







Research Paper

Comparison of Ground Reaction Force Components during Running with Running Shoes and Control Shoes in Individuals with Genu Varum

Amir Ali Jafarnezhadgero^{1,*} , Ali Yadegar² , Aidin Valizadehorang³ , Amin Hosseinpour⁴ 

¹ Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili. Ardabil, Iran

² MSc in Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

³ Assistant Professor, Sport physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

⁴ MSc in Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

* **Corresponding author:** Amir Ali Jafarnezhadgero, Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili. Ardabil, Iran. E-mail: amiralijafarnezhad@gmail.com

How to Cite this Article:

Jafarnezhadgero AA, Yadegar A, Valizadehorang A, Hosseinpour A. Comparison of Ground Reaction Force Components during Running with Running Shoes and Control Shoes in Individuals with Genu Varum. *J North Khorasan Univ Med Sci.* 2020;7(2):20-28.

DOI: 10.29252/ijrn.7.2.20

Received: 22 Jan 2020

Accepted: 23 Sep 2020

Keywords:

Genu Varum
Ground Reaction Forces
Running Shoes

© 2020 Iranian Journal of
Rehabilitation Research in Nursing

Abstract

Introduction: Running poses an essential role in maintaining cardiovascular health. However, it has been demonstrated that 2.5 to 38 injuries per 1,000 hours of running can occur. The purpose of this study was to investigate ground reaction forces components during running with running shoes compared to control shoes in individuals with genu varum.

Methods: This study was laboratory and semi-experimental. The statistical society includes all male students at the University of Mohaghegh Ardabili. The subjects of the study consist of 15 healthy males and 14 males with genu varum. Ground reaction force components were recorded using Bertec force plate during running in four conditions: barefoot, running shoes (Alborz shoes and agility shoes), and control shoes. Two ways ANOVA with repeated measure was used for statistical analyses.

Results: Peak lateral ground reaction force at heel contact with Alborz shoes were higher than that of control shoes ($P = 0.001$). Peak anterior ground reaction force component at the push-off phase with agility shoes were lower than those in control shoes ($P < 0.003$) and barefoot ($P < 0.019$) condition.

Conclusions: Since Alborz shoes were able to reduce the peak lateral ground reaction force, using these shoes was recommended to reduce injuries. However, further study in this field is warranted.

Extended Abstract

OBJECTIVE

Genu varus is a varus misalignment defined by bowing at the knee joint, which means that the lower limb is angled toward the medial related to the thigh's axis. Literature identified knee misalignment related to genu varus as a critical mechanical risk factor for developing knee osteoarthritis and other lower limb injuries. Running poses an important role in maintaining cardiovascular health. However, it has been

demonstrated that 2.5 to 38 injuries per 1,000 hours of running can occur. The purpose of this study was to investigate ground reaction forces components during running with running shoes compared to control shoes in individuals with genu varum.

MATERIALS AND METHODS

This study was laboratory and semi-experimental. The statistical society includes all male students at the University of Mohaghegh Ardabili. The subjects of the study consist of 15 healthy males and 14 males with genu varum. The ethics committee approved the Medical Sciences University of Ardabil, Iran (IR.ARUMS.REC.1398.376). All participants provided their written, informed consent to participate in this study. All participants were right-footed. Participants were familiarized with the laboratory situation for the walking trails by walking three times across the walkway. Participants walked at the preferred speed during testing. Ground reaction force components were recorded using Bertec force plate (Bertec Corporation, Columbus, OH, USA) during running in four conditions: barefoot, running shoes (Alborz shoes and agility shoes), and control shoes with sampling rate 1000 Hz. Ground reaction force data were low-pass filtered using a 20 Hz. Specific gait characteristics (heel strike and toe-off) were extracted from the walking trials using the force plate. For this purpose, a 10 N threshold was used to detect the gait cycle's stance phase. A trial was considered successful if the right foot landed in the middle of the force plate. Three successful walking practices were assessed for each condition and used for further data analyses. Two ways ANOVA with repeated measure was used for statistical analyses. Post-hoc estimations were calculated using Bonferroni tests. The significance analysis was set at $P < 0.05$.

RESULTS

Peak lateral ground reaction force at heel contact with Alborz shoes was higher than that of control shoes ($P = 0.001$). Peak anterior ground reaction force component at the push-off phase with agility shoes was lower than those in control shoes ($P < 0.003$) and barefoot ($P < 0.019$) conditions. The main effect of shoes on loading rate amplitude was significant ($P = 0.001$). The group's main result, the main effect of shoes, and their interaction effects were not statistically significant for both peak positive and negative free moment amplitudes ($P > 0.05$).

