




## Effects of Running with Different Patterns on the Values of Loading Rates, Impulses, and Free Moment during Running

Arefeh Mokhtari Malek Abadi<sup>1</sup> , Amir Ali Jafarnezhadgero<sup>2\*</sup> , Milad AlipoursariNasirloo<sup>3</sup>,  
Elham Sorkhe<sup>1</sup>, Mehdi Majlesi<sup>4</sup> 

1. M.Sc Student of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
2. Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
3. M.Sc Student of Sport Physiology, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
4. Assistant Professor, Faculty of Humanities, Islamic Azad University, Hamadan, Iran

Received: 2019.March.16

Revised: 2019.May.21

Accepted: 2019.June.21

### ABSTRACT

**Background and Aims:** There are three types of footstrike patterns that runners use including rearfoot strike, mid- or forefoot strike. The aim of the present study was to investigate the effects of running with different patterns on loading rate, impulse, and free moment values in three dimensions during stance phase.

**Materials and Methods:** A total of 13 healthy men (age: 26.6±2.8 years; weight: 78.4±7.2 kg) were included in the present trial and semi-experimental study. Ground reaction force data was recorded using a Kistler force platform (sampling rate: 1000 Hz). Two-way ANOVA with a significance level of  $\alpha=0.05$  was used for statistical analysis.

**Results:** The results of the current study showed that the vertical ground reaction force during the mid-stance phase of the rearfoot strike without shoe was more than that of the rearfoot strike with shoe. External force in the heel contact phase showed a significant decrease while running forefoot strike versus running with a rearfoot strike pattern. The vertical loading rate was higher when running with shoes compared to without shoe in the rearfoot strike pattern.

**Conclusion:** According to the results, it can be concluded that the rearfoot strike pattern has reduced the amount of external component and thus the amount of foot pronation relative to the forefoot strike pattern, which can reduce the risk of injury.

**Keywords:** Footstrike patterns; Rearfoot strike; Midfoot strike; Forefoot strike; Ground reaction force

**Cite this article as:** Arefeh Mokhtari, AmirAli Jafarnezhadgero, Milad AlipoursariNasirloo, Elham Sorkhe, Mehdi Majlesi. Effects of running with different patterns on the values of loading rates, impulses, and free moment during running. *J Rehab Med.* 2020; 9(1): 123-136.

\* **Corresponding Author:** Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

DOI: 10.22037/jrm.2019.111597.2071

## اثر دویدن با الگوهای مختلف بر مقادیر نرخ بارگذاری، ایمپالس و گشتاور آزاد طی دویدن

عارفه مختاری ملک‌آبادی<sup>۱</sup>، امیرعلی جعفرنژادگرو<sup>۲\*</sup>، میلاد علیپورساری نصیرلو<sup>۳</sup>، الهام سرخه<sup>۴</sup>، مهدی مجلسی<sup>۴</sup>

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۲. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۳. دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۴. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد همدان، همدان

پذیرش مقاله ۱۳۹۸/۰۳/۳۱ \*

بازنگری مقاله ۱۳۹۸/۰۲/۳۱

\* دریافت مقاله ۱۳۹۷/۱۲/۲۵

### چکیده

#### مقدمه و اهداف

سه نوع الگوی برخوردی پا وجود دارد که دوندگان از این الگوها استفاده می‌کنند که شامل الگوی پاشنه-پنجه، قسمت میانی پا-پاشنه و پنجه-پاشنه می‌باشد. هدف پژوهش حاضر بررسی اثرات دویدن با الگوهای مختلف بر مقادیر نرخ بارگذاری، ایمپالس و گشتاور آزاد در سه بعد طی فاز اتکای دویدن می‌باشد.

#### مواد و روش‌ها

در مطالعه کارآزمایی و نیمه‌تجربی حاضر، ۱۳ مرد سالم (سن:  $26/6 \pm 2/8$  سال، وزن بدن:  $78/4 \pm 7/2$  کیلوگرم) داوطلب شدند. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین به‌وسیله یک صفحه نیروی کیستلر (نرخ نمونه‌برداری: ۱۰۰۰ هرتز) اندازه‌گیری شد. از آزمون آنالیز واریانس دوسویه جهت تحلیل آماری در سطح معناداری  $\alpha=0/05$  استفاده شد.

#### یافته‌ها

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که میزان نیروی عکس‌العمل عمودی زمین طی فاز میان‌اتکا دویدن پاشنه-پنجه بدون کفش نسبت به همین الگو در دویدن با کفش بیشتر بود. نیروی خارجی در فاز تماس پاشنه در دویدن پنجه-پاشنه نسبت به دویدن با الگوی پاشنه-پنجه کاهش معناداری را نشان داد. نرخ بارگذاری عمودی طی دویدن با کفش نسبت به بدون کفش در الگوی پاشنه-پنجه بزرگتر بود.

#### نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج حاضر می‌توان بیان نمود که الگوی دویدن پنجه-پاشنه میزان مولفه‌ی خارجی و بنابراین میزان پرونیشن پا نسبت به الگوی پاشنه-پنجه کاهش پیدا نموده که می‌تواند سبب کاهش ریسک آسیب گردد.

#### واژه‌های کلیدی

الگوی برخوردی؛ الگوی پاشنه-پنجه؛ الگوی میدفوت؛ الگوی پنجه-پاشنه؛ نیروی عکس‌العمل زمین

**نویسنده مسئول:** امیرعلی جعفرنژادگرو، استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران  
**آدرس الکترونیکی:** amirali.jafarnezhad@gmail.com

## مقدمه و اهداف

یکی از پرکاربردترین ورزش‌ها جهت حفظ سلامتی، ورزش دویدن می‌باشد. با این وجود، آسیب‌های ناشی از دویدن بسیار شایع می‌باشد. در مطالعات قبلی گزارش شده است که در سال، حدود ۳۷ تا ۵۶ درصد از دوندگان دچار آسیب‌های ناشی از استفاده بیش‌ازحد و پرکاری می‌شوند.<sup>[۱]</sup> مفصل زانو و تاندون آشیل شایع‌ترین محل‌های آسیب هستند که هر دو حدود یک پنجم از تمام آسیب‌های مرتبط با دویدن را پوشش می‌دهند.<sup>[۱]</sup> طی دویدن بیشترین آسیب‌ها در لحظه‌ای که پا با زمین برخورد می‌کند، رخ می‌دهد.<sup>[۲]</sup> استفاده از تکنولوژی‌های مختلف در طراحی کفش، یکی از شیوه‌های مورد استفاده برای کاهش مقدار آسیب‌های ناشی از دویدن است. با وجود تلاش برای تولید این محصول در جهت کاهش مقدار این آسیب‌ها، میزان آسیب‌ها همچنان در همان سطح باقی‌مانده است.<sup>[۳]</sup>

آسیب‌های بیش‌ازحد، ناشی از اثرات مخرب بارهای تکراری بر ساختار اسکلتی-عضلانی می‌باشد. در مقایسه با راه رفتن، نیروهای عکس‌العمل زمین نسبتاً بیشتری طی فاز اتکای دویدن به اندام تحتانی منتقل می‌شود.<sup>[۴]</sup> مطالعات گذشته گزارش نموده‌اند که اوج اولیه‌ی نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در لحظه تماس پاشنه با زمین و نرخ بارگذاری بالا ممکن است ریسک آسیب‌های مرتبط با دویدن را افزایش دهد.<sup>[۵، ۶]</sup>

