هر چه بهتر این پژوهش یاری نمودند.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع نداد.

چرخش مثبت ایجاد می کند که مقاومت در برابر چرخش رو به بیرونی را ایجاد می کند (۳۴). بیان شده که گشتاور آزاد نسبت به نیروی عمودی عکس العمل زمین وابستگی بیشتری به تغییر شکل پیچشی درشت نی طی دوییدن دارد (۳۵). هم چنین طی مطالعات گذشته بیان شده است که می توان از شاخص گشتاور آزاد به عنوان یک شاخص جهت تشخیص میزان آسیب شکستگی فشاری و نیروهای پیچشی وارده به اندام تحتانی از طریق زمین، ناشی از خستگی در استخوان درشت نی طی فاز اتکای دوییدن باشد (۳۶). در همین راستا نتایج پژوهش حاضر کاهش معنادار گشتاور آزاد اوج مثبت طی استفاده از کفش دبل دنسیتی در مقایسه با کفش میخی معمولی را نشان داد.

نتایج پژوهش حاضر کاهش نرخ بارگذاری طی استفاده از کفش دبل دنسیتی در مقایسه با کفش میخی معمولی را نشان داد. در راستای نتایج پژوهش حاضر سوزانا و همکاران در سال ۲۰۱۰ به بررسی تفاوت های نیروهای عکس العمل زمین بین کفش های دوییدن معمولی، و کفش های میخی استقامتی پرداختند، نتایج نشان داد که برای مردان، نرخ بارگذاری، اوج نیروی عمودی و جانبی در کفش های ورزشی میخی به طور قابل توجهی بیشتر از دوییدن با کفش های معمولی بود (۳۲). جعفرنژادگرو و همکاران در مطالعه ای به بررسی اثرات استفاده طولانی مدت از کفش کنترل حرکتی روی طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین طی دوییدن در دونده های پای پرونیته پرداختند. با توجه به نتایج پژوهش آنها می توان بیان کرد که استفاده طولانی مدت از کفش های کنترل حرکتی منجر به افزایش پهنای باند فرکانس به طور معناداری می شود که می تواند باعث افزایش درد در اجزای حرکتی و بافت های همبند شود و این افزایش می تواند به علت افزایش به کارگیری این اجزا در حرکت باشد؛ از این رو می توان این امر را به عنوان یک اثر منفی برای استفاده طولانی مدت از کفش کنترل حرکتی بیان کرد، در مطالعه حاضر دوییدن با کفش

References

1. Jafarnezhadgero AA, Shad MM, Majlesi M, Granacher U. A comparison of running kinetics in children with and without genu varus: A cross sectional study. PloS one. 2017;12(9). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0185057>
2. Billat V. L'apport de la science dans l'entraînement sportif: l'exemple de la course de fond. Staps. 2001(1):23-43. <https://doi.org/10.3917/sta.054.0023>
3. Karikoski O. Training volume in distance running. Modern Athlete and Coach. 1984;22(2):18-20.
4. Sampson AD. Differences in Joint Moments at the Hip, Knee, and Ankle While Wearing Running Shoes and Distance Spikes. 2009.
5. Wen S, Zhuang-zhi Y, Shu-peng L, editors. A

- Novel Digital Spiked Shoes Design and Testing. 2011 International Conference on Future Computer Science and Education; 2011: IEEE. <https://doi.org/10.1109/ICFCSE.2011.50>
6. Greensword M, Aghazadeh F, Al-Qaisi S. Modified track shoes and their effect on the EMG activity of calf muscles. *Work*. 2012;41(Supplement 1):1763-70. <https://doi.org/10.3233/WOR-2012-0382-1763>
 7. Logan S, Hunter I, Hopkins JT, Feland JB, Parcell AC. Ground reaction force differences between running shoes, racing flats, and distance spikes in runners. *Journal of sports science & medicine*. 2010;9(1):147.
 8. Healey L, Bertschy M, Kipp S, Hoogkamer W. Can we quantify the benefits of “super spikes” in track running? *Sports Medicine*. 2022;52(6):1211-8. <https://doi.org/10.1007/s40279-022-01657-4>
 9. Williams J, Pope S, Cleland J. «Genuinely in love with the game» football fan experiences and perceptions of women’s football in England. *Sport in Society*. 2021:1-17.
 10. Vuillerme N, Nougier V, Prieur J-M. Can vision compensate for a lower limbs muscular fatigue for controlling posture in humans? *Neuroscience letters*. 2001;308(2):103-6. [https://doi.org/10.1016/S0304-3940\(01\)01987-5](https://doi.org/10.1016/S0304-3940(01)01987-5)
 11. Borg GA. Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine & science in sports & exercise*. 1982. <https://doi.org/10.1249/00005768-198205000-00012>
 12. Kluka DA. Motor behavior: From learning to performance. (No Title). 1999.
 13. Zech A, Steib S, Hentschke C, Eckhardt H, Pfeifer K. Effects of localized and general fatigue on static and dynamic postural control in male team handball athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2012;26(4):1162-8. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31822dfbbb>
 14. Hedayatpour N, Hamedinia M. Fatigue Induced Changes in Knee Joint Force, Angular Velocity and Joint Moments During Sagittal Perturbations of Single-Leg Stance. *World*. 2012;6(3):321-7.
 15. Bini RR, Diefenthaler F, Mota CB. Fatigue effects on the coordinative pattern during cycling: Kinetics and kinematics evaluation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2010; 20 (1):102-7. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.10.003>
 16. Jafarnejadgero AA, Fakhri E, Granacher U. Effects of nail softness and stiffness with distance running shoes on ground reaction forces and vertical loading rates in male elite long-distance runners with pronated feet. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*. 2021;13(1):1-9. <https://doi.org/10.1186/s13102-021-00352-7>
 17. 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.
 18. Brund RB, Rasmussen S, Kersting UG, Arendt-Nielsen L, Palsson TS. Prediction of running-induced Achilles tendinopathy with pain sensitivity-a 1-year prospective study. *Scandinavian journal of pain*. 2019;19(1):139-46. <https://doi.org/10.1515/sjpain-2018-0084>
 19. Ramsey CA, Lamb P, Kaur M, Baxter GD, Ribeiro DC. How are running shoes assessed? A systematic review of characteristics and measurement tools used to describe running footwear. *Journal of sports sciences*. 2019;37(14):1617-29. <https://doi.org/10.1080/02640414.2019.1578449>
 20. van der Worp H, Vrielink JW, Bredeweg SW. Do runners who suffer injuries have higher vertical ground reaction forces than those who remain injury-free? A systematic review and meta-analysis. *British journal of sports medicine*. 2016;50(8):450-7. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094924>
 21. Milner CE, Davis IS, Hamill J. Free moment as a predictor of tibial stress fracture in distance runners. *Journal of biomechanics*. 2006;39(15):2819-25. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.09.022>
 22. Rodrigues P, TenBroek T, Hamill J. Runners with anterior knee pain use a greater percentage of their available pronation range of motion. *Journal of applied biomechanics*. 2013;29(2):141-6. <https://doi.org/10.1123/jab.29.2.141>
 23. Aliberti S, Costa MdS, Passaro AdC, Arnone AC, Hirata R, Sacco IC. Influence of patellofemoral pain syndrome on plantar pressure in the foot rollover process during gait. *Clinics*. 2011;66(3):367-72. <https://doi.org/10.1590/S1807-59322011000300001>
 24. Dicharry J. Kinematics and kinetics of gait: from lab to clinic. *Clinics in sports medicine*. 2010;29(3):347. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2010.03.013>
 25. Dugan SA, Bhat KP. Biomechanics and analysis of running gait. *Physical Medicine*

- and Rehabilitation Clinics. 2005;16(3):603-21.
<https://doi.org/10.1016/j.pmr.2005.02.007>
26. Jafarnejhadgero A, Fatollahi A, Sheykholeslami A, Dionisio VC, Akrami M. Long-term training on sand changes lower limb muscle activities during running in runners with over-pronated feet. BioMedical Engineering OnLine. 2021;20:1-18.
<https://doi.org/10.1186/s12938-021-00955-8>
27. Woerman AL, Binder-Macleod SA. Leg length discrepancy assessment: accuracy and precision in five clinical methods of evaluation. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 1984;5(5):230-9.
<https://doi.org/10.2519/jospt.1984.5.5.230>
28. Azizi A, Lavaf S, Tabatabaai SH. In vitro evaluation of the effect of three mouthwashes on microhardness of a composite resin. 2011:8-13..
29. Sinclair J, Taylor PJ, Edmundson CJ, Brooks D, Hobbs SJ. The influence of footwear kinetic, kinematic and electromyographical parameters on the energy requirements of steady state running. Movement Sport Sciences. 2013 (2):39-49.
<https://doi.org/10.3917/sm.080.0039>
30. Borg G. Borg's perceived exertion and pain scales: Human kinetics; 1998.
31. Koblbauer IF, van Schooten KS, Verhagen EA, van Dieën JH. Kinematic changes during running-induced fatigue and relations with core endurance in novice runners. Journal of science and medicine in sport. 2014;17(4):419-24.
<https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.05.013>
32. Radin EL, Ehrlich MG, Chernack R, Abernethy P, Paul IL, Rose RM. Effect of repetitive impulsive loading on the knee joints of rabbits. Clinical orthopaedics and related research. 1978 (131):288-93.
<https://doi.org/10.1097/00003086-197803000-00047>
33. 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):1-9.
<https://doi.org/10.1186/1758-2555-1-19>
34. Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics: Human kinetics; 2013.
<https://doi.org/10.5040/9781492595809>
35. Yang P-F, Sanno M, Ganse B, Koy T, Brüggemann G-P, Müller LP, et al. Torsion and antero-posterior bending in the in vivo human tibia loading regimes during walking and running. PloS one. 2014; 9 (4):e94525.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0094525>
36. Jafarnejhadgero 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>