CONCLUSION

This study was the first to examine the effects of Alborz and agility shoes on ground reaction force components during walking in males with genu varus compared with healthy controls. Varus alignment may be related to a

compensatory mechanism in the form of rearfoot eversion. The increased ankle pronation may alter the foot's gravitation force and create pressure over the longitudinal arch of the foot. Another possible consequence of varus alignment at foot strike is that the applied force to the surface is directed more toward medial, resulting in an increased peak lateral ground reaction force. Since Alborz shoes were able to reduce the peak lateral ground reaction force, using these shoes was recommended to reduce injuries. However, further study in this field is warranted.

Ethical Considerations

The ethics committee approved the research protocol of the Medical Sciences University of Ardabil, Iran (IR.ARUMS.REC.1398.376) by Helsinki's declaration. All participants provided their written, informed consent to participate in this study.

Funding or Supports

This research received funding support provided by the University of Mohaghegh Ardabili.

Author's Contributions

Mr. Amir Ali Jafarnezhadgero: He did writing and preparing the initial and final drafting, statistical analysis, submitting, and paper revision. Mr. Ali Yadegar: He did the study's initial idea, checking the initial draft of the article and laboratory work. Mr. Aydin Valizadehorang: He did the initial design of studying and paper revision. Mr. Amin Hoseipour: He did the study's initial idea, checking the initial draft of the article and laboratory work.

Conflict of Interest

The authors declare that they have no conflict of interest relating to the material presented in this article.

Applicable Remarks

A possible consequence of varus alignment at foot strike is that the applied force to the surface is directed more toward medial, resulting in an increased peak lateral ground reaction force. Since Alborz shoes were able to reduce the peak lateral ground reaction force, using these shoes was recommended to reduce injuries. However, further study in this field is warranted.

Acknowledgments

We appreciate all the relevant officials as well as all the subjects who participated in the study.



مقایسه مقادیر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل در حین دویدن با کفش‌های دو و کنترل در افراد مبتلا به زانوی پرانتری

امیرعلی جعفرنژادگرو*^۱، علی یادگار^۲، آیدین ولیزاده اورنج^۳، امین حسین پور^۴

^۱ استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
^۲ دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
^۳ استادیار فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
^۴ دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

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

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۹/۰۷/۰۲

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۸/۱۱/۰۲

چکیده

مقدمه: دویدن در حفظ سلامت قلبی-عروقی از اهمیت بالایی برخوردار است. با این وجود شواهد حاکی از بروز ۲/۵ تا ۳۸ آسیب در هر ۱۰۰۰ ساعت دویدن می‌باشد. هدف از این پژوهش بررسی مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین طی دویدن با کفش‌های دویدن در مقایسه با کفش کنترل در افراد مبتلا به زانوی پرانتری بود.

روش کار: پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی و آزمایشگاهی بود. جامعه آماری پژوهش حاضر کلیه دانشجویان پسر تربیت بدنی دانشگاه محقق اردبیلی بود. آزمودنی‌های پژوهش حاضر شامل ۱۵ مرد سالم و ۱۴ مرد با زانوی پرانتری بودند. نیروهای عکس‌العمل زمین با استفاده از دستگاه تخته نیروی برتک در طی دویدن در چهار شرایط پای برهنه، کفش‌های دویدن (کفش البرز و کفش چابکی) و کفش کنترل ثبت شد. از آزمون آنالیز واریانس دو سویه با اندازه‌های تکراری جهت تحلیل آماری استفاده شد.

یافته‌ها: مقادیر اوج مؤلفه خارجی نیرو طی فاز تماس پاشنه در کفش البرز نسبت به کفش کنترل بزرگ‌تر است ($P = 0/001$). اوج مؤلفه قدامی نیرو طی فاز هل دادن در کفش چابکی نسبت به کفش معمولی ($P < 0/003$) و شرایط پای برهنه ($P < 0/019$) کمتر بود.

نتیجه‌گیری: با توجه به کاهش اوج نیروی خارجی عکس‌العمل زمین هنگام استفاده از کفش البرز، استفاده از این کفش جهت کاهش احتمالی آسیب توصیه می‌شود. باوجود این، مطالعات بیشتر در این زمینه توصیه می‌شود.

تمامی حقوق نشر برای انجمن علمی پرستاری ایران محفوظ است.

مقدمه

ناشی از دویدن، زانو پرانتری بوده که امروزه افراد زیادی در سراسر دنیا به آن مبتلا هستند [۶].