سه نوع الگوی برخوردی پا وجود دارد که دوندگان از این الگوها استفاده می‌کنند که شامل الگوی پاشنه-پنجه<sup>۱</sup>، قسمت میانی پا-پاشنه<sup>۲</sup> و پنجه-پاشنه<sup>۳</sup> می‌باشد.<sup>[۷]</sup> الگوهای برخوردی پا بسته به قسمتی از پا که در ابتدا با سطح دویدن برخورد می‌کند، دسته‌بندی می‌شود. به-عنوان مثال، در الگوی پاشنه-پنجه، پای دوندگان ابتدا با قسمت خارجی پاشنه با زمین برخورد می‌کند و در پایان با بلند شدن پنجه از زمین به اتمام می‌رسد.<sup>[۸]</sup> مطالعه‌ی لیبرمن و همکارانش نشان داد که طی دویدن پابرهنه الگوی برخورد به صورت پنجه-پاشنه می‌باشد، در حالی که طی دویدن با کفش الگوی برخورد به صورت پاشنه-پنجه است.<sup>[۹]</sup> این یافته اخیراً توسط هاتال و همکاران نیز مورد بررسی قرار گرفت که ۷۲ درصد از افراد از چنین الگوی پیروی می‌کردند.<sup>[۱۰]</sup>

با این حال، یافته‌های لیبرمن منجر به این تصور شد که انسان‌ها ممکن است به دویدن با الگوی پنجه-پاشنه روی آورند؛ بنابراین الگوی پنجه-پاشنه را در مقایسه با برخورد پاشنه-پنجه طبیعی‌تر و سالم‌تر معرفی نمودند.<sup>[۹]</sup> چندین مطالعه گزارش کرده‌اند که دویدن با پای برهنه منجر به استفاده از الگوی برخورد پنجه-پاشنه می‌شود.<sup>[۱۱، ۱۲]</sup> گسترش این تصور که دویدن پنجه-پاشنه برای دویدن با پای برهنه مناسب است، این تصور را ایجاد کرده است که دویدن پنجه-پاشنه برای زمان استفاده از کفش نیز مناسب است.<sup>[۸]</sup> قهرمانان دوی سرعت اغلب از الگوی برخوردی پنجه-پاشنه استفاده می‌کنند، اما ۷۵ تا ۸۰ درصد از دوندگان استفاده از الگوی برخوردی پاشنه-پنجه استفاده می‌کنند.<sup>[۱۳، ۱۴]</sup> لحظه تماس در الگوی برخوردی پاشنه-پنجه دویدن دارای نرخ بارگذاری بزرگی است که با سرعت دویدن مرتبط است و ایجاد شکستگی‌های استرسی و التهاب پلانتارفاشیال را می‌تواند سبب گردد.<sup>[۱۵، ۱۶]</sup> کفش‌های مدرن برای دویدن طراحی شده‌اند تا الگوی برخوردی پاشنه-پنجه را با استفاده از مواد الاستیک در یک لژ بلند شبیه‌سازی نموده تا بدین ترتیب نیروی تماسی عکس‌العمل زمین را جذب و آسیب را کاهش دهند.<sup>[۱۷]</sup> مطالعات قبلی نشان داده‌اند که دوندگان با کفش تمایل دارند نسبت به پای برهنه بلندتر گام بردارند، بنابراین باعث کاهش فشار وارده بر پا می‌شود.<sup>[۱۸، ۱۹]</sup> از میان پارامترهای حرکات انتقالی، متغیرهای کینتیکی از اهمیت بیشتری برخوردار می‌باشد.<sup>[۲۰، ۲۱]</sup>

نیروهای عکس‌العمل زمین، زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین، نرخ بارگذاری، ایمپالس و گشتاور آزاد از مهم‌ترین متغیرهای کینتیکی هستند که می‌توانند برای حرکات انتقالی در نظر گرفت.<sup>[۲۲]</sup> نرخ بارگذاری عمودی نشان‌دهنده شیب افزایش اوج اولیه نیروی عمودی عکس‌العمل زمین طی تماس پاشنه با زمین است.<sup>[۲۳]</sup> گزارش شده است که سرعت بارگذاری عمودی یک متغیر مهم برای ارزیابی بارهای اضافی وارده بر بافت‌های عضلانی-اسکلتی است.<sup>[۲۴، ۲۵]</sup> گشتاور آزاد نیز به‌عنوان نیروی پیچشی طی فاز اتکا در اندام تحتانی در نظر گرفته شده است.<sup>[۲۶]</sup> و احتمال شکستگی استرسی تیبیا را پیش‌بینی می‌کند.<sup>[۲۷]</sup>

مقایسه بیومکانیکی الگوی برخوردی پا نشان داده است که الگوی برخوردی قسمت میانی پا-پاشنه و پنجه-پاشنه باعث کاهش اوج تماسی نیروهای عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری نیروی عکس‌العمل عمودی زمین می‌شود.<sup>[۲۸]</sup> بنابراین پیشنهاد شده است که الگوی

<sup>1</sup> Rearfoot

<sup>2</sup> Midfoot

<sup>3</sup> Forfoot

برخوردی قسمت میانی پا-پاشنه و پنجه-پاشنه می‌تواند به‌طور بالقوه آسیب‌های مرتبط با دویدن را کاهش دهد.<sup>[۲۹، ۹]</sup> علاوه‌براین، مطالعه داود و همکاران شناس مبتلا به آسیب کمتر در مفصل زانو و آسیب دویدن را با الگوی برخوردی پنجه-پاشنه در مقایسه با استفاده الگوی برخوردی پاشنه-پنجه پیشنهاد می‌کند.<sup>[۳۰]</sup> با این حال در مطالعات گذشته ارتباط بین آسیب و ویژگی‌های تماسی نیروهای عکس‌العمل زمین نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در سه بعد مورد ارزیابی قرار نگرفته است.<sup>[۳۱، ۴]</sup> یافته‌های مطالعات پیشین نشان می‌دهد که دویدن با الگوی برخوردی پنجه-پاشنه، گشتاور پلانترفلکشن مچ پا را افزایش می‌دهد و باعث می‌شود استرین تاندون آشیل در مقایسه با الگوی برخوردی پاشنه-پنجه افزایش یابد.<sup>[۳۳، ۳۲]</sup> آرنس و همکاران گزارش کرده‌اند که در استفاده از الگوی برخوردی پنجه-پاشنه انقباض اکستریک عضله چهارسرران طی فاز ترمززدگی دویدن در مقایسه با الگوی برخوردی پاشنه-پنجه کمتر می‌باشد.<sup>[۳۴]</sup> با این حال سه دلیل اصلی برای تغییر الگوی برخوردی پاشنه-پنجه به الگوی برخوردی قسمت میانی پا-پاشنه و پنجه-پاشنه وجود دارد که شامل بهینه‌تر بودن، کاهش اوج تماسی نیروهای عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری مولفه نیروی عکس‌العمل عمودی زمین و کاهش احتمال ابتلا به آسیب ناشی از دویدن می‌باشد.<sup>[۸]</sup> در حالی که این تغییرات هنوز در ادبیات پژوهشی به طور کامل به اثبات نرسیده است. مطالعات گذشته<sup>[۳۵-۳۸]</sup> تمامی مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین از جمله مقادیر نیروی قدامی-خلفی و داخلی-خارجی و زمان رسیدن به اوج نیروها را در سه بعد مورد بررسی قرار نداده‌اند. از سوی دیگر، در هیچ‌یک از مطالعات گذشته که به بررسی الگوهای مختلف دویدن پرداخته‌اند، مقادیر گشتاور آزاد مورد بررسی قرار نگرفته است. به همین دلیل پژوهش حاضر با هدف بررسی تمامی این متغیرها که به لحاظ کلینیکی<sup>[۳۹، ۴۰]</sup> از اهمیت بالایی برخوردار است، انجام گردید. هدف پژوهش حاضر "بررسی تاثیر الگوی برخوردی پاشنه-پنجه و پنجه-پاشنه، بدون کفش و با کفش بر مقادیر نرخ بارگذاری، ایمپالس و گشتاور آزاد طی فاز اتکای دویدن" است.

## مواد و روش‌ها

تحقیق حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی بود. نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۱۳ مرد سالم (سن:  $26/6 \pm 2/8$  سال؛ جرم:  $74 \pm 7/2$  کیلوگرم؛  $179/2 \pm 5/7$  سانتی‌متر) بود. جهت شرکت در پژوهش از آزمودنی‌ها رضایت‌نامه کتبی دریافت شد. از شرایط ورود به مطالعه داشتن دامنه سنی ۲۳ تا ۳۰ سال، دنده‌های تفریحی با مدت زمان تمرین بیش از ۳ ماه و سالم بودن آزمودنی‌های مورد مطالعه در این پژوهش بود. معیارهای خروج از پژوهش عبارت بود از علائم بیماری‌های مفاصل، بیماری استخوان، آسیب لیگامنت، اختلال عصبی-عضلانی، بیماری‌های تاندون، سابقه ترومای شدید یا جراحی اندام‌های تحتانی، عفونت مزمن مفصل و تزریق داخل مفصلی کورتیکواستروئید.<sup>[۴۱]</sup> همه آزمودنی‌ها، اندام تحتانی غالبشان تحت آزمایش شوت توپ فوتبال تعیین گردید.<sup>[۴۲]</sup> دو صفحه نیرو کیستلر (Kistler AG, Winterthur, Switzerland) برای ثبت داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین در جهت عمودی (Z)، جهت داخلی-خارجی (X) و جهت قدامی-خلفی (Y) طی فاز اتکا راه رفتن (نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز) استفاده شد. تجزیه و تحلیل دویدن

در یک جلسه، چهار الگوی مختلف دویدن مورد آزمایش قرار گرفت: (۱) پاشنه-پنجه با کفش، (۲) پاشنه-پنجه بدون کفش، (۳) پنجه-پاشنه با کفش، و (۴) پنجه-پاشنه بدون کفش. شرایط اجرای آزمایش برای هر شرکت‌کننده به طور تصادفی انجام شد. برای هر شرایط از افراد خواسته شد از یک مسیر ۱۸ متری که دو صفحه نیرو در کف جاسازی شده با سرعت ترجیحی خود بدون کفش مورد استفاده در پژوهش حاضر برای همه آزمودنی‌ها یکسان و متناسب با اندازه پای آن‌ها بود. بین هر شرایط ۲ دقیقه استراحت داده شد. شرایط اجرای یک کوشش گام صحیح شامل برخورد کامل پا بر روی بخش میانی دستگاه صفحه نیرو بود. اگر صفحه نیرو توسط آزمودنی جهت تنظیم گام مورد هدف قرار می‌گرفت یا تعادل آزمودنی دچار اختلال می‌شد، کوشش دویدن تکرار می‌گردید. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین در طی فاز اتکای راه رفتن استخراج شد. فاز اتکای راه رفتن به‌عنوان فاصله تماس پاشنه‌ی پا با زمین ( $Fz > 20N$ ) تا بلند شدن پنجه ( $Fz < 20N$ )<sup>[۳۳، ۴۴]</sup> تعیین گردید. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از یک فیلتر باتروث پایین‌گذر مرتبه چهارم با برش فرکانسی ۲۰ هرتز فیلتر شد.<sup>[۴۵]</sup>

نیروهای عکس‌العمل زمین طی محورهای عمودی (Z)، قدامی-خلفی (Y) و داخلی-خارجی (X) ثبت گردید. محور Z در مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین برای فازهای تماس پاشنه ( $Fz_{HC}$ )، میانه‌استقرار ( $Fz_{MS}$ ) و هل‌دادن ( $Fz_{HC}$ ) گزارش شد. همچنین،

نیروهای عکس‌العمل زمین در محور Y برای فازهای تماس پاشنه ( $F_{Y_{HC}}$ ) و ( $F_{Y_{PO}}$ ) و در محور X برای فازهای تماس پاشنه ( $F_{X_{HC}}$ )، میانه‌استقرار ( $F_{X_{MS}}$ ) و هل دادن ( $F_{X_{PO}}$ ) گزارش شد. ایمپالس با استفاده از روش دوزنقه‌ای برای محورهای X، Y و Z به صورت زیر محاسبه می‌شود<sup>[۵۲]</sup>:

$$\text{ایمپالس} = \Delta t \left( \left( \frac{F_1 + F_n}{2} \right) + \sum_{i=2}^{n-1} F_i \right)$$

در فرمول بالا  $F_1$  و  $F_n$  به ترتیب نیروهای اول و آخر هستند،  $\Delta t$  نیز برابر مدت زمان نمونه‌گیری و  $n$  برابر تعداد نقطه‌داده‌های نیروی ثبت شده است.

گشتاور آزاد از فرمول زیر محاسبه گردید<sup>[۵۳]</sup>:

$$\text{گشتاور آزاد} = M_z + (F_x \times \text{CoP}_y) - (F_y \times \text{CoP}_x)$$

$M_z$ ،  $\text{CoP}_x$  و  $\text{CoP}_y$  به ترتیب گشتاور حول محور عمودی، COP برابر با مرکز فشار در دو راستای داخلی-خارجی و قدامی-خلفی می‌باشد. مقادیر گشتاور آزاد با استفاده از حاصل ضرب وزن بدن در قد نرمال گردید<sup>[۵۴]</sup>.

تحلیل آماری

نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک مورد بررسی قرار گرفت. برای مقایسه چهار شرایط، از آزمون آماری ANOVA با اندازه‌های تکراری استفاده شد. از آزمون تعقیبی Bonferroni، برای مشخص نمودن اختلاف بین شرایط مختلف استفاده شد. سطح معناداری برابر ۰/۰۵ تعیین شد. میزان اندازه اثر در پژوهش کنونی با استفاده از رابطه Cohen's d و به ترتیب زیر محاسبه شد<sup>[۴۶]</sup>:

$$D = [\text{Mean}_1 - \text{Mean}_2] / \left[ \frac{[SD_1 + SD_2]}{2} \right]$$

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. عملیات آماری در محیط نرم‌افزاری SPSS-21 انجام شد.

## یافته‌ها

یافته‌ها نشان داد که میزان نیروی عمودی عکس‌العمل زمین طی فاز میانه اتکا دوییدن پاشنه-پنجه بدون کفش نسبت به همین الگو در دوییدن با کفش ۱۹/۰۲ درصد بیشتر است ( $d=۱/۱۳$ ;  $p=۰/۰۰۰$ ). میزان این نیرو در فاز هل دادن در شرایط دوییدن پنجه-پاشنه بدون کفش نسبت به شرایط دوییدن با الگوی پاشنه-پنجه بدون کفش حدود ۱۰/۷۱ درصد بیشتر است ( $d=۱/۲۲$ ;  $p=۰/۰۰۱$ ) (جدول ۱) (نمودار ۱). همچنین در الگوی پنجه-پاشنه با کفش در راستای قدامی-خلفی در فاز هل دادن افزایش معناداری حدود ۳۶/۶۳ درصد در مقایسه با الگوی دوییدن پاشنه-پنجه با کفش مشاهده شد ( $d=۱/۴۴$ ;  $p=۰/۰۰۰$ ). نیروی داخلی-خارجی در فاز تماس پاشنه در دوییدن پنجه-پاشنه با کفش نسبت به دوییدن با الگوی پاشنه-پنجه با کفش حدود ۷۰/۱۴ درصد ( $d=۱/۸۱$ ;  $p=۰/۰۰۱$ ) و نسبت به الگوی دوییدن پاشنه-پنجه بدون کفش حدود ۶۹/۹۵ درصد کاهش ( $d=۱/۵۷$ ;  $p=۰/۰۰۴$ ) معناداری را نشان داد (جدول ۱) (نمودار ۱). همچنین طی فاز تماس پاشنه میزان نیروی داخلی-خارجی طی الگوی دوییدن پنجه-پاشنه بدون کفش نسبت به الگوی پاشنه-پنجه با کفش حدود ۷۳/۹۴ درصد ( $d=۲/۰۷$ ;  $p=۰/۰۰۱$ ) و نسبت به دوییدن با همین الگو بدون کفش حدود ۷۴/۱۱ درصد ( $p=۰/۰۰۰$ )؛  $d=۲/۱۸$ ) کاهش داشته است (جدول ۱) (نمودار ۱). به علاوه، مقدار نیروی داخلی-خارجی در الگوی دوییدن پاشنه-پنجه بدون کفش طی فاز میانه‌ای اتکا نسبت به دوییدن بدون کفش با الگو پنجه-پاشنه حدود ۲۷/۷۳ درصد افزایش یافته است ( $d=۰/۸۹$ ;  $p=۰/۰۴۴$ ). در راستای داخلی-خارجی طی فاز هل دادن در الگوی دوییدن پاشنه-پنجه با کفش نسبت به دوییدن پنجه-پاشنه بدون کفش تقریباً ۳۹/۸۰ درصد کاهش داشته است ( $d=۰/۹۹$ ;  $p=۰/۰۰۹$ ).

جدول ۱: اوج مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین (درصدی از وزن بدن) در سه بعد طی دو الگوی دویدن با و بدون کفش

متغیر	مولفه	الگوی پاشنه-پنجه		الگوی پنجه-پاشنه	
		بدون کفش	با کفش	بدون کفش	با کفش
عمودی	FZHC	۱۱۵/۴۴±۲۰/۳۰	۱۳۳/۷۳±۲۶/۱۴	-	-
	FZMS	*۱۰۰/۴۹±۱۶/۷۵	*۱۱۹/۶۱±۱۶/۹۳	-	-
	FZPO	\$۲۰۳/۵۹±۱۸/۷۷	\$۲۲۵/۲۲±۶۴/۵۴	\$۲۲۵/۴۰±۱۶/۹۶	۲۲۶/۴۲±۲۶/۲۷
نیروها	FyHC	-۲۰/۷۴±۴/۹۲	-۱۹/۱۵±۳/۶۹	-۱۷/۵۹±۱۵/۳۵	-۱۹/۸۶±۴/۵۹
	FyPO	۲۱/۹۳±۵/۵۴	#۱۸/۹۷±۴/۱۴	۲۵/۱۳±۸/۷۳	#۲۵/۹۲±۵/۴۸
	FxHC	¥\$۴/۷۹±۱/۹۲	#۶۴/۷۶±۲/۰۷	β\$۱/۲۴±۱/۳۳	#۳/۴۳±۱/۷۹
داخلی-خارجی	FxMS	\$-۸/۰۴±۲/۲۲	-۸/۲۷±۲/۹۷	\$-۵/۸۱±۲/۷۷	-۶/۱۰±۲/۲۷
	FxPO	-۴/۸۷±۲/۵۳	β-۳/۱۶±۱/۹۸	β-۵/۲۵±۲/۲۱	-۵/۱۴±۲/۵۷

\$ اختلاف معنادار بین دویدن بدون کفش با ۲ الگوی پاشنه-پنجه و پنجه-پاشنه

¥ اختلاف معنادار بین دویدن بدون کفش الگوی پاشنه-پنجه و دویدن با کفش با الگوی پنجه-پاشنه

β اختلاف معنادار بین دویدن با کفش الگوی پاشنه-پنجه و دویدن بدون کفش با الگوی پنجه-پاشنه

# اختلاف معنادار بین دویدن با کفش ۲ الگوی پاشنه-پنجه و پنجه-پاشنه

\* اختلاف معنادار بین دویدن بدون کفش و با کفش در الگوی دویدن پاشنه-پنجه

همان‌طور که در جدول ۲ نشان داده شده است، زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی طی دویدن با کفش در الگوی پاشنه-پنجه در فاز برخورد پاشنه با زمین نسبت به دویدن بدون کفش ۱۶/۵۸ درصد ( $d=۱/۵۷$ ;  $p=۰/۰۰۵$ ) و در فاز میانه‌ی اتکا حدود ۴۲/۴۶ درصد بدون کفش نسبت به دویدن با کفش ۹/۸۷ درصد بیشتر ( $d=۱/۰۸$ ;  $p=۰/۰۰۰$ ) و در دویدن پنجه-پاشنه بدون کفش ۰/۹۵ درصد ( $d=۱/۰۱$ ;  $p=۰/۰۱۸$ ) و با کفش ۱/۳۲ درصد ( $d=۱/۰۰$ ;  $p=۰/۰۳۰$ ) کمتر می‌باشد (جدول ۲). زمان رسیدن به اوج نیروی قدامی-خلفی در الگوی دویدن پاشنه-پنجه با کفش در مقایسه با دویدن در همین الگو در شرایط بدون کفش ۱۹/۷۸ درصد ( $p=۰/۰۰۴$ ) و نسبت به دویدن با الگوی پنجه-پاشنه در شرایط با کفش ۳۴/۹۴ درصد ( $d=۱/۳۸$ ;  $p=۰/۰۱۸$ ) در فاز تماس پاشنه کاهش داشت. در لحظه‌ی به اوج رسیدن نیروی قدامی-خلفی طی فاز هل دادن در مقایسه با دویدن با الگوی دویدن پنجه-پاشنه با و بدون کفش به ترتیب ۱۰/۳۲ درصد ( $d=۰/۹۶$ ;  $p=۰/۰۲۳$ ) و ۱۳/۵۵ درصد ( $d=۱/۲۸$ ;  $p=۰/۰۰۵$ ) افزایش داشت. در همین فاز طی دویدن پاشنه-پنجه بدون کفش نسبت به دویدن پنجه-پاشنه با همین شرایط در زمان به اوج رسیدن نیروی قدامی-خلفی ۸/۵۹ درصد ( $d=۰/۷۱$ ;  $p=۰/۰۰۱$ ) افزایش زمان قابل مشاهده بود. در دویدن با الگوی پاشنه-پنجه با کفش در زمان به اوج رسیدن نیروی داخلی-خارجی طی فاز میانه اتکا در الگوی پاشنه-پنجه با کفش نسبت به الگوی پنجه-پاشنه با کفش ۴۲/۷۲ درصد ( $d=۱/۲۸$ ;  $p=۰/۰۳۱$ ) و در مقایسه با همین الگو در شرایط بدون کفش ۶۰/۴۷ درصد ( $d=۱/۴۷$ ;  $p=۰/۰۱۱$ ) بیشتر بود. همچنین در فاز هل دادن در زمان رسیدن به اوج در راستای داخلی-خارجی با الگوی دویدن پاشنه-پنجه با کفش در مقایسه با الگوی پنجه-پاشنه با و بدون کفش به ترتیب ۲۱/۶۶ درصد ( $d=۰/۹۶$ ;  $p=۰/۰۴۹$ ) و ۳۱/۰۷ درصد ( $d=۱/۴۵$ ;  $p=۰/۰۰۲$ ) بزرگتر بود (جدول ۲).

جدول ۲: زمان رسیدن به اوج مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین (میلی‌ثانیه) در سه بعد طی دو الگوی دویدن با و بدون کفش

متغیر	مولفه	الگوی پاشنه-پنجه		الگوی پنجه-پاشنه	
		بدون کفش	با کفش	بدون کفش	با کفش
عمودی	FZHC	-	-	$39/82 \pm 7/64$ *	$28/15 \pm 7/21$ *
	FZMS	-	-	$50/36 \pm 8/01$ *	$35/35 \pm 4/73$ *
	FZPO	$124/08 \pm 14/23$ ¥	$123/63 \pm 11/50$ §	$122/46 \pm 11/42$ *	$111/45 \pm 11/04$ ¥
زمان رسیدن به اوج نیروها	FYHC	$55/08 \pm 18/10$ #	$65/08 \pm 10/72$ β	$74/23 \pm 9/54$ #	$61/97 \pm 6/99$ *
	FYPO	$189/85 \pm 20/67$ #	$184/46 \pm 19/25$ β	$209/46 \pm 19/79$ #	$200/31 \pm 25/38$ §
داخلی-خارجی	F <sub>X</sub> HC	$14/23 \pm 13/16$ #	$14/38 \pm 12/81$ β	$31/92 \pm 9/06$ #	$27/18 \pm 13/33$ §
	F <sub>X</sub> MS	$56/85 \pm 26/25$ #	$63/92 \pm 22/01$ β	$91/23 \pm 20/50$ #	$81/73 \pm 28/42$ §
	F <sub>X</sub> PO	$180/00 \pm 39/88$ #	$167/08 \pm 30/32$ β	$219/00 \pm 40/87$ #	$182/46 \pm 49/18$ §

§ اختلاف معنادار بین دویدن بدون کفش با ۲ الگوی پاشنه-پنجه و پنجه-پاشنه

β اختلاف معنادار بین دویدن با کفش الگوی پاشنه-پنجه و دویدن بدون کفش با الگوی پنجه-پاشنه

# اختلاف معنادار بین دویدن با کفش ۲ الگوی پاشنه-پنجه و پنجه-پاشنه

\* اختلاف معنادار بین دویدن بدون کفش و با کفش در الگوی دویدن پاشنه-پنجه

با توجه به جدول ۳ نرخ بارگذاری عمودی طی دویدن با کفش نسبت به بدون کفش در الگوی پاشنه-پنجه حدود ۱/۵۷ درصد بزرگتر بود ( $d=1/07$ ;  $p=0/033$ ). مقدار ایمپالس در راستای قدامی-خلفی در الگوی پنجه-پاشنه طی دویدن با کفش نسبت به دویدن بدون کفش در همین الگو دویدن ۱۰/۰۶ درصد ( $d=0/46$ ;  $p=0/001$ ) و نسبت به دویدن بدون کفش در الگوی پاشنه-پنجه ۱۰/۳۹ درصد ( $d=0/70$ ;  $p=0/043$ ) بیشتر بود. اختلاف بین مقادیر اوج مثبت و منفی گشتاور آزاد در هر دو شرایط دویدن با و بدون کفش در الگوهای مذکور معنادار نبود ( $p>0/05$ ) (جدول ۳) (نمودار ۲).

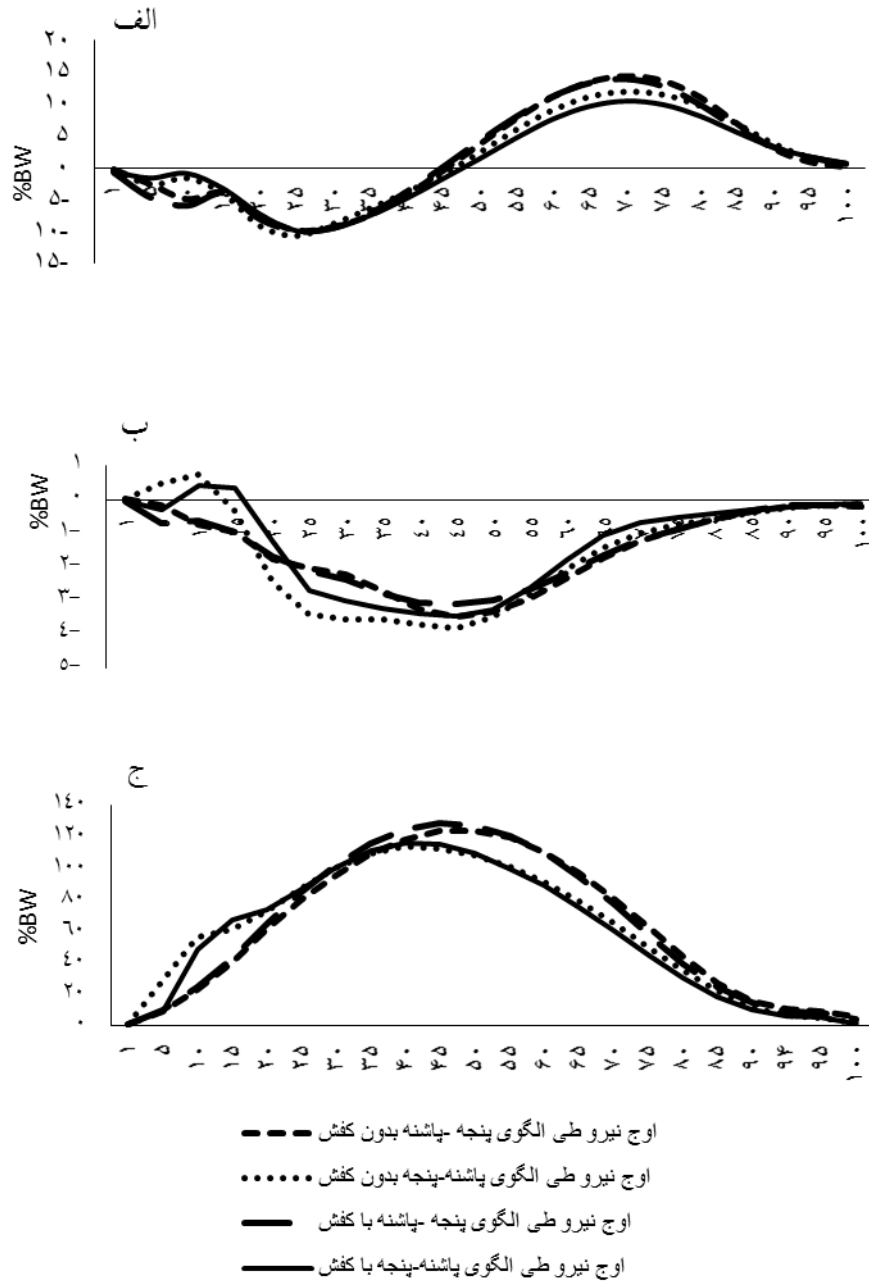
جدول ۳: مقادیر نرخ بارگذاری (وزن بدن بر ثانیه)، ایمپالس (وزن بدن در ثانیه) و گشتاور آزاد طی دو الگوی دویدن با و بدون کفش

متغیر	مولفه	الگوی پاشنه-پنجه		الگوی پنجه-پاشنه	
		بدون کفش	با کفش	بدون کفش	با کفش
نرخ بارگذاری	عمودی	-	-	$3/42 \pm 0/69$ *	$4/21 \pm 0/78$ *
	عمودی	$33/91 \pm 2/29$	$31/81 \pm 2/42$	$33/21 \pm 3/55$	$32/80 \pm 3/25$
ایمپالس	قدامی-خلفی	$3/61 \pm 0/55$ ¥	$3/28 \pm 0/88$ β	$3/11 \pm 0/65$	$3/27 \pm 0/42$ ¥
	داخلی-خارجی	$0/97 \pm 0/36$	$1/05 \pm 0/56$	$1/05 \pm 0/35$	$1/05 \pm 0/42$
گشتاور آزاد	اوج مثبت	$1/43 \pm 0/59$	$1/74 \pm 1/46$	$1/47 \pm 0/51$	$1/68 \pm 0/50$
	اوج منفی	$-1/25 \pm 0/49$	$-1/30 \pm 0/18$	$-1/08 \pm 0/43$	$-1/15 \pm 0/61$

\* اختلاف معنادار بین دویدن با و بدون کفش در الگوی دویدن الگوی پاشنه-پنجه

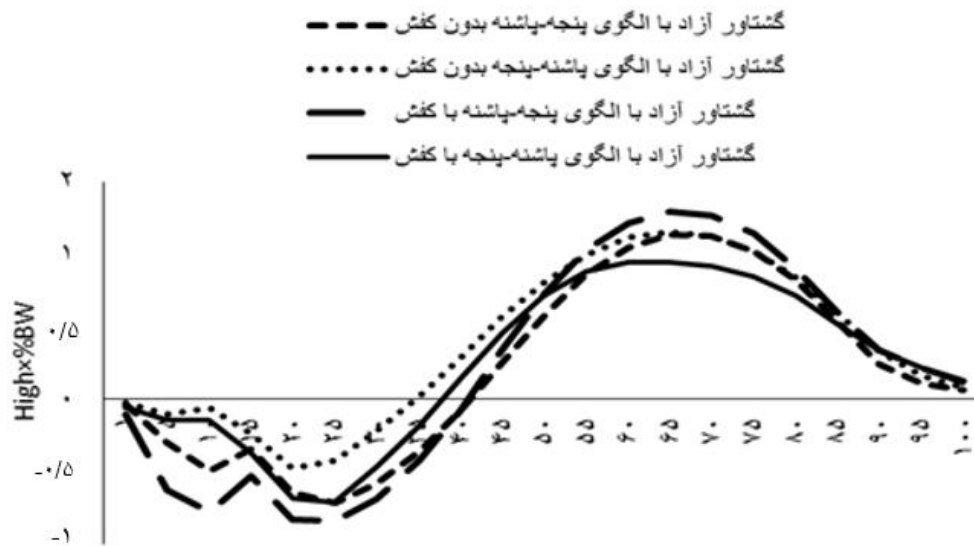
¥ اختلاف معنادار بین دویدن بدون کفش الگوی پاشنه-پنجه و دویدن با کفش با الگوی پنجه-پاشنه

β اختلاف معنادار بین دویدن با کفش الگوی پاشنه-پنجه و دویدن بدون کفش با الگوی پنجه-پاشنه



نمودار ۱: الگوی سری-زمانی مؤلفه‌ها در چهار شرایط دویدن الف) نیروی قدامی-خلفی عکس‌العمل زمین، ب) نیروی داخلی-خارجی عکس‌العمل زمین، ج) نیروی عمودی عکس‌العمل زمین





نمودار ۲: نمودار سری-زمانی گشتاور آزاد طی چهار شرایط دویدن

## بحث

هدف پژوهش حاضر بررسی اثرات دویدن با الگوهای مختلف بر مقادیر نرخ بارگذاری، ایمپالس و گشتاور آزاد در سه بعد طی فاز اتکای دویدن می‌باشد.

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که طی الگوی دویدن پنجه-پاشنه با و بدون کفش، اوج اولیه‌ی منحنی عمودی نیروی عکس‌العمل زمین رخ نمی‌دهد. با این وجود، اوج اولیه‌ی منحنی عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در الگوی دویدن پاشنه-پنجه نیز بین دو شرایط با و بدون کفش اختلاف معناداری را نشان نداد. یافته‌های مطالعات حاکی از آن است که یک الگوی برخورد پنجه-پاشنه موجب افزایش ذخیره مؤثر و آزاد شدن انرژی الاستیک در مقایسه با برخورد پاشنه-پنجه می‌شود و برخی این موضوع را به دلیل بهینه‌تر بودن، پیشنهاد می‌کنند. [۴۷، ۴۸] میزان نیروی عمودی عکس‌العمل زمین طی فاز میان‌اتکا دویدن پاشنه-پنجه بدون کفش نسبت به همین الگو در دویدن با کفش بیشتر بود. میزان این نیرو در فاز هل دادن در شرایط دویدن پنجه-پاشنه بدون کفش نسبت به شرایط دویدن با الگوی پاشنه-پنجه بدون کفش افزایش یافت. در یک نمودار سری-زمانی نیروی عکس‌العمل عمودی زمین برای الگوی برخوردی پاشنه-پنجه اولین اوج، اوج تماسی نیروهای عکس‌العمل زمین و اوج دوم که به‌عنوان اوج فعال طی فاز اتکا شناخته می‌شود، وجود دارد. در الگوی برخوردی پنجه-پاشنه ممکن است اوج تماسی قابل تشخیصی در نیروی عکس‌العمل عمودی زمین طی فاز اتکا وجود نداشته باشد، اما یک اوج فعال وجود خواهد داشت. [۸] اوج اولیه در نیروی عکس‌العمل عمودی زمین طی دویدن با الگوی پاشنه-پنجه، ترکیبی از نیروهای مربوط به ضربه پاشنه و بارهای بدون ضربه است که از طریق پاشنه و بارهای ارسال شده از طریق قسمت دیستال پا منتقل می‌شود. مولفه‌های نیروی که به برخورد پاشنه مربوط نیست، حدود نیمی از مقدار بزرگی اوج اولیه در نیروی عکس‌العمل عمودی زمین را تشکیل می‌دهد. [۴۹] این مشاهدات موجب شده است بسیاری از محققان پیش‌بینی کنند که تغییر الگوی برخوردی پاشنه-پنجه به یک الگوی برخورد پنجه-پاشنه موجب می‌شود تا اوج تماسی نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری عمودی طی تماس با زمین کاهش یابد. [۵۰، ۵۱] مطالعات اخیر شواهدی از اوج تماس عمودی طی دویدن با الگوی برخورد پنجه-پاشنه نشان داده‌اند، هرچند در تحلیل داده‌های سری-زمانی به صورت بصری این اوج قابل مشاهده نیست. در مطالعه گریر و همکاران نیروی عکس‌العمل عمودی زمین را در دامنه فرکانس با استفاده از تبدیل فوریه تجزیه و تحلیل کردند و گزارش شد که فرکانس‌ها در دامنه ۱۰-۲۰ هرتز (به‌عنوان-مثال، دامنه فرکانس اوج تماسی نیروهای عکس‌العمل زمین در دویدن با الگوی برخوردی پاشنه-پنجه) در دونده‌های الگوی برخوردی

پنجه-پاشنه، دامنه فرکانس کمتر از دونده‌های با الگوی برخوردی پاشنه-پنجه بود.<sup>[۵۲]</sup> محققان نشان دادند که اوج تماسی نیروهای عکس‌العمل زمین دویدن الگوی برخوردی پاشنه-پنجه توسط نیروی اندام تحتانی طی برخورد با زمین، در حالی که نیروی فعال نتیجه حرکات بقیه بدن است.<sup>[۴۹]</sup> گربر و همکاران ایمپکت و اوج مثبت را در هر دو الگوی برخوردی پاشنه-پنجه و پنجه-پاشنه با استفاده از تجزیه و تحلیل موجک مورد بررسی قرار دادند.<sup>[۵۲]</sup> این محققین نشان دادند که اوج تماسی نیروهای عکس‌العمل زمین در هر دو الگوی برخوردی پاشنه-پنجه و پنجه-پاشنه وجود دارد، مقدار آن در دویدن با الگوی برخوردی پنجه-پاشنه کمتر می‌باشد.<sup>[۵۳]</sup> همچنین در الگوی پنجه-پاشنه با کفش در راستای قدامی-خلفی در فاز هل دادن افزایش معناداری در مقایسه با الگوی دویدن پاشنه-پنجه با کفش مشاهده شد. نیروی خارجی در فاز تماس پاشنه در دویدن پنجه-پاشنه نسبت به دویدن با الگوی پاشنه-پنجه کاهش معناداری را نشان داد. مولفه‌ی نیروی عکس‌العمل زمین در راستای خارجی ممکن است باعث بروز پرونیشن پا شود که هنگامی که بیش از حد می‌شود به درد پا و زانو مرتبط می‌شود.<sup>[۵۴، ۵۵]</sup> بنابراین با توجه به نتایج حاضر می‌توان بیان نمود که الگوی دویدن پنجه-پاشنه میزان مولفه‌ی خارجی و میزان پرونیشن پا نسبت به الگوی پاشنه-پنجه کاهش پیدا نموده که می‌تواند سبب کاهش ریسک آسیب گردد. به علاوه، مقدار نیروی داخلی در الگوی دویدن پاشنه-پنجه بدون کفش طی فاز میانه‌ی اتکا نسبت به دویدن بدون کفش با همین الگو پنجه-پاشنه افزایش یافته است.

نتایج زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین نشان داد که الگوی دویدن و پوشش پا می‌تواند سبب تغییر در این متغیر گردد. برخی از محققین ثبات زمانبندی مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی فعالیت‌هایی نظیر دویدن و راه رفتن را به وجود ثبات در برنامه کنترل حرکتی مرتبط دانسته‌اند؛ به این ترتیب که این ثبات زمانبندی مولفه‌های نیروی عکس‌العمل، منعکس‌کننده برنامه حرکتی است که در آن یک توالی از دستوره‌های حرکتی ذخیره‌شده برای هر وظیفه مشخص از مغز صادر می‌گردد.<sup>[۵۶، ۵۷]</sup> بنابراین می‌توان بیان نمود که پوشش پا و تغییر الگوی دویدن مورد استفاده در پژوهش حاضر قابلیت تغییر در برنامه حرکتی را طی فعالیت دویدن دارا می‌باشد. نرخ بارگذاری عمودی طی دویدن با کفش نسبت به بدون کفش در الگوی پاشنه-پنجه بزرگتر بود. مطالعات انجام‌شده توسط چندین محقق، ارتباطی بین میزان اوج تماسی نیروی عکس‌العمل زمین بالا و نرخ بارگذاری عمودی یا هر دو را به همراه داشته است که موجب آسیب‌های مرتبط با الگوی برخوردی می‌شود.<sup>[۵۸، ۵۹]</sup> با این حال، محققان دیگر نشان دادند که ارتباط بین پارامترهای نیروی عکس‌العمل عمودی و خطر آسیب دیدن وجود دارد.<sup>[۶۰، ۵۹]</sup> نیگ و همکاران گزارش دادند دونده‌های با اوج تماسی نیروهای عکس‌العمل زمین بیشتر و نرخ بارگذاری بالا به‌طور معناداری در مقایسه با دونده‌ها با اوج تماسی نیروهای عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری پایین کمتر دچار آسیب‌های مرتبط با دویدن می‌شوند.<sup>[۴]</sup> با این حال، تمام مطالعاتی که نرخ بارگذاری عمودی بالاتری را در دونده‌های دارای آسیب پیدا کرده بودند، با علت الگوی برخوردی پاشنه-پنجه بود.<sup>[۶۱، ۶۲]</sup> بنابراین با توجه به نتایج پژوهش حاضر می‌توان بیان نمود که الگوی دویدن پاشنه-پنجه بدون کفش نسبت به دویدن با کفش، نرخ آسیب‌های احتمالی را کاهش می‌دهد. مقدار ایمپالس در راستای قدامی-خلفی در الگوی پنجه-پاشنه طی دویدن با کفش نسبت به دویدن بدون کفش در همین الگو دویدن و نسبت به دویدن بدون کفش در الگوی پاشنه-پنجه بیشتر بود. اختلاف بین مقادیر اوج مثبت و منفی گشتاور آزاد در هر دو شرایط دویدن با و بدون کفش در الگوهای مذکور معنادار نبود. مقادیر گشتاور آزاد با بارهای پیچشی واردشده بر بدن در طی حرکات انتقالی مرتبط است.<sup>[۲۷]</sup> با این وجود، با توجه به یافته‌های پژوهش حاضر الگوی دویدن مقادیر گشتاور آزاد را تحت تاثیر قرار نمی‌دهد. پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می‌توان به موارد زیر اشاره کرد: اولاً در این پژوهش آزمونی‌ها را تنها مردان تشکیل می‌دادند و آزمودنی‌های زن مورد مطالعه قرار نگرفتند. همچنین الگوی قسمت میانی پا-پاشنه (میدفوت) در این پژوهش مورد مطالعه قرار نگرفت که نیاز به پژوهش‌های بیشتر در آینده می‌باشد.

## نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که میزان نیروی عکس‌العمل عمودی زمین طی فاز میانه اتکا دویدن پاشنه-پنجه بدون کفش نسبت به همین الگو در دویدن با کفش بیشتر بود. میزان این نیرو در فاز هل دادن در شرایط دویدن پنجه-پاشنه بدون کفش نسبت به شرایط دویدن با الگوی پاشنه-پنجه بدون کفش بیشتر بود. همچنین در الگوی پنجه-پاشنه با کفش در راستای قدامی-خلفی در فاز هل دادن افزایش معناداری در مقایسه با الگوی دویدن پاشنه-پنجه با کفش مشاهده شد. نیروی خارجی در فاز تماس پاشنه در دویدن پنجه-پاشنه نسبت به دویدن با الگوی پاشنه-پنجه کاهش معناداری را نشان داد. مقدار نیروی داخلی در الگوی دویدن پاشنه-پنجه بدون

کفش طی فاز میانه‌ی اتکا نسبت به دویدن بدون کفش با همین الگو پنجه-پاشنه افزایش یافته است. نتایج زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین نشان داد که الگوی دویدن و پوشش پا می‌تواند سبب تغییر در این متغیر گردد. نرخ بارگذاری عمودی طی دویدن با کفش نسبت به بدون کفش در الگوی پاشنه-پنجه بزرگتر بود. یافته‌های پژوهش حاضر الگوی دویدن مقادیر گشتاور آزاد را تحت تاثیر قرار نمی‌دهد. با توجه به کاهش نرخ بارگذاری در الگوی دویدن پاشنه-پنجه در حالت پابرهنه در مقایسه با کفش، استفاده از این الگو توصیه می‌شود. همچنین با توجه به کاهش نیروی خارجی در دویدن پنجه-پاشنه استفاده از این الگو در افراد با پای پروریت توصیه می‌شود، هرچند که اثبات بهتر این موارد، نیاز به انجام پژوهش‌های بیشتر در این زمینه دارد.

## تشکر و قدردانی

با تشکر از همه کسانی که ما را در پژوهش حاضر یاری کردند.

## منابع

1. Van Mechelen W. Running injuries. *Sports Medicine*. 1992;14(5):320-35.
2. Bramble DM, Lieberman DE. Endurance running and the evolution of Homo. *Nature*. 2004;432(7015):345.
3. Richards CE, Magin PJ, Callister R. Is your prescription of distance running shoes evidence-based? *British journal of sports medicine*. 2009;43(3):159-62.
4. Nigg BM. Impact forces in running. *Current Opinion in Orthopaedics*. 1997;8(6):43-7.
5. Milner CE, Ferber R, Pollard CD, Hamill J, Davis IS. Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2006;38(2):323-8.
6. Zadpoor AA, Nikooyan AA. The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review. *Clinical biomechanics*. 2011;26(1):23-8.
7. Kulmala J-P, Avela J, Pasanen K, Parkkari J. Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2013;45(12):2306-13.
8. Hamill J, Gruber AH. Is changing footstrike pattern beneficial to runners? *Journal of sport and health science*. 2017;6(2):146-53.
9. Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, Daoud AI, D'Andrea S, Davis IS, et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*. 2010;463(7280):531.
10. Hatala KG, Dingwall HL, Wunderlich RE, Richmond BG. Variation in foot strike patterns during running among habitually barefoot populations. *PLoS One*. 2013;8(1):e52548.
11. Ahn A, Brayton C, Bhatia T, Martin P. Muscle activity and kinematics of forefoot and rearfoot strike runners. *Journal of Sport and Health Science*. 2014;3(2):102-12.
12. Paavolainen L, Nummela A, Rusko H, Häkkinen K. Neuromuscular characteristics and fatigue during 10 km running. *International journal of sports medicine*. 1999;20(8):516-21.
13. Nigg BM, Yeadon M. Biomechanical aspects of playing surfaces. *Journal of sports sciences*. 1987;5(2):117-45.
14. Hasegawa H, Yamauchi T, Kraemer WJ. Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2007;21(3):888.
15. Jungers WL, Harcourt-Smith W, Wunderlich R, Tocheri MW, Larson SG, Sutikna T, et al. The foot of Homo floresiensis. *Nature*. 2009;459(7243):81.
16. Ker R, Bennett M, Bibby S, Kester R, Alexander RM. The spring in the arch of the human foot. *Nature*. 1987;325(6100):147.
17. Cook S, Kester M, Brunet M, Haddad JR. Biomechanics of running shoe performance. *Clinics in sports medicine*. 1985;4(4):619-26.
18. De Wit B, De Clercq D, Aerts P. Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *Journal of biomechanics*. 2000;33(3):269-78.

19. Squadrone R, Gallozzi C. Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. 2009;49(1):6.
20. Cheung RT, Rainbow MJ. Landing pattern and vertical loading rates during first attempt of barefoot running in habitual shod runners. *Human Movement Science*. 2014; 34:120-7.
21. Chockalingam N, Dangerfield PH, Rahmatalla A, Ahmed E-N, Cochrane T. Assessment of ground reaction force during scoliotic gait. *European spine journal*. 2004;13(8):750-4.
22. Farahpour N, Jafarnejhad 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.
23. Stacoff A, Diezi C, Luder G, Stüssi E, Kramers-de Quervain IA. Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age. *Gait & posture*. 2005;21(1):24-38.
24. Liikavainio T, Bragge T, Hakkarainen M, Karjalainen PA, Arokoski JP. Gait and muscle activation changes in men with knee osteoarthritis. *The Knee*. 2010;17(1):69-76.
25. de Oliveira Silva D, Briani RV, Pazzinato MF, Ferrari D, Aragão FA, de Azevedo FM. Reduced knee flexion is a possible cause of increased loading rates in individuals with patellofemoral pain. *Clinical Biomechanics*. 2015;30:5-9.
26. 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.
27. 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.
28. Cavanagh PR, Lafortune MA. Ground reaction forces in distance running. *Journal of biomechanics*. 1980;13(5):397-406.
29. Lieberman DE. What we can learn about running from barefoot running: an evolutionary medical perspective. *Exercise and sport sciences reviews*. 2012;40(2):63-72.
30. Daoud AI, Geissler GJ, Wang F, Saretsky J, Daoud YA, Lieberman DE. Foot strike and injury rates in endurance runners: a retrospective study. *Med Sci Sports Exerc*. 2012;44(7):1325-34.
31. Bredeweg S, Buist I. No relationship between running related injuries and kinetic variables. *British journal of sports medicine*. 2011;45(4):328.-
32. Perl DP, Daoud AI, Lieberman DE. Effects of footwear and strike type on running economy. *Med Sci Sports Exerc*. 2012;44(7):1335-43.
33. Williams III DS, McClay IS, Manal KT. Lower extremity mechanics in runners with a converted forefoot strike pattern. *Journal of applied biomechanics*. 2000;16(2):210-8.
34. Arendse RE, Noakes TD, Azevedo LB, Romanov N, Schwellnus MP, Fletcher G. Reduced eccentric loading of the knee with the pose running method. *Medicine and science in sports and exercise*. 2004;36(2):272-7.
35. Shorten M, Mientjes MIJFS. The 'heel impact' force peak during running is neither 'heel' nor 'impact' and does not quantify shoe cushioning effects. 2011;3(1):41-58.
36. Boyer ER, Rooney BD, Derrick TRJM, Sports Si, Exercise. Rearfoot and midfoot or forefoot impacts in habitually shod runners. 2014;46(7):1384-91.
37. Bowser B, Davis IJPotASoBRP. A prospective study of loading variables in female runners who develop plantar fasciitis. 2010.
38. Zifchock RA, Davis I, Hamill J. Kinetic asymmetry in female runners with and without retrospective tibial stress fractures. 2006;39(15):2792-7.
39. Jafarnejhadgero AA, Oliveira AS, Mousavi SH, Madadi-Shad MJG, posture. Combining valgus knee brace and lateral foot wedges reduces external forces and moments in osteoarthritis patients. 2018;59:104-10.

40. Jafarnezhadgero A, Shad MM, Ferber RJJ, Job, therapies m. The effect of foot orthoses on joint moment asymmetry in male children with flexible flat feet. 2018;22(1):83-9.
41. Stief F, Böhm H, Dussa CU, Multerer C, Schwirtz A, Imhoff AB, et al. Effect of lower limb malalignment in the frontal plane on transverse plane mechanics during gait in young individuals with varus knee alignment. *The Knee*. 2014;21(3):688-93.
42. Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. *Gait & posture*. 2017;53:236-40.
43. Pamukoff DN, Lewek MD, Blackburn JT. Greater vertical loading rate in obese compared to normal weight young adults. *Clinical Biomechanics*. 2016;33:61-5.
44. Willwacher S, Goetze I, Fischer KM, Brüggemann G-P. The free moment in running and its relation to joint loading and injury risk. *Footwear Science*. 2016;8(1):1-11.
45. Fukaya T, Mutsuzaki H, Wadano Y. Kinematic analysis of knee varus and rotation movements at the initial stance phase with severe osteoarthritis of the knee. *The Knee*. 2015;22(3):213-6.
46. Cohen J. *Statistical power analysis for the behavior science*. Lawrence Erlbaum Association. 1988.
47. Davis I, Bowser B, Mullineaux D, editors. Do impacts cause running injuries? A prospective investigation. Annual Meeting of the American Society of Biomechanics; 2010.
48. Lieberman DE, Bramble DM, Raichlen DA, Shea JJ. The evolution of endurance running and the tyranny of ethnography: a reply to Pickering and Bunn (2007). 2007.
49. Shorten M, Mientjes MI. The 'heel impact' force peak during running is neither 'heel' nor 'impact' and does not quantify shoe cushioning effects. *Footwear Science*. 2011;3(1):41-58.
50. Boyer ER, Rooney BD, Derrick TR. Rearfoot and midfoot or forefoot impacts in habitually shod runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2014;46(7):1384-91.
51. Giandolini M, Horvais N, Farges Y, Samozino P, Morin J-B. Impact reduction through long-term intervention in recreational runners: midfoot strike pattern versus low-drop/low-heel height footwear. *European journal of applied physiology*. 2013;113(8):2077-90.
52. Gruber AH, Davis IS, Hamill J. Frequency content of the vertical ground reaction force component during rearfoot and forefoot running patterns. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2011;43(5):60.
53. Gruber AH, Edwards WB, Hamill J, Derrick TR, Boyer KA. Ground Reaction Forces In Rearfoot And Forefoot Running Assessed By A Continuous Wavelet Transform. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2015;47(5S):710.
54. 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.
55. Willems TM, De Clercq D, Delbaere K, Vanderstraeten G, De Cock A, Witvrouw E. A prospective study of gait related risk factors for exercise-related lower leg pain. *Gait & posture*. 2006;23(1):91-8.
56. Begg R, Sparrow W, Lythgo N. Time-domain analysis of foot-ground reaction forces in negotiating obstacles. *Gait & posture*. 1998; 7(2): 99-109.
57. Shapiro DC, Zernicke RF, Gregor RJ, Diestel JD. Evidence for generalized motor programs using gait pattern analysis. *Journal of Motor behavior*. 1981;13(1):33-47.
58. Davis IS, Bowser BJ, Mullineaux DR. Greater vertical impact loading in female runners with medically diagnosed injuries: a prospective investigation. *Br J Sports Med*. 2016;bjsports-2015-094579.
59. Gerlach KE, White SC, Burton HW, Dorn JM, Leddy JJ, Horvath PJ. Kinetic changes with fatigue and relationship to injury in female runners. *Medicine and science in sports and exercise*. 2005;37(4):657-63.
60. Messier SP, Martin DF, Mihalko SL, Ip EH, DeVita P, Cannon DW, et al. A 2-year Prospective Observational Study To Determine The Etiologic Factors Associated With Overuse Running Injuries: 652 June 1, 2. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2016;48(5S):170-1.
61. Bowser B, Davis I. A prospective study of loading variables in female runners who develop plantar fasciitis. *Proceedings of the American Society of Biomechanics*. 2010; 10:18-21.

62. Zifchock RA, Davis I, Hamill J. Kinetic asymmetry in female runners with and without retrospective tibial stress fractures. *Journal of biomechanics*. 2006;39(15):2792-7.