Iranian Journal of Rehabilitation Research in Nursing Original Article

Summer 2023, Volume 9, Issue 4 10.22034/IJRN.9.4.5

The Mutual effect of Navicular Drop and the Type of Foot Covering on the Contact Forces of Ankle and Knee Joints During Running

Ali Esmaeeli [1], Sayed Esmaeil Hosseininejad[2*], Amirali Jafarnezhadgero[3]

1- MSc Student of Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics and Motor Behavior, Faculty of Sports Sciences, University of Mazandaran, Babolsar, Iran.
2- Assistant Professor of Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics and Motor Behavior, Faculty of soprts Sciences, University of Mazandaran, Babolsar, Iran.
3- Associate Professor of Sports Biomechanics, Department of Sport Management and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Corresponding author: Sayed Esmaeil Hosseininejad: Assistant Professor of Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics and Motor Behavior, Faculty of Soprts Science, University of Mazandaran, Babolsar, Iran.
Email: esmaeilhoseninejad@gmail.com

Received: 2022/09/15 Accepted: 2023/04/13

Abstract

Introduction: One of the best interventions in the field of reducing injury and improving performance is running shoes. Despite this, the research results show that achieving the desired result due to using shoes depends on paying attention to other influencing factors such as foot structure. Therefore, the present study was carried out with the aim of investigating the mutual effect of navicular drop and foot cover on the contact forces of lower limb joints during running.

Methods: The present study is semi-experimental and applied. 47 male subjects (12 people with high navicular drop, age: 23.08±3.34, 18 people with low navicular drop, age: 22.88±1.96 and 17 people with normal navicular drop, age: 4.5±1.5 21). The participants ran at a speed of three meters per second with three types of barefoot (BF), minimal shoes (MF) and common shoes (CF) and their kinetic and kinematic data were collected. Compressive and shear forces were calculated respectively through the result of perpendicular and parallel forces acting on the surface of the joint. In order to make a statistical comparison, analysis of variance with two-way repeated measurement (foot cover and navicular drop) and Bonferroni's post hoc test were used in SPSS software with a significance level of 0.05.

Results: The results of the present study showed that the amount of navicular drop and foot cover have a mutual effect on the compressive force of the knee ($p=0.049$). So that the normal drop group had 11.07% ($p=0.029$) and 15.63% ($p=0.002$) lower compressive force than MF in BF and CF conditions, respectively. The group with low drop showed 16.28% and 12.27% less compressive force in BF mode than MF ($p=0.002$) and CF ($p=0.009$), respectively. Knee compression force in MF was 11.65% higher than BF ($p<0.001$) and 18.8% higher than CF ($p<0.001$). Ankle compressive force in CF running was 22.49% more than BF and 15.99% more than MF. Ankle shear force in BF running was 42.86% ($p<0.001$) and in MF conditions was 38.98% ($p<0.001$) than CF.

Conclusions: Navi drop in interaction with the foot cover can affect the compressive force of the knee. But alone, it had no effect on ankle and knee contact forces. On the other hand, foot covering is an influencing factor on the forces on the lower limb and probably plays an important role in lower limb injuries.

Keywords: Barefoot, Nike, Minimal Running, Shear Force, Compressive Force.

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-10-30]

[DOI: 10.22034/IJRN.9.4.5]

نشریه پژوهش توانبخشی در پرستاری
مقاله پژوهشی

تابستان ۱۴۰۲، دوره ۹، شماره ۴

10.22034/IJRN.9.4.5

اثر متقابل افت ناوی و نوع پوشش پا بر نیروهای تماسی مفاصل مچ پا و زانو طی دویدن

علی اسماعیلی[۱]، سید اسماعیل حسینی‌نژاد[۲]*، امیرعلی جعفرنژادگرو[۳]

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

نویسنده مسئول: سید اسماعیل حسینی‌نژاد: استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی و رفتار حرکتی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران.
ایمیل: se.hoseininejad@umz.ac.ir

دریافت مقاله: ۱۴۰۱/۶/۲۴ پذیرش مقاله:۱۴۰۲/۱/۲۴

چکیده

مقدمه: یکی از بهترین مداخلات در زمینه کاهش آسیب و بهبود عملکرد دویدن کفش است. با وجود این، نتایج پژوهش‌ها نشان می‌دهند حصول نتیجه مطلوب در اثر استفاده از کفش منوط به توجه به سایر عوامل اثرگذار مانند ساختار پا است. لذا پژوهش حاضر با هدف بررسی تأثیر متقابل افت ناوی و پوشش پا بر نیروهای تماسی مفاصل اندام تحتانی حین دویدن اجرا شده است.

روش‌کار: مطالعه حاضر از نوع نیمه تجربی و کاربردی است. ۴۷ آزمودنی مرد (۱۲ نفر دارای افت ناوی زیاد، سن: ۲۳/۰۸±۳/۳۴ ۱۸ نفر افت ناوی کم، سن: ۲۲/۸۸±۱/۹۶ و ۱۷ نفر افت ناوی معمولی، سن: ۲۱/۴±۱/۵) به شکل در دسترس انتخاب و براساس شاخص افت ناوی در سه گروه افت زیاد، کم و معمولی گروه بندی شدند. شرکت‌کنندگان با سرعت سه متر بر ثانیه با سه نوع پوشش پای‌برهنه (BF)، کفش مینیمال (MF) و کفش رایج (CF) دویدند و داده‌های کینتیکی و کینماتیکی آن‌ها جمع آوری گردید. نیروی فشاری و برشی به ترتیب از طریق برآیند نیروهای عمود و موازی عمل‌کننده بر سطح مفصل محاسبه گردید. به منظور مقایسه آماری از تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر دو طرفه (پوشش پا و افت ناوی) و تست تعقیبی بونفرونی در نرم‌افزار SPSS با سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج پژوهش حاضر نشان داد که مقدار افت ناوی و پوشش پا تأثیر متقابلی بر نیروی فشاری زانو دارند (p=۰/۰۴۹). به طوری که گروه افت معمولی در شرایط BF و CF به ترتیب ۱۱/۰۷٪ (p=۰/۰۲۹) و ۱۵/۶۳٪ (p=۰/۰۰۲) نیروی فشاری کمتری نسبت به MF داشتند. گروه دارای افت کم در حالت BF به ترتیب ۱۶/۲۸٪ و ۱۲/۲۷٪ نیروی فشاری کمتری نسبت به MF (p=۰/۰۰۲) و CF (p=۰/۰۰۹) نشان دادند. نیروی فشاری زانو در MF ۱۱/۶۵٪ بیشتر از BF (p<۰/۰۰۱) و ۸/۱۸٪ بیشتر از CF (p<۰/۰۰۱) بود. نیروی فشاری مچ پا در دویدن CF ۲۲/۴۹٪ بیشتر از BF و ۱۵/۹۹٪ بیشتر از MF بود. نیروی برشی مچ پا در دویدن BF ۴۲/۸۶٪ (p<۰/۰۰۱) و در شرایط MF ۳۸/۹۸٪ (p<۰/۰۰۱) بیشتر از CF بود.

نتیجه گیری: افت ناوی در تعامل با پوشش پا می‌تواند بر نیروی فشاری زانو تأثیر گذار باشد. اما افت ناوی به تنهایی تاثیری بر نیروهای تماسی مچ پا و زانو نداشت. در مقابل، پوشش پا عامل تاثیرگذاری بر نیروهای وارد بر اندام تحتانی می باشد و احتمالا نقش مهمی در آسیب‌های اندام تحتانی ایفا می‌کند.

کلیدواژه‌ها: پا برهنه، کفش نایکی، دویدن مینیمال، نیروی برشی، نیروی فشاری.

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-10-30]

[DOI: 10.22034/IJRN.9.4.5]

مقدمه

دویدن یک فعالیت محبوب بین افراد و یک ضرورت بین ورزشکاران است. سازگاری‌های فیزیولوژیکی مثبت دویدن به خوبی اثبات شده است و این سازگاری‌ها تنها در صورتی می‌توانند مفید واقع شوند که دوندگان متحمل آسیبهای ناشی از دویدن نشوند. پا و ویژگی‌های قوس طولی داخلی پا اغلب به عنوان عوامل بالقوه موثر در آسیب‌های ناشی از استفاده بیش از حد اندام تحتانی مورد بحث قرار گرفته است (۱،۲).

کاهش ارتفاع استخوان ناوی (افت ناوی) نشاندهنده‌ی انعطاف پا و یک روش ارزیابی استاتیک پا بوده که از آن برای ارزیابی پرونیشن دوندگان نیز استفاده شده است (۳, ۴). هرچند شواهد قطعی در دسترس نیست (۱, ۵, ۶) ولی نتایج برخی پژوهش‌ها نشان می‌دهند که پاها با قوس زیاد سفت‌تر هستند و ظرفیت کمتری برای جذب ضربه دارند (۷, ۸). قوس زیاد و سفت پا ممکن است بیشتر منجر به بروز آسیب‌های مچ پا، آسیب‌های استخوانی (مخصوصاً به استخوان درشت نی یا استخوان ران) و آسیب‌های جانبی اندام تحتانی شود (۱). در مقابل، به نظر می‌رسد که کم قوس کم پا بیشتر با آسیب‌های زانو، آسیب‌های بافت نرم و آسیب‌های قسمت داخلی اندام تحتانی مرتبط باشد (۱). برخی پژوهش‌گران بر این عقیده هستند که انعطاف‌پذیری قوس طولی داخلی در تفاوت‌های بیومکانیکی دویدن مشارکت می‌کند (۹). به عنوان مثال قوس پا بر تضعیف ضربه و توزیع فشار کف پا حین دویدن تأثیر می‌گذارد (۱, ۱۰) و افت بیش از حد ناوی با آسیب‌های مرتبط با دویدن همراه است (۲, ۱۱, ۱۲). افت ناوی افراد را مستعد ابتلا به آسیب‌هایی نظیر شین اسپلینت (۱۳)، پارگی رباط صلیبی قدامی (۱۴, ۱۵) و سندرم استرس تیبیال میانی (۱۶) می‌کند. این الگوهای آسیب به نقش پا در جذب بار و انتقال تغییر یافته‌ی نیرو به زنجیره‌ی کینتیکی اندام تحتانی نسبت داده می‌شوند (۱, ۲, ۱۷, ۱۸).

نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (VGRF) حین دویدن به حدود ۲/۵ الی ۲/۸ برابر وزن بدن می‌رسد (۱۹). افزایش GRF حین مرحله استقرار دویدن در ایجاد انواع آسیب‌های دویدن نقش دارد (۲۰, ۲۱). دورسی و همکاران (۲۲) گزارش کردند که در افراد دارای کف پای گود، VGRF اعمال‌شده به پا حین دویدن بیشتر از افراد دارای کف پای صاف است. در حالی که آسیبهای دویدن با متغیرهای GRF مرتبط است، نیروهای خارجی ممکن است به طور کامل بارهای اعمال شده به بافت را منعکس نکنند (۲۳). نیروهای مرتبط با فعالیت مکرر (تنش‌ها) و تغییر شکل‌ها (کشش‌ها) در تجمع ریز صدمات و آسیب‌های ناشی از استفاده‌ی بیش از حد در بافت‌ها مشارکت می‌کنند (۲۴). جهت پیشگیری و کاهش این نوع آسیب‌ها، محققین راهکارهای متفاوتی شامل تمرین، استفاده از نوار تیپ و تغییر در پوشش پا را توصیه کرده‌اند. کفش یکی از مهمترین ابزارهای یک دونده برای محافظت در برابر آسیب‌های ناشی از استفاده بیش از حد است (۲۵).

پوشش پا همواره به عنوان عاملی تعیینکننده در زمینهی تعدیل اثرات ناهنجاری‌ها بر مکانیک بدن مطرح بوده است. با این‌حال، تأثیر کفش بر نیروهای تماسی مفاصل به خوبی مورد مطالعه قرار نگرفته است. تحقیقات قبلی نشان داده‌اند که افزایش علائم آسیب در هنگام راه رفتن می‌تواند منجر به استراتژی‌های جبرانی مضر شود. در تحقیقی شرکتکنندگانی که کفش‌های مینیمال پوشیده بودند، در مقایسه با کفش‌های معمولی بارگیری بیشتر مچ پا اما بارگیری کمتر زانو را گزارش کردند (۲۶). براساس یافته‌های یک پژوهش، نیروی تماسی مفصلی مچ پا با افزایش بالشتک کفش کاهش پیدا می‌کند. همچنین تأثیر بالشتک بر نیروی تماسی مفصل زانو نیز مشاهده گردید (۲۷). بنابراین احتمالا پوشش پا یک عامل تاثیرگذار بر نیروهای تماسی مفصلی می‌باشد.

به‌طورکلی، نوع پوشش پا را می‌توان در سه دسته‌ی پابرهنه، مینیمال و کفش‌های ورزشی معمولی طبقهبندی کرد. تحقیقات گزارش کرده‌اند دویدن پابرهنه، به دلیل تمایل برخورد قسمت قدامی یا میانی پا و حذف اوج اول VGRF تنش‌های مکانیکی ناشی از ضربه‌ی پاشنه را کاهش و با فعال‌شدن عضلات درون مفصلی قدرت پا را افزایش می‌دهد (۲۸, ۲۹) که در نهایت می‌تواند خطر بروز برخی از صدمات ناشی از استفادهی بیش از حد را کاهش دهد (به عنوان مثال صدمات ناشی از استفادهی بیش از حد زانو و استرس فراکچرهای پاشنه و درشتنی) (۳۰-۳۲). علیرغم این مزایای ممکن، دویدن پابرهنه بدون محافظت کفش می‌تواند معایبی از قبیل خطر ایجاد زخم‌های پوستی (به عنوان مثال به دلیل وجود اشیا تیز در مسیر) یا ناراحتی در هوای سرد را داشته باشد. بنابراین کفش‌های دویدن مینیمال برای تقلید از دویدن پابرهنه و دارا بودن مزایای

[Downloaded from ijm.ir on 2026-10-30]

[DOI: 10.22034/IJRN.9.4.5]

دویدن با کفش طراحی شده‌اند (۳۳). کفش‌های مینیمال دارای پاشنه کوچک، کم یا بدون هیچگونه بالشتک، کفیهای انعطافپذیرتر و بدون تکیهگاه داخلی می‌باشند. اسکادرون و گالوزی (۲۰۰۹) نشان دادند که ویژگی‌های مکانی-زمانی، ضربه و اوج نیروهای عکسالعمل زمینی هنگام دویدن با کفش مینیمال در مقایسه با دویدن با کفش‌های معمولی شباهت بیشتری به دویدن پابرهنه دارند (۳۳). در یک ارزیابی دو بعدی و با استفاده از تردمیل، دویدن با پابرهنه و با استفاده از کفش مینیمال در مقایسه با کفش رایج منجر به کاهش حرکت در مفاصل مچ پا و زانو در صفحه‌ی ساجیتال، طول گام و افزایش در نرخ قدم و کاهش در اوج ضربه عمودی شد (۳۳). از طرفی گزارش شدهاست کفی میانی ضخیم‌تر می‌تواند اثرات بالشتکی بهتری داشته باشد و شوک را در هنگام ضربه کاهش دهد (۳۴). در نتیجه نوع پوشش پا می‌تواند عامل مهم و تأثیرگذار بر نیروهای تماسی مفاصل اندام تحتانی طی دویدن بوده و در تعامل با شاخص افت ناوی، نیروهای تماسی را نیز تحت تأثیر قرار دهد.

مطالعه‌ای تأثیر مطابقت ارتفاع قوس‌پا با نوع کفش را روی آسیب‌ها بررسی کرد (۳۵). آسیب‌ها در کلینیک فیزیوتراپی برای مدت ۶ ماه قبل و ۶ ماه پس از یک برنامه استفاده از کفش ثبت شد که کاهش ۵۰ درصدی در آسیب‌های اندام تحتانی و کمر را نشان داد. اگرچه تحقیقاتی اثر نوع بالشتک کفش را بر نیروی تماسی مفصلی حین دویدن بررسی کرده‌اند (۲۷)، با این وجود، تحقیقی در زمینه بررسی اثر متقابل نوع پوشش پا و افتادگی ناوی بر نیروهای تماسی مفاصل اندام تحتانی حین دویدن یافت نشد. در مجموع، دوندگان با افت ناوی متفاوت مکانیک متفاوتی را حین دویدن نشان می‌دهند. به علاوه، گزارش شده است که ویژگی‌های کفش می‌تواند بر نیروهای تماسی مفاصل اندام تحتانی تأثیر بگذارد. همچنین پیشنهاد شده است که اگر دویدن با کفش مناسب برای نوع قوس پا انجام گیرد، شمار آسیب‌هایی که دوندگان تحمل می‌کنند کاهش می‌یابد؛ اگرچه دلایل این کاهش‌ها به درستی مشخص نیستند (۳۵). بنابراین هدف از تحقیق حاضر بررسی تاثیر متقابل افت ناوی و پوشش پا بر نیروهای تماسی اندام تحتانی حین دویدن است.

روش‌کار

این مطالعه از نوع نیمه تجربی و کاربردی است. ۴۷ مرد از بین دانشجویان علوم ورزشی دانشگاه مازندران به شکل در دسترس به گونه‌ای انتخاب شدند که هیچ کدام از شرکت‌کنندگان تجربه دویدن پابرهنه یا با کفش مینیمال را نداشتند. شرکت‌کنندگان در پژوهش طی شش ماه گذشته هیچ‌گونه آسیب یا احساس درد موثر بر فعالیت دویدن در اندام و مفاصل تحتانی را گزراش نکردند. فرم رضایت‌نامه جهت شرکت در آزمون و پرسشنامه‌ای حاوی اطلاعات فردی توسط شرکت‌کنندگان تکمیل گردید. سپس مشخصات آنتروپومتریکی شامل افت ناوی، قد و وزن به ترتیب با استفاده از خط‌کش، ترازو و قدسنج اندازهگیری شد. در مطالعه حاضر از اختلاف افت ناوی در حالت تحمل وزن و بدون تحمل وزن برای گروه‌بندی شرکت‌کنندگان استفاده گردید. افرادی که افت ناوی آن‌ها کمتر یا مساوی پنج میلیمتر بود در گروه افت کم، افرادی که افت ناوی آن‌ها بیشتر از نه میلیمتر بود افت زیاد و افراد که افت ناویشان بین این دو مقدار بود در گروه افت معمولی قرار گرفتند (۳۶).

برای اندازه گیری قد شرکت‌کنندگان از دستگاه قدسنج Seca مدل Vogel & Halke ساخت کشور آلمان با دقت اندازهگیری یک میلی‌متر استفاده شد. برای اندازهگیری وزن شرکت‌کنندگان از دستگاه تخته‌ی نیروسنج (Kistler ,Switzerland,1000HZ) استفاده شد (۳۷). پنج دوربین با سرعت بالا (Basler, 200 Hz) دور یک صفحه‌ی نیرو سنجی که در یک مسیر ۱۵ متری و در فاصله‌ی ۸ متری از نقطه‌ی شروع دویدن قرار دارد، چیده شد. نشانگرهای ۱۵ میلی‌متری (۱۹ عدد) روی لگن و اندام تحتانی سمت راست شرکت‌کنندگان نصب گردید. داده‌های سه بعدی کینماتیکی و کینتیکی اندام تحتانی شرکت‌کنندگان توسط نرم افزار سیمی موشن (Simi motion) جمع‌آوری شد (۳۷).

شرکت‌کنندگان در سه شرایط دویدن پابرهنه (BF)، دویدن با کفش مینیمال (MF) و دویدن با کفش رایج (CF) مسیر ۱۵ متری آزمایشگاه را طی نمودند. کفش ویبرام پنجانگشتی (به عنوان کفش مینیمال) و نایکی فری (به عنوان کفش ورزشی رایج) پنج در شماره‌های ۴۲ تا ۴۴ برای مردان در این پژوهش مورد استفاده قرار گرفتند. تخته‌ی نیروسنج در فاصله‌ی هشت متری از نقطه‌ی شروع به نحوی جایگذاری شده بود که کاملاً با سطح محیط آزمایشگاه مشابهت داشت. شرکت‌کنندگان در مجموع باید نه تلاش

[Downloaded from ijm.ir on 2026-10-30]

[DOI: 10.22034/IJRN.9.4.5]

موفق دویدن را به ثبت می‌رسانند. این تلاش‌ها شامل سه تلاش موفق برای هر پوشش پا متفاوت بود. سرعت دویدن سه متر بر ثانیه تعیین گردید. به منظور کاهش اثر یادگیری بر داده‌ها، شرایط اجرای آزمون برای هر آزمودنی به شکلی متفاوت اجرا گردید به نحوی که سه حالت متفاوت دویدن (سه حالت پوشش پا) در این پژوهش از نظر ترتیب اجرا به یک اندازه به کار گرفته شدند (۲۷).

در ابتدای شروع آزمون نحوه‌ی اجرای تست به طور کامل برای هر شرکت‌کنندگان شرح داده شد و نشانگرها روی بدن آزمودنی نصب گردید. نشانگرهای رهگیری شامل خار خاصره‌ای قدامی فوقانی (ASIS) راست و چپ، وسط مفصل خاجی-خاصره‌ای، هشت نشانگر در قالب دو خوشه روی کنار خارجی ران و ساق، برجستگی خلفی استخوان پاشنه، انتهای دور از تنه‌ی استخوان کفپایی دوم و پنجم بودند. در این پژوهش تمامی داده‌ها از پای راست شرکت‌کنندگان اخذ شد. به هر آزمودنی در ابتدای اجرای هر حالت به اندازه‌ی کافی فرصت گرم‌کردن، تنظیم سرعت و تنظیم گام داده می‌شد (حداقل پنج دقیقه). تلاش موفق دویدنی بود که سرعت مورد نظر در آن رعایت شده باشد، پای استقرار آزمودنی به درستی روی صفحه‌ی نیروسنج قرار گرفته باشد و الگوی دویدن فرد مصنوعی نباشد. بعد از اتمام تلاش‌های دویدن به منظور محاسبات سه بعدی از هر آزمودنی در هر حالت پوشش پا یک تصویر ایستا (آناتومیک) نیز ثبت شد. محل نصب نشانگرهای آناتومیک شامل ناف، ASIS راست و چپ، وسط مفصل خاجی-خاصره‌ای، کندیلهای داخلی و خارجی استخوان ران، قوزک داخلی و خارجی، برجستگی خلفی استخوان پاشنه و نوک انگشت دوم پا بود. پس از اتمام جمع‌آوری داده‌ها قد و وزن شرکت‌کنندگان اندازه گیری شد. به منظور کنترل سرعت شرکت‌کنندگان فاصله‌ی مشخص (پنج متر) بین نقطه‌ی شروع حرکت تا مرکز صفحه‌ی نیروسنج در نظر گرفته شده بود. آزمودنی باید این فاصله‌ی معین را در زمان تعیین شده طی می‌کرد. دو نفر به طور همزمان با استفاده از کرونومتر دستی زمان حرکت را ثبت می‌کردند و در صورت تأیید هر دو نفر آن تلاش ثبت می‌شد. لحظه‌ی شروع و پایان فاز استقرار به وسیله‌ی صفحه‌ی نیروسنج تعیین شد. رسیدن نیروی عمودی عکس العمل زمین به ۱۰ نیوتن و بیشتر به منزله‌ی شروع مرحله استقرار و کاهش این نیرو به ۱۰ نیوتن و کمتر به عنوان پایان مرحله استقرار لحاظ گردید (۳۷).

نیروها و گشتاور مفصلی با استفاده از تئوری دینامیک معکوس و رابطه‌ی نیوتون-اولر محاسبه شد. نیروی استخوان بر استخوان حاصل جمع نیروی فشاری فعال ناشی از عضله و نیروهای عکس العمل مفصل می‌باشد (۳۸, ۳۹). موقعیت‌های مچ پا، زانو و مفصل ران و جهت‌گیریهای لگن، ران / استخوان ران، ساق پا / تیبیا و قطعات پا در نرم‌افزار متلب نسخه ۲۰۲۱ در سه بعد محاسبه شد. از موقعیت‌ها و جهت‌های قطعات، بازوهای گشتاوری خمشدن-بازشدن عضلات مدل‌شده در حدود مراکز مفصل در هر لحظه تعیین گردید. مختصات سه بعدی سر ثابت و متحرک عضله از موقعیت آن‌ها نسبت به فریم‌های مرجع مقطعی مربوطه محاسبه شد. در صورت لزوم، از یک نقطه‌ی پوشش دهنده در همان قاب مرجع مقطعی به جای ابتدا و یا انتها استفاده شده است. این موقعیتها از دلپ و همکاران (۱۹۹۰) (۴۰) اخذ شده و برای هر دونده مقیاس بندی شده‌است (۴۱, ۴۲). مختصات مبدأ، انتها و نقطه پوشش دهنده برای محاسبه بازوهای گشتاوری در صفحه قدامی-خلفی وارد شد (۴۳).

برای تخمین نیروی عضلات سطح مقطع فیزیولوژیک عضلات برآورد گردید (۴۲) و سرانجام نیروهای تماسی از طریق نیروهای واکنش مفصلی، نیروی عضلات و راستای اندام‌ها به شرح زیر محاسبه شد (۴۳, ۴۴):

$$Fs(t) = JRF_{J_s}(t) - \sum_i f_s(t)$$

$$Fc(t) = JRF_{J_c}(t) - \sum_i f_c(t)$$

Fs نیروی تماسی برشی مفصل و Fc نیروی تماسی فشاری مفصل می‌باشد. JRF نیروی واکنشی مفصلی برای هر مفصل و f (t) نیروی عضلانی تولیدشده، c برای نیروی فشاری و s برای نیروی برشی قدامی-خلفی می‌باشد. تمامی محاسبات در نرم‌افزار MATLAB انجام گردید. در نهایت مقدار اوج نیروهای تماسی برای مقایسه ی آماری محاسبه شد.

توصیف دادهها با استفاده از مقادیر میانگین اوج ± انحراف استاندارد انجام شد. طبیعی بودن توزیع داده‌ها توسط آزمون شاپیروویلک تایید شد. از روش آنالیز واریانس دو سویه (کفش و افت ناوی) با اندازه‌های تکراری جهت

[Downloaded from ijm.ir on 2026-10-30]

[DOI: 10.22034/IJRN.9.4.5]

تحلیل آماری استفاده شد. آزمون تعقیبی بونفرونی برای مقایسه جفتی متغیرها استفاده گردید. سطح معناداری در این پژوهش برابر ۰/۰۵ بود. تمامی تحلیل‌های آماری در نسخه ۲۲ نرم افزار SPSS انجام گرفت. این پژوهش با شناسه IR.UMZ.REC.1401.052 در کارگروه کمیته اخلاق دانشگاه مازندران مصوب شده است.

یافته‌ها

نتایج پژوهش نشان داد که تفاوت معناداری در پارامترهای دموگرافیکی بین گروه‌ها وجود ندارد (جدول ۱). اختلاف افت ناوی بین گروه ها معنادار بود (p<۰/۰۰۱).

جدول ۱: میانگین مشخصات دموگرافیکی ± انحراف استاندارد

مشخصات	افت ناوی کم	افت ناوی معمولی	افت ناوی زیاد	ارزش P
تعداد	۱۸	۱۷	۱۲	
افت ناوی (سانتی‌متر)	۰/۴۲ ± ۰/۰۹	۰/۶۶ ± ۰/۰۷	۱/۰۱± ۰/۱۸	*<۰/۰۰۱
سن (سال)	۲۲/۸۸ ± ۱/۹۶	۲۱/۴ ± ۱/۵	۲۳/۰۸± ۳/۳۴	۰/۹۹
قد (سانتی‌متر)	۱۷۶/۷۷ ± ۵/۲۷	۱۷۵/۲۳ ± ۸/۳۷	۱۷۴/۶۳± ۴/۶۴	۰/۰۸
جرم (کیلوگرم)	۷۱/۱۱ ± ۶/۸۵	۷۱/۲۳ ± ۷/۸۲	۷۰/۹۱± ۸/۵۴	۰/۶۱

علامت (*) نشان از (P≤۰/۰۵) بوده و سطح معناداری را تعیین می کند.

نتایج جدول ۲ نشان می‌دهد افت ناوی و پوشش پا تأثیر متقابلی بر نیروی فشاری (p<۰/۷۷، اندازه اثر (ES) =۰/۰۲۱) و برشی (p<۰/۴۲، ES = ۰/۰۴۶) مچ پا ندارند. همچنین براساس نتایج این پژوهش افت ناوی تاثیری بر این نیروها در مفصل مچ پا ندارد (p=۰/۸ فشاری، ES= ۰/۰۱؛ p=۰/۴۳ برشی، ES = ۰/۰۳۹). در مقابل تأثیر پوشش پا بر نیروی فشاری (p<۰/۰۰۱، ES = ۰/۵۵) و برشی (p<۰/۰۰۱، ES = ۰/۸۹) معنادار بود (جدول ۲). نتایج آزمون تعقیبی برای تاثیر پوشش پا بر نیروها نشان داد که نیروی فشاری مچ پا حین دویدن با پوشش رایج نسبت به حالت پابرهنه و کفش مینیمال به ترتیب ۲۲/۴۹٪ و ۱۵/۹۹٪ بیشتر بود (جدول ۳). از سوی دیگر نیروی برشی مچ پا در شرایط دویدن پابرهنه ۴۲/۸۶٪ و در شرایط مینیمال ۳۸/۹۸٪ بیشتر از پوشش رایج بود (جدول ۳).

بر اساس نتایج حاصل از این مطالعه افت ناوی و پوشش پا تأثیر متقابلی بر نیروی فشاری زانو دارند (جدول ۲). گروه افت معمولی در شرایط پابرهنه ۱۱/۰۷ درصد (p=۰/۰۲۹) و کفش رایج ۱۵/۶۳ درصد (p=۰/۰۰۲) نیروی فشاری کمتری نسبت به کفش مینیمال داشتند و گروه دارای افت کم در حالت پابرهنه به ترتیب ۱۶/۲۸ و ۱۲/۲۷ درصد نیروی فشاری کمتری نسبت به کفش مینیمال (p=۰/۰۰۲) و کفش رایج (p=۰/۰۰۹) نشان دادند. اما برای نیروی برشی تأثیر متقابل معنادار نبود (p=۰/۶۳، ES = ۰/۰۳). همچنین، افت ناوی نیز تاثیری بر نیروهای تماسی زانو ندارد (p=۰/۷۸ فشاری، ES = ۰/۰۱؛ p=۰/۷برشی، ES = ۰/۰۱). تأثیر پوشش پا بر نیروی فشاری زانو معنادار (p<۰/۰۰۱، ES = ۰/۳۴) اما برای نیروی برشی غیرمعنادار (p<۰/۰۷، ES = ۰/۱۱) یافت شد. نیروی فشاری زانو در کفش مینیمال ۱۱/۶۵ درصد بیشتر از پای برهنه (p<۰/۰۰۱) و ۸/۱۸ درصد بیشتر از پوشش رایج (p<۰/۰۰۱) مشاهده شد. از طرفی تفاوتی در نیروی فشاری زانو حین دویدن پابرهنه و کفش رایج وجود ندارد (p<۰/۳۶).

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-10-30]

[DOI: 10.22034/IJRN.9.4.5]

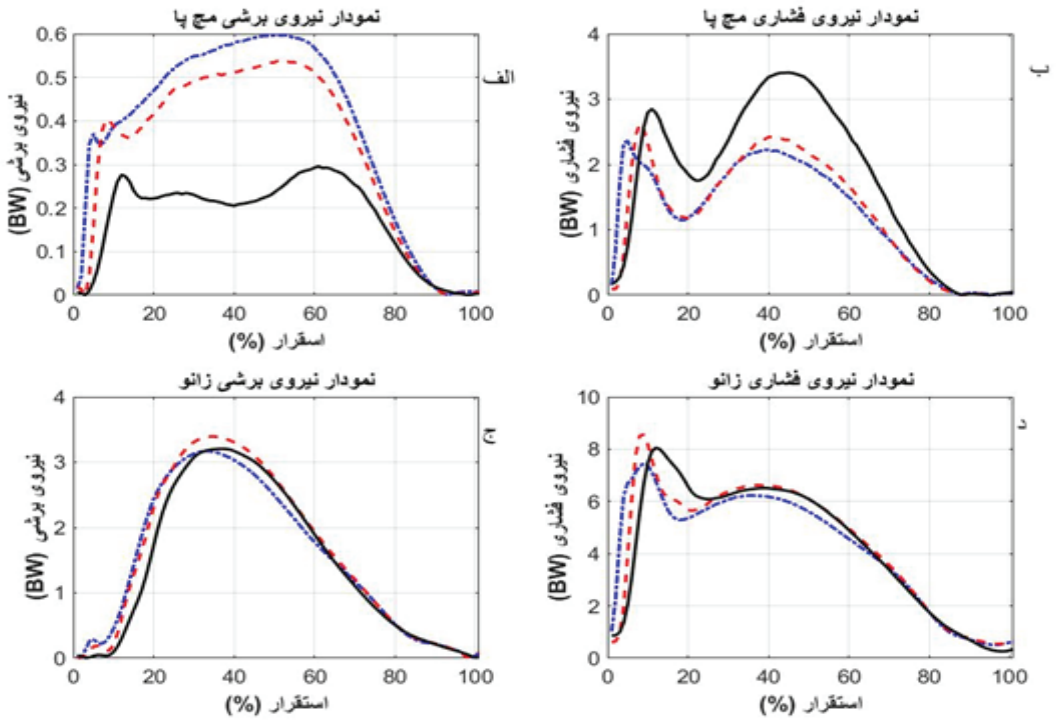
جدول ۲: میانگین اوج نیروی تماسی مفصل (BW) ± انحراف استاندارد

نیروی تماسی	مفصل	گروهها									اثر افت ناوی Sig. Effect) (size	اثر پوشش پا Sig. Effect) (size	اثر متقابل افت ناوی و پوشش پا Sig. Effect) (size
		افت ناوی کم			افت ناوی معمولی			افت ناوی زیاد					
		BF	MF	CF	BF	MF	CF	BF	MF	CF			
فشاری	زانو	± ۸/۲۳ ۱/۳۳	± ۹/۵۶ ۱/۶۵	± ۹/۲۴ ۱/۳۸	± ۸/۷۶ ۱/۱۱	±۹/۸۵ ۲/۰۱	± ۸/۳۱ ۱/۲۲	± ۸/۲۸ ۱/۳۳	± ۹/۱۷ ۱/۷۶	± ۸/۶۹ ۱/۱۲	۰/۷۸ (۰/۰۱)	٭<۰/۰۰۱ (۰/۳۴)	٭۰/۰۴۹ (۰/۱)
	مچ پا	± ۲/۸ ۰/۸۳	± ۳/۰۲ ۱/۰۴	± ۳/۵ ۱/۱۵	± ۲/۷ ۰/۹۵	± ۳/۱۷ ۱/۰۵	± ۳/۶ ۰/۹۷	± ۲/۹۸ ۰/۹۲	± ۳/۱۱ ۰/۷۵	± ۳/۹ ۰/۹۴	۰/۸ (۰/۰۱)	٭<۰/۰۰۱ (۰/۵۵)	۰/۷۷ (۰/۰۲۱)
برشی	زانو	± ۳/۳ ۱/۰۸	± ۳/۶ ۱/۱۹	± ۳/۴ ۰/۹۸	± ۳/۴ ۰/۷۴	± ۳/۴۳ ۰/۶	± ۳/۳ ۰/۶۴	± ۲/۹۷ ۰/۶۷	± ۳/۳ ۰/۷۹	± ۳/۲ ۰/۶۹	۰/۷ (۰/۰۱)	۰/۰۷ (۰/۱۱)	۰/۶۳ (۰/۰۳)
	مچ پا	± ۰/۶۴ ۰/۱۳	± ۰/۵۶ ۰/۱۴	± ۰/۳۳ ۰/۰۹	± ۰/۵۸ ۰/۱۵	± ۰/۵۹ ۰/۱۳	± ۰/۳۵ ۰/۱	± ۰/۶۶ ۰/۱۱	± ۰/۶۲ ۰/۰۸	± ۰/۳۹ ۰/۱	۰/۴۳ (۰/۰۳۹)	٭<۰/۰۰۱ (۰/۸۹)	۰/۴۲ (۰/۰۴۶)

BF، پابرهنه؛ MF، پوشش مینیمال؛ CF، کفش رایج؛ Sig.، معناداری. علامت (٭) نشان از (P≤۰/۰۵) بوده و سطح معناداری را تعیین می کند.

جدول ۳: مقایسه‌ی زوجی اثر پوشش پا بر نیروهای تماسی (BW) مفصل‌های اندام تحتانی

پوشش پا		پابرهنه	رایج	مینیمال	P پابرهنه		P مینیمال
					کفش رایج	مینیمال	کفش رایج
نیروی فشاری	مچ پا	± ۲/۸۵ ۰/۸۸	± ۳/۶۷ ۱/۰۳	± ۳/۱ ۰/۹۶	<۰/۰۰۱	۰/۲	<۰/۰۰۱
	زانو	± ۸/۴۲ ۱/۲۵	± ۸/۷۹ ۱/۳	± ۹/۵۶ ۱/۷۸	۰/۳۶	<۰/۰۰۱	۰/۰۱
نیروی برشی	مچ پا	± ۰/۳۵ ۰/۱۴	± ۰/۶۳ ۰/۱	± ۰/۵۹ ۰/۱۲	<۰/۰۰۱	۰/۱۸	<۰/۰۰۱
	زانو	± ۳/۲۷ ۰/۸۸	± ۳/۳۳ ۰/۷۹	± ۳/۵۱ ۰/۹۱	۱/۰۰	۰/۸	۰/۳۴



نمودار ۱: نمودارهای نیروهای تماسی مفصلی حین دویدن با پوشش‌های مختلف. نمودار آبی نشان‌دهنده‌ی پای برهنه، قرمز کفش مینیمال و سیاه کفش رایج می‌باشد.

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-10-30]

[DOI: 10.22034/IJRN.9.4.5]

بحث

هدف از این مطالعه بررسی اثر متقابل افت ناوی و پوشش پا بر نیروهای تماسی مفاصل مچپا و زانو حین دویدن می-باشد. در این مطالعه سه گروه با افت ناوی کم، متوسط و زیاد حضور داشتند که با سه نوع پوشش پای برهنه، کفش مینیمال پنج انگشتی و کفش رایج عمل دویدن را انجام دادند. براساس نتایج پژوهش حاضر افت ناوی و پوشش پا تأثیر متقابلی بر نیروی فشاری و برشی مچ پا ندارند. همچنین اثر متقابلی بر نیروی برشی زانو مشاهده نشد. تأثیر متقابل افت ناوی و پوشش پا روی نیروی فشاری زانو یافت شد. همچنین تأثیر افت ناوی بر نیروی تماسی مفصل‌های مچ پا و زانو معنادار نبود. پوشش پا بر نیروی برشی زانو تأثیر معنادار نداشت. با این وجود، بر اساس نتایج حاصل از تجزیه و تحلیل آماری اختلاف نیروهای فشاری و برشی مچ پا و فشاری زانو بین پوشش‌های متفاوت پا معنادار بود. مقایسه‌ی زوجی نشان داد نیروی فشاری مچ پا در شرایط دویدن با پوشش رایج بیشتر از دو حالت دیگر می‌باشد. در مقابل نیروی برشی مچ پا در شرایط دویدن پابرهنه و مینیمال بیشتر از پوشش رایج می‌باشد. نیروی فشاری زانو در شرایط دویدن پابرهنه و کفش رایج کمتر از کفش مینیمال بود و از طرفی تفاوتی در نیروی فشاری زانو حین دویدن پابرهنه و کفش رایج وجود ندارد.

تأثیر متقابل افت ناوی و سفتی مفصلی روی نیروهای فشاری و برشی مچ پا و برشی زانو معنادار نبود. اما برای نیروی فشاری زانو معنادار یافت شد. گروه دارای افت معمولی با کفش رایج و پابرهنه نسبت به کفش مینیمال نیروی فشاری کمتری را متحمل شدند و گروه دارای افت ناوی کم در شرایط پابرهنه نیروی فشاری کمتری را نسبت به دو شرایط دیگر در زانو نشان دادند. در یک تحقیق که اثر تعاملی کفش و نوع قوس پا را روی مکانیک دویدن بررسی کرد نتیجه‌ی قابل توجهی در میزان نرخ بارگیری آنی مشاهده شد به طوری که دونده‌های دارای قوس کم در شرایط کفش کنترل حرکتی و دونده‌های دارای قوس زیاد با کفش بالشتکی نرخ بارگیری آنی کمتری را نشان دادند (۲۵). کفش کنترل حرکتی نرخ افت ناوی کمتری نسبت به پای برهنه و کفش مینیمال دارد (۴۴). باوجود اینکه اثر کلی متقابل روی نیروهای تماسی مچ پا معنادار نبود اما بررسی مقایسه‌های زوجی نشان داد که در هر سه گروه با افت‌های مختلف ناوی، دویدن پابرهنه مقدار نیروی فشاری کمتری نسبت به کفش رایج داشت. در مقابل نیروی برشی مچ پای گروه افت معمولی و افت زیاد در شرایط کفش رایج کمتر از دو پوشش دیگر بود. در گروه افت کم، دویدن با پایبرهنه نیروی برشی بیشتری را در مچ پا نسبت به دو پوشش دیگر داشت. این نتایج نشان می‌دهند که احتمالا افت ناوی در تعامل با پوشش پا بر نیروهای اعمالشده بر بدن و مفاصل اندام تحتانی مخصوصاً زانو تاثیرگذار است. بنابراین در توصیهی کفش برای افرادی که آسیب‌های مفصلی زانو در آن‌ها وجود دارد توجه به مقدار افت ناویشان می‌تواند از آسیب بیشتر جلوگیری کند. افت ناوی تأثیر معناداری بر نیروهای تماسی مفصل‌های مچ پا و زانو نداشت. مطالعه‌ای گزارش کرد اوج نیروی عمودی عکس العمل زمین و نرخ بارگذاری حین فرود تک پا بین افراد دارای پرونیشن و گروه سالم تفاوتی ندارد. در این مطالعه از افت ناوی برای گروه بندی شرکت‌کنندگان استفاده گردیده بود. اما این نیروها رابطه‌ی معکوسی با گردش زانو داشتند (۴۵) که نشان می‌دهد زانو نقش مهمی در تعدیل نیروها دارد. براساس نتایج یک پژوهش افت ناوی بر اوج نیروی عکس‌العمل زمین تاثیرگذار نیست (۴۶) با این حال نتایج ضد و نقیضی در این زمینه وجود دارد. نتایج پژوهش حاضر نشان داد که افت ناوی بر نیروهای تماسی مچ پا و زانو تاثیر معناداری نداشت.

مقالات متعددی ارتباط بین افت ناوی و آسیب‌های ورزشی را بررسی کرده‌اند. در تحقیقی افراد دارای آسیب ACL افت ناوی بیشتری نسبت به افراد بدون آسیب نشان دادند (۱۴). بنت و همکاران مقادیر افت ناوی را در برخی از افراد سالم و آسیب دیده ورزشی مورد مطالعه قرار داد و میزان افت ناوی بیشتری را در دوندگان آسیب دیده نسبت به دوندگان سالم پیدا کردند (۴۷). مطالعات زیادی برای بررسی هر گونه رابطه بین مقادیر افت ناوی و میزان آسیب‌های ورزشی در ورزشکاران انجام شده‌است که هر کدام با تکنیک‌های مختلفی از جمله چاپ پا، رادیوگرافی و استفاده از شاخص‌های آنتروپومتریکی برای توصیف پا انجام شده‌است (۴۷-۴۹). مایکلسون و همکاران گزارش کردند که بر خلاف تصور رایج، کف پای صاف یک عامل خطر برای آسیب‌های اندام تحتانی در دوندگان نیست (۴۸). با این حال، برنز و همکاران، افراد را با پاهای معمولی و قوس بالا مقایسه کردند و به این نتیجه رسیدند که افراد دارای

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-10-30]

[DOI: 10.22034/IJRN.9.4.5]

قوس بالا، درد بیشتری در پا داشتند که با انتگرال فشار- زمان بالا در زیر عقب پا و جلوی پا مشخص می‌شود (۵۰). از طرفی نتایج یک مطالعه نشان داد که داشتن قوس طولی داخلی کمتر یا بالاتر از حد معمولی یک عامل خطر قطعی برای آسیب‌های مرتبط با ورزش نیست (۵۱). این ممکن است به دلیل پیچیدگی ساختار پا و توانایی آن در سازگاری با موقعیت‌های جدید باشد که به طور معمول در ورزش رخ می‌دهد.

پوشش پا تأثیر معناداری بر نیروهای تماسی مچ پا داشت. نیروی فشاری مچ پا در شرایط دویدن با پوشش رایج بیشتر از دو حالت دیگر یافت شد. کاهش نیروی فشاری در حالت پابرهنه احتمالاً به علت طول قدم کوتاه‌تر حین دویدن با پای برهنه می‌باشد (۵۲،۵۳). همیل و دریک به طور جداگانه نشان داده‌اند که طول قدم بر سطح ضربه وارد شده به اندام تحتانی تأثیر می‌گذارد و کاهش طول قدم (یا افزایش نرخ قدم) با کاهش اوج‌های نیروی ضربه مرتبط است (۵۴، ۵۵). ورودی‌های کلیدی به روش تخمین نیروی عضلانی مورد استفاده در این مطالعه، زوایای مفصل اندام تحتانی و همچنین گشتاورهای مفصلی بود. گزارش شده‌است که پوشش پا بر کینماتیک و کینتیک دویدن تأثیر می‌گذارد. در دویدن با پای برهنه، دوندگان دورسی فلکشن کمتری را حین تماس اولیه پا نشان دادند (۵۲). اوج دورسی فلکشن مچ پا در مرحله‌ی استقرار نیز در شرایط پابرهنه و در کفش‌های مینیمال در مقایسه با کفش‌های صاف و معمولی مسابقه کمتر بود (۵۲). میلر و همیل افزایش سرعت بارگذاری نیروی واکنش زمین را هنگام دویدن با کفش‌های رایج گزارش کردند (۵۶). این نرخ بارگذاری سریع‌تر باعث افزایش سرعت دورسی فلکشن مچ پا در بخش اولیه استقرار، افزایش سریع طول پلانتارفلکسورها و در نتیجه بار برونگرای بیشتر می‌شود. نیروی تماسی برشی مچ پا در شرایط دویدن پابرهنه و مینیمال بیشتر از پوشش رایج می‌باشد. نیروی برشی کمتر در کفش رایج می‌تواند نتیجه کاهش نیروی ترمزی قدامی خلفی باشد که در این شرایط مشاهده می‌شود. با توجه به اینکه کفش رایج بالشتک بیشتری را در جهت قدامی خلفی ارائه می‌دهد، منطقی است که نیروی برشی کاهش یابد. این کاهش می‌تواند به دوندگان دارای ناپایداری مچ پا برای کاهش آسیب حین دویدن با کفش رایج کمک کند. با این حال نیروی فشاری مچ پا در کفش رایج بیشتر بود که می‌تواند به مچ پا بارهای بیش از حدی اعمال نماید.

تأثیر پوشش پا بر نیروی فشاری زانو معنادار بود. اما تأثیر پوشش پا بر نیروی برشی زانو معنادار یافت نشد. نیروی فشاری در شرایط دویدن پابرهنه و کفش رایج کمتر از کفش مینیمال می‌باشد. این نتایج برای ما تعجب آور بود. نیروی فشاری بیشتر در کفش مینیمال ممکن است نتیجه‌ی کاهش زمان تماس با زمین هنگام دویدن با کفش مینیمال باشد (۵۷). با این وجود تفاوتی در نیروی فشاری زانو در دو شرایط پا برهنه و کفش رایج وجود نداشت. در تحقیقی بیان شد که مکانیک دویدن با پای برهنه با کفش مینیمال تفاوت دارد. نتایج تحقیق بوناچی و همکارانش نشان داد دوندگان با کفش مینیمال گشتاور اکستنسوری بیشتری را نسبت به دویدن پابرهنه دارند (۵۲). همچنین دویدن روی سطح نرم‌تر می‌تواند نیروی عکس‌العمل زمین و متعاقباً گشتاور اکستنسوری زانو را بکاهد (۵۸). منبع اصلی ایجاد نیروی فشاری در مفاصل نیروی عضلانی می‌باشد؛ به نظر می‌رسد کفش مینیمال با افزایش بکارگیری عضلات حول مفصل باعث افزایش نیروی فشاری زانو حین دویدن شده است.

مقدار نیروی فشاری وارد بر مفصل زانو در پوشش‌های مختلف بین ۸ تا ۱۰ و در مفصل مچ پا بین ۲ تا ۴ برابر وزن بدن بود. اثر تجمعی نیروهای با این بزرگی بدون زمان کافی بین آن‌ها برای اجازه دادن به بازسازی مثبت ممکن است در نهایت منجر به آسیب استفاده‌ی بیش از حد شود (۵۹). محققین اظهار داشتند آسیب‌های ناشی از استفاده‌ی بیش از حد با بارهای تکراری خارج از محدوده‌ی کششی یا فشاری بافت های درگیر مرتبط می‌باشد (۵۹, ۶۰). براساس نتایج، حین دویدن با پای‌برهنه و کفش مینیمال بار فشاری کمتری نسبت به کفش رایج به مفصل مچ پا وارد می‌شود. در مقابل، مفصل زانو حین دویدن با کفش مینیمال نسبت به دو پوشش دیگر بار بیشتری را تحمل می‌کرد.

نیروهای برشی ممکن است لزوماً باعث آسیب حاد غضروف یا آسیب‌های جدید در مفاصل سالم نشوند، زیرا غضروف مفصلی به خوبی با چنین الگوهای نیروی برشی در محدوده فیزیولوژیکی سازگار است (۶۱, ۶۲). با این حال، برای یک مفصلی که قبلا آسیب دیده با ناپایداری یا آسیب غضروفی از قبل موجود، چنین تفاوت‌های نسبتاً کوچکی در نیروهای برشی در محدوده شناسایی‌شده، ممکن است اهمیت پیدا

[Downloaded from ijm.ir on 2026-10-30]

[DOI: 10.22034/IJRN.9.4.5]

کند، به ویژه در هنگام قرارگرفتن در معرض الگوهای نیروی بسیار تکراری مرتبط با دویدن بیش از حد (۶۳). بنابراین، با در نظرگرفتن تجمع آسیب‌های ریز در طی چندین جلسه تمرین و در نظرگرفتن یک دوره زمانی طولانی‌تر، ممکن است ارزش داشته‌باشد که حتی تفاوت‌های جزئی در الگوی نیروی بیومکانیکی در نظر گرفته‌شود. استرس بارگذاری ناکافی مکرر ممکن است نه تنها باعث آسیب غضروف، بلکه سایر سندرم‌های استفاده‌ی بیش از حد از جمله سندرم استرس میانی درشت‌نی شود. باید به خاطر داشت که نتایج حاصل از این پژوهش در شرایطی است که شرکت‌کنندگان تجربه دویدن مینیمال یا پابرهنه را نداشتند و این نتایج می‌تواند در دوندگانی که تجربه دویدن پابرهنه و مینیمال را دارند متفاوت باشد.

نوع پوشش پا همواره مورد توجه ورزشکاران و محققین برای پیشگیری از آسیب بوده است. در این پژوهش سه نوع پوشش‌پا در تعامل با انعطاف پا مدنظر قرار گرفت. این ارزیابی با توجه به نقش مهم انعطاف پا در جذب و انتقال نیرو به زنجیره‌ی کینتیکی اندام تحتانی، اطلاعات مفیدی را در اختیار جامعه‌ی علمی قرار می‌دهد که می‌توانند از این اطلاعات برای جلوگیری از آسیب یا بهبود عملکرد ورزشکاران استفاده نمایند. با این حال در این پژوهش اثر آنی پوشش پا بررسی شده و اثرات بلند مدت ممکن است متفاوت باشد. پیشنهاد می‌شود در مطالعات پیش رو تاثیر بلند مدت استفاده از کفش ها مورد مطالعه قرار گیرد. همچنین تمامی آزمودنی ها مرد بودند، و با توجه به اینکه مکانیک دویدن زنان متفاوت از مردان گزارش شده‌است (۶۴)، تحقیق در این زمینه نیز می‌تواند کمک کننده باشد.

نتیجه گیری

به طور کلی نتایج پژوهش حاضر نشان داد که پوشش پا و افت ناوی اثر متقابلی بر نیروهای تماسی مچ پا و نیروی برشی زانو ندارند. تنها اثر متقابل روی نیروی فشاری زانو مشاهده گردید. با این حال، هنگام توصیه‌های کفش برای افراد دارای آسیب مفصل زانو در نظر گرفتن افت ناوی آن‌ها می‌تواند از بارگذاری بیش از حد در زانوی این افراد و در نتیجه از آسیب بیشتر جلوگیری کند. از طرفی افت ناوی تاثیری بر نیروهای تماسی مچ پا و زانو ندارد. نتایج این پژوهش نشان داد که پوشش پا عامل مهم و تاثیرگذار بر نیروهای تماسی مفصل‌های مچ پا و زانو می‌باشند. با توجه به نتایج حاصل از تحقیق حاضر، مفصل مچ پا حین دویدن با کفش رایج پایدارتر می‌باشد اما از ان طرف بار بیشتری را به این مفصل وارد می‌نماید. با وارده بر مفصل زانو حین دویدن با کفش مینیمال بیش از دو حالت دیگر بود که می‌تواند خطر آسیب‌های ناشی از استفاده‌ی بیش از حد را افزایش دهد.

سپاسگزاری

از تمامی شرکت‌کنندگان و سایر دوستانی که به‌نحوی یاری‌رسان ما در اجرای این پژوهش بودندکمال تشکر و قدردانی را داریم.

تعارض منافع

نویسندگان هیچگونه تعارض منافعی در انتشار این مطالعه ندارند.

References

1. Williams Iii DS, McClay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. Clinical biomechanics. 2001;16(4):341-7. https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00005-5
2. Kaufman KR, Brodine SK, Shaffer RA, Johnson CW, Cullison TR. The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. The American journal of sports medicine. 1999;27(5):585-93. https://doi.org/10.1177/03635465990270050701
3. Brody D. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. The orthopedic clinics of north America. 1982;13(3):541. https://doi.org/10.1016/S0030-5898(20)30252-2
4. Langley B, Cramp M, Morrison SC. Clinical measures of static foot posture do not agree. Journal of Foot and Ankle Research. 2016;9(1):1-6. https://doi.org/10.1186/s13047-016-0180-3
5. Tong JW, Kong PW. Association between foot type and lower extremity injuries: systematic literature review with meta-analysis. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2013;43(10):700-14. https://doi.org/10.2519/jospt.2013.4225
6. Hespanhol Junior LC, De Carvalho ACA, Costa LOP, Lopes AD. Lower limb alignment characteristics are not associated with running injuries in runners:

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-10-30]

[DOI: 10.22034/IJRN.9.4.5]

Prospective cohort study. European Journal of Sport Science. 2016;16(8):1137-44. https://doi.org/10.1080/17461391.2016.1195878
7. Subotnick SI. The biomechanics of running implications for the prevention of foot injuries. Sports Medicine. 1985;2(2):144-53. https://doi.org/10.2165/00007256-198502020-00006
8. Simkin A, Leichter I, Giladi M, Stein M, Milgrom C. Combined effect of foot arch structure and an orthotic device on stress fractures. Foot & ankle. 1989;10(1):25-9. https://doi.org/10.1177/107110078901000105
9. Barnes A, Wheat J, Milner C. Association between foot type and tibial stress injuries: a systematic review. British journal of sports medicine. 2008;42(2):93-8. https://doi.org/10.1136/bjsm.2007.036533
10. Burns J, Crosbie J, Hunt A, Ouvrier R. The effect of pes cavus on foot pain and plantar pressure. Clinical Biomechanics. 2005;20(9):877-82. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.03.006
11. Molloy JM, Christie DS, Teyhen DS, Yeykal NS, Tragord BS, Neal MS, et al. Effect of running shoe type on the distribution and magnitude of plantar pressures in individuals with low-or high-arched feet. Journal of the American Podiatric Medical Association. 2009;99(4):330-8. https://doi.org/10.7547/0980330
12. Reinking MF. Exercise-related leg pain in female collegiate athletes: the influence of intrinsic and extrinsic factors. The American journal of sports medicine. 2006;34(9):1500-7. https://doi.org/10.1177/0363546506287298
13. DeLacerda FG. A study of anatomical factors involved in shinsplints. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 1980;2(2):55-9. https://doi.org/10.2519/jospt.1980.2.2.55
14. Beckett ME, Massie DL, Bowers KD, Stoll DA. Incidence of hyperpronation in the ACL injured knee: a clinical perspective. Journal of athletic training. 1992;27(1):58.
15. Loudon JK, Jenkins W, Loudon KL. The relationship between static posture and ACL injury in female athletes. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 1996;24(2):91-7. https://doi.org/10.2519/jospt.1996.24.2.91
16. Moen M, Bongers T, Bakker E, Zimmermann W, Weir A, Tol J, et al. Risk factors and prognostic indicators for medial tibial stress syndrome. Scandinavian journal of medicine & science in sports. 2012;22(1):34-9. https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2010.01144.x
17. Powell DW, Hanson NJ, Long B, Williams III DB. Frontal plane landing mechanics in high-arched compared with low-arched female athletes. Clinical Journal of Sport Medicine. 2012;22(5):430-5. https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e318257d5a1
18. Powell DW, Long B, Milner CE, Zhang S. Effects of vertical loading on arch characteristics and intersegmental foot motions. Journal of applied biomechanics. 2012;28(2):165-73. https://doi.org/10.1123/jab.28.2.165
19. Munro CF, Miller DI, Fuglevand AJ. Ground reaction forces in running: a reexamination. Journal of biomechanics. 1987;20(2):147-55. https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90306-X
20. Bredeweg SW, Kluitenberg B, Bessem B, Buist I. Differences in kinetic variables between injured and noninjured novice runners: a prospective cohort study. Journal of Science and Medicine in Sport. 2013;16(3):205-10. https://doi.org/10.1016/j.jsams.2012.08.002
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. Williams DS, McClay IS, Hamill J, Buchanan TS. Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. Journal of applied biomechanics. 2001;17(2):153-63. https://doi.org/10.1123/jab.17.2.153
23. SCOTT SH, WINTER DA. Internal forces at chronic running injury sites. Medicine & Science in Sports & Exercise. 1990;22(3):357-69. https://doi.org/10.1249/00005768-199006000-00013
24. Burr DB, Radin EL. Microfractures and microcracks in subchondral bone: are they relevant to osteoarthrosis? Rheumatic Disease Clinics. 2003;29(4):675-85. https://doi.org/10.1016/S0889-857X(03)00061-9
25. Butler RJ, Davis IS, Hamill J. Interaction of arch type and footwear on running mechanics. The American journal of sports medicine. 2006;34(12):1998-2005. https://doi.org/10.1177/0363546506290401
26. Firminger CR, Edwards WB. The influence of minimalist footwear and stride length reduction on lower-extremity running mechanics and cumulative loading. Journal of science

[Downloaded from ijm.ir on 2026-10-30]

[DOI: 10.22034/IJRN.9.4.5]

and medicine in sport. 2016;19(12):975-9. https://doi.org/10.1016/j.jsams.2016.03.003
27. Meardon SA, Willson JD, Kernozek TW, Duerst AH, Derrick TR. Shoe cushioning affects lower extremity joint contact forces during running. Footwear Science. 2018;10(2):109-17. https://doi.org/10.1080/19424280.2018.1501771
28. 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.
29. Jenkins DW, Cauthon DJ. Barefoot running claims and controversies: a review of the literature. Journal of the American Podiatric Medical Association. 2011;101(3):231-46. https://doi.org/10.7547/1010231
30. Altman AR, Davis IS. Barefoot running: biomechanics and implications for running injuries. Current sports medicine reports. 2012;11(5):244-50. https://doi.org/10.1249/JSR.0b013e31826c9bb9
31. Murphy K, Curry EJ, Matzkin EG. Barefoot running: does it prevent injuries? Sports Medicine. 2013;43(11):1131-8. https://doi.org/10.1007/s40279-013-0093-2
32. Rooney BD, Derrick TR. Joint contact loading in forefootandrearfootstrikepatternsduringrunning. Journal of biomechanics. 2013;46(13):2201-6. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.06.022
33. 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.
34. Robbins S, Gouw GJ, McClaran J. Shoe sole thickness and hardness influence balance in older men. Journal of the American Geriatrics Society. 1992;40(11):1089-94. https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1992.tb01795.x
35. Knapik JJ, Feltwell D, Canham-Chervak M, Arnold S, Hauret K. Evaluation of injury rates during implementation of the fort drum running shoe injury prevention program. ARMY CENTER FOR HEALTH PROMOTION AND PREVENTIVE MEDICINE APG MD …; 1999. https://doi.org/10.21236/ADA399649
36. Brody DM. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. The orthopedic clinics of north America. 1982;13(3):541-58. https://doi.org/10.1016/S0030-5898(20)30252-2
37. Eslami M, Hoseininejad E, Fayyaz A, Sadeghi H. Do minimal shoes imitate barefoot running? Lower limbs mechanical energy using component analysis. Journal of Applied Exercise Physiology. 2017 Aug 23;13(25):87-96.
38. Boyer ER, Derrick TR. Lower extremity joint loads in habitual rearfoot and mid/forefoot strike runners with normal and shortened stride lengths. Journal of sports sciences. 2018;36(5):499-505. https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1321775
39. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement: John Wiley & Sons; 2009. https://doi.org/10.1002/9780470549148
40. Delp SL, Loan JP, Hoy MG, Zajac FE, Topp EL, Rosen JM. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. IEEE Transactions on Biomedical engineering. 1990;37(8):757-67. https://doi.org/10.1109/10.102791
41. Brand RA, Crowninshield RD, Wittstock C, Pedersen D, Clark CR, Van Krieken F. A model of lower extremity muscular anatomy. 1982. https://doi.org/10.1115/1.3138363
42. Kepple T, Arnold A, Stanhope S, Siegel KL. Assessment of a method to estimate muscle attachments from surface landmarks: a 3D computer graphics approach. Journal of biomechanics. 1994;27(3):365-71. https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)90012-4
43. Hawkins D. Software for determining lower extremity muscle-tendon kinematics and moment arm lengths during flexion/extension movements. computers in biology and medicine. 1992;22(1-2):59-71. https://doi.org/10.1016/0010-4825(92)90052-O
44. Hoffman SE, Peltz CD, Haladik JA, Divine G, Nurse MA, Bey MJ. Dynamic in-vivo assessment of navicular drop while running in barefoot, minimalist, and motion control footwear conditions. Gait & posture. 2015;41(3):825-9. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.02.017
45. Hargrave MD, Carcia CR, Gansneder BM, Shultz SJ. Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing. Journal of athletic training. 2003;38(1):18.
46. Nachbauer W, Nigg BM. Effects of arch height of the foot on ground reaction forces in running. Medicine and science in sports and exercise. 1992;24(11):1264-9.

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-10-30]

[DOI: 10.22034/IJRN.9.4.5]

https://doi.org/10.1249/00005768-199211000-00011
47. Morag E, Cavanagh PR. Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. Journal of biomechanics. 1999;32(4):359-70. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00188-2
48. Michelson JD, Durant D, McFarland E. The injury risk associated with pes planus in athletes. Foot & ankle international. 2002;23(7):629-33. https://doi.org/10.1177/107110070202300708
49. Williams III DS, Davis IM, Scholz JP, Hamill J, Buchanan TS. High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners. Gait & posture. 2004;19(3):263-9. https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00087-0
50. Burns J, Keenan A-M, Redmond A. Foot type and overuse injury in triathletes. Journal of the American podiatric medical association. 2005;95(3):235-41. https://doi.org/10.7547/0950235
51. Nakhaee Z, Rahimi A, Abaee M, Rezasoltani A, Kalantari KK. The relationship between the height of the medial longitudinal arch (MLA) and the ankle and knee injuries in professional runners. The Foot. 2008;18(2):84-90. https://doi.org/10.1016/j.foot.2008.01.004
52. Bonacci J, Saunders PU, Hicks A, Rantalainen T, Vicenzino BGT, Spratford W. Running in a minimalist and lightweight shoe is not the same as running barefoot: a biomechanical study. British journal of sports medicine. 2013;47(6):387-92. https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091837
53. Divert C, Mornieux G, Baur H, Mayer F, Belli A. Mechanical comparison of barefoot and shod running. International journal of sports medicine. 2005;26(07):593-8. https://doi.org/10.1055/s-2004-821327
54. Hamill J, Derrick TR, Holt KG. Shock attenuation and stride frequency during running. Human movement science. 1995;14(1):45-60. https://doi.org/10.1016/0167-9457(95)00004-C
55. Willson JD, Loss JR, Willy RW, Meardon SA. Sex differences in running mechanics and patellofemoral joint kinetics following an exhaustive run. Journal of biomechanics. 2015;48(15):4155-9. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.10.021
56. Miller RH, Hamill J. Computer simulation of the effects of shoe cushioning on internal and external loading during running impacts. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. 2009;12(4):481-90. https://doi.org/10.1080/10255840802695437
57. Lussiana T, Hébert-Losier K, Mourot L. Effect of minimal shoes and slope on vertical and leg stiffness during running. Journal of Sport and Health Science. 2015;4(2):195-202. https://doi.org/10.1016/j.jshs.2013.09.004
58. Ferris DP, Liang K, Farley CT. Runners adjust leg stiffness for their first step on a new running surface. Journal of biomechanics. 1999;32(8):787-94. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00078-0
59. Hreljac A. Impact and overuse injuries in runners. Medicine and science in sports and exercise. 2004;36(5):845-9. https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000126803.66636.DD
60. Hreljac A, Marshall RN, Hume PA. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. Medicine and science in sports and exercise. 2000;32(9):1635-41. https://doi.org/10.1097/00005768-200009000-00018
61. Buckwalter JA. Sports, joint injury, and posttraumatic osteoarthritis. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2003; 33 (10):578-88. https://doi.org/10.2519/jospt.2003.33.10.578
62. Buckwalter JA, Anderson DD, Brown TD, Tochigi Y, Martin JA. The roles of mechanical stresses in the pathogenesis of osteoarthritis: implications for treatment of joint injuries. Cartilage. 2013;4(4):286-94. https://doi.org/10.1177/1947603513495889
63. Hall M, Wrigley TV, Metcalf BR, Hinman RS, Dempsey AR, Mills PM, et al. A longitudinal study of impact and early stance loads during gait following arthroscopic partial meniscectomy. Journal of Biomechanics. 2014;47(12):2852-7. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.07.029
64. Ferber R, Davis IM, Williams Iii DS. Gender differences in lower extremity mechanics during running. Clinical biomechanics. 2003; 18 (4): 350-7. https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00025-1

[Downloaded from ijm.ir on 2026-10-30]

[DOI: 10.22034/IJRN.9.4.5]