زانو پرانتری نقصی ساختاری در قامت انسان بوده که در پسران شایع‌تر است [۹]. فرد زمانی دارای این عارضه است که فاصله بین دو اپی‌کندید داخلی زانو بیش از ۴/۵ سانتی‌متر و یا اینکه زاویه فمورتیبیا منفی باشد [۹]. اگر این عارضه در سنین کم درمان نشود، در بزرگسالی مشکلات عدیده‌ای برای فرد از قبیل استئوآرتریت، احساس درد و احساس خستگی زود هنگام ایجاد می‌کند [۱۰]. این ناهنجاری با

نرم دویدن با سلامت قلبی-عروقی مرتبط است [۱، ۲]. باوجود این، تحقیقات نشان داده است که در هر ۱۰۰۰ ساعت دویدن ۲/۵ تا ۳۸ آسیب روی می‌دهد [۳] که ۳۷ تا ۵۶ درصد دوندگان در هر سال دچار آسیب می‌شوند [۴]. بیش از ۸۰ درصد آسیب‌های مربوط به دویدن با گذشت زمان نمایان می‌شود [۵، ۶]. عوامل مختلفی می‌تواند باعث آسیب در دویدن شود، مانند نوع آموزش، الگوی دویدن، اضافه وزن و نوع کفش مورد استفاده [۷، ۸]. بیشتر آسیب‌ها در قسمت پایین تنه، به خصوص در زانو و مچ پا روی می‌دهد. یکی از شایع‌ترین عارضه‌های

بوده که در سال تحصیلی ۹۸-۹۷ در این دانشگاه مشغول به تحصیل بودند. نرم افزار $3,1 \text{ Power} * G$ نشان داد که حداقل تعداد نمونه مورد نیاز جهت دستیابی به توان آماری ۰/۸ در اندازه اثر برابر ۰/۸ با سطح آلفا ۰/۰۵ برابر ۱۴ نفر برای هر گروه بود [۱۱]. به همین دلیل نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۲۹ نفر (۱۴ نفر در گروه تجربی و ۱۵ نفر در گروه کنترل سالم) که داوطلب شرکت در پژوهش حاضر شدند، بود. شیوه نمونه‌گیری در پژوهش حاضر به طور در دسترس بود. معیارهای ورود به تحقیق حاضر شامل زانو پرنانتری در گروه تجربی و دامنه سنی ۱۸ تا ۲۸ سال (در هر دو گروه بود). جهت تشخیص زانوی پرنانتری، زاویه محوری مکانیکی $\text{Mechanical Axis Angle}$ (زاویه بین خطوط کشیده شده از مرکز ران به زانو و خط اتصال دهنده مرکز زانو تا مرکز مچ پا) بزرگتر از $1/38$ درجه و زاویه $Q < 6$ بود. معیارهای خروج از پژوهش عبارت بودند از سابقه آسیب دیدگی، سابقه جراحی، سابقه استفاده از کفش‌های مورد استفاده در این پژوهش در گذشته بود. آزمودنی‌ها فرم رضایتنامه کتبی شرکت در این مطالعه را تکمیل و امضا کردند. پروتکل تحقیق توسط کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل (IR.ARUMS.REC.۱۳۹۸,۳۷۶) تصویب شد.

پروتکل آزمایش

شرکت کنندگان یک جلسه آزمایشی در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه محقق اردبیلی شرکت کردند. طی آزمون، آزمودنی در چهار شرایط پابرهنه، کفش کنترل و کفش‌های دویدن (شامل کفش البرز و چابکی، شرکت تنتاک، ایران) (شکل ۱) کوشش‌های دویدن خود را اجرا نمودند. ترتیب کوشش‌های دویدن با هر کفش به صورت تصادفی بود. طی کوشش‌های دویدن مقادیر نیروی عکس العمل زمین ثبت شد. همچنین از دستگاه تخته نیروی برتک (Bertec Corporation, Columbus, OH) ساخت کشور آمریکا جهت ثبت نیروهای عکس العمل زمین استفاده شد. نرخ نمونه برداری در دستگاه صفحه نیرو برابر ۱۰۰۰ هرتز بود. برای رعایت ملاحظات اخلاقی، ضمن آشنایی آزمودنی‌ها با تمام مراحل اجرای پژوهش شامل ارزیابی‌های آزمایشگاهی، افراد می‌توانستند در صورت تمایل در هر مرحله‌ای از مطالعه خارج شوند. بعلاوه در تمام مراحل آزمایشگاهی یک فرد مجرب جهت پیشگیری از آسیب دیدگی احتمالی در کنار آزمودنی‌ها قرار داشت. ابتدا آزمودنی‌ها پنج دقیقه تمرینات گرم کردن را جهت آشنایی با محیط آزمایشگاه و اجرای حرکت صحیح دویدن پاشنه-پنجه اجرا کردند. سه کوشش دویدن پاشنه-پنجه جهت آشنایی آزمودنی با حرکت اجرا شد و در ادامه از آزمودنی خواسته شده تا سه مرتبه بصورت پابرهنه و سه مرتبه با کفش کنترل و سه مرتبه با کفش البرز و سه مرتبه با کفش چابکی اجرا کردند. بین هر کوشش دو دقیقه استراحت به افراد داده می‌شد. یک کوشش دویدن زمانی صحیح حساب می‌شد که پای برتر فرد بروی دستگاه صفحه نیرو بیفتد. در نتیجه از هر فرد دوازده کوشش صحیح جهت تحلیل دقیق مورد استفاده قرار گرفت. داده‌های نیروی عکس العمل زمین با استفاده از فیلتر باتروث مرتبه چهارم و با برش فرکانسی ۲۰ هرتز فیلتر گردید. ابتدا و انتهای فاز اتکا با آستانه نیروی عمودی برابر ۱۰ نیوتن تعیین گردید.

تغییرات در بیومکانیک اندام تحتانی طی راه رفتن و دویدن همراه می‌باشد [۱۱، ۱۲]. در حالت عادی مرکز ثقل یا محور مکانیکی اندام تحتانی از مرکز مفصل زانو عبور می‌کند، به گونه‌ای که وزن تقریباً و به طور مساوی بر روی قسمت‌های داخلی و جانبی زانو توزیع می‌شود [۱۳]. در اختلال زانو پرنانتری، تغییر جهت نیروهای اعمالی به زانو باعث می‌شود که خط ثقل به قسمت داخلی زانو منتقل شود [۱۴]. تغییرات کینماتیکی شامل افزایش زاویه ابداکشن زانو، اورژن مچ پا [۱۵] و افزایش اوج زاویه چرخش داخلی زانو می‌باشد [۱۶]. گزارش شده است که ناهنجاری زانو پرنانتری باعث افزایش چرخش داخلی تیبیا در طی انتهای فاز اتکای راه رفتن شده که با ایجاد آسیب مرتبط است [۱۶]. تغییرات کینماتیکی شامل افزایش گشتاورهای اداکتوری خارجی زانو [۱۷]، افزایش نیروی عکس العمل زمین در راستای خارجی نسبت به گروه سالم [۱۷، ۱۸] و افزایش گشتاور چرخش خارجی در طول مرحله اتکا در راه رفتن می‌باشد [۱۶، ۱۹]. وجود نیروهای عکس العمل زمین، موقعیت تشریحی، آسیب‌های قبلی، مکانیک راه رفتن ضعیف، سطح و خطاهای آموزشی همگی با وجود آسیب‌های شدید مرتبط می‌باشد [۲۰، ۶]. به همین دلیل پیدا نمودن شیوه‌هایی جهت کاهش این آسیب‌ها از اهمیت بالایی برخوردار است. از روش‌های درمان این عارضه می‌توان به تمرینات اصلاحی، استفاده از کفش، تیبینگ، بریس و جراحی اشاره نمود که جراحی معمولاً در صورت ناهنجاری شدید استفاده می‌شود [۲۱].

جیلیان وایر و همکاران گزارش نمودند که کفش معمولی و پایدار در طول ۴۲ دقیقه دویدن بر روی تردمیل هیچ اثر معناداری بر بیومکانیک اندام تحتانی دارا نمی‌باشند [۲۲]. جعفرنژاد و همکاران در تحقیقی دیگر که در کودکان دارای عارضه زانو پرنانتری انجام دادند، گزارش نمودند که یک دوره برنامه تمرینی اصلاحی مقدار اوج مؤلفه‌های نیروی عکس العمل زمین در راستای عمودی طی فاز هل دادن را افزایش می‌دهد و همچنین گشتاور آزاد پس از انجام تمرینات افزایش یافت [۱۱]. آندره روکا-دالس و همکاران گزارش نمودند که استفاده از پنج جفت کفش کوشن مختلف در مقایسه با شرایط پابرهنه، زمان تماس پا با زمین را در دوندگان مرد سالم افزایش می‌دهد [۲۳].

در تلاش برای کاهش آسیب‌های مربوط به دویدن، کفش‌های دویدن به گونه‌ای طراحی شده‌اند که دارای قابلیت افزایش انعطاف پذیری و بهبود جذب شوک برای مقابله با مقادیر نیروی واکنش زمین با دامنه بالا بوده و همچنین ثبات حرکت را بهبود می‌بخشد تا آسیب‌های احتمالی را پیشگیری نمایند. تحقیقات محدودی وجود دارد که تغییرات در اندام تحتانی را طی استفاده از کفش‌ها مورد بررسی قرار داده‌اند. تا به امروز اثر استفاده از کفش‌های تنتاک در افراد دارای زانو پرنانتری به لحاظ علمی مورد بررسی قرار نگرفته است. بنابراین، هدف از پژوهش حاضر بررسی مؤلفه‌های نیروهای عکس العمل زمین طی دویدن با کفش‌های دویدن در مقایسه با کفش کنترل و پای برهنه در افراد دارای زانوی پرنانتری می‌باشد.

روش کار

آزمودنی

پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی و آزمایشگاهی بود. جامعه آماری پژوهش حاضر کلیه دانشجویان پسر تربیت بدنی دانشگاه محقق اردبیلی



شکل ۱. کفش البرز (A)، کفش چابکی (B)

مقادیر اوج مؤلفه خارجی نیرو طی فاز تماس پاشنه در کفش البرز نسبت به کفش معمولی بزرگتر است ($P=0/001$). همچنین مقادیر اوج مؤلفه خلفی نیرو در کفش چابکی نسبت به کفش معمولی در فاز تماس پاشنه با زمین بزرگتر است ($P < 0/045$). مقادیر اوج مؤلفه قدامی نیرو در طی فاز هل دادن در کفش چابکی نسبت به کفش معمولی ($P < 0/003$) و شرایط پای برهنه ($P < 0/019$) کمتر است. اوج مقادیر در طی فاز هل دادن در راستای عمودی در شرایط پای برهنه نسبت به کفش‌های البرز ($P=0/001$)، کفش معمولی ($P=0/001$) و کفش چابکی ($P < 0/002$) کمتر است. زمان رسیدن به مقادیر اوج مؤلفه خارجی در لحظه تماس پاشنه با زمین در کفش البرز در مقایسه با کفش‌های معمولی ($P < 0/003$)، کفش چابکی ($P=0/028$) و شرایط پای برهنه ($P=0/001$) کمتر است.

زمان رسیدن به مقادیر اوج مؤلفه داخلی در طی فاز هل دادن در شرایط پای برهنه نسبت به کفش البرز بیشتر است ($P < 0/005$). زمان رسیدن به مقادیر اوج مؤلفه خلفی در لحظه تماس پاشنه با زمین در کفش چابکی نسبت به کفش‌های البرز ($P < 0/048$) و شرایط پای برهنه ($P=0/001$) بیشتر است (جدول ۱). همچنین زمان رسیدن به مقادیر اوج مؤلفه قدامی در لحظه تماس پاشنه با زمین در کفش البرز نسبت به کفش معمولی ($P < 0/012$) و شرایط پای برهنه ($P=0/047$) بیشتر است. زمان رسیدن به مقادیر اوج مؤلفه عمودی در لحظه تماس پاشنه با زمین در شرایط پای برهنه نسبت به کفش البرز ($P=0/001$)، کفش چابکی ($P=0/001$) کمتر است. همچنین زمان رسیدن به مقادیر اوج مؤلفه عمودی در فاز هل دادن در کفش چابکی نسبت به شرایط پای برهنه ($P=0/001$)، کفش البرز ($P < 0/021$) و کفش معمولی ($P < 0/025$) بیشتر است (جدول ۱). زمان رسیدن به اوج مقادیر نیرو طی تماس پاشنه با زمین در راستای خارجی در افراد زانو پرانتری بیشتر از افراد سالم است ($P < 0/023$). زمان رسیدن به اوج مقادیر نیرو طی تماس پاشنه با زمین در راستای خلفی ($P < 0/002$) و زمان رسیدن به اوج در راستای عمودی طی فاز برخورد پاشنه با زمین در افراد سالم بیشتر از افراد زانو پرانتری است ($P=0/001$) (جدول ۱). یافته‌ها نشان داد نرخ بارگذاری در شرایط پای برهنه نسبت به سه شرایط دیگر بیشتر است. در سایر مقادیر اوج گشتاور آزاد و زمان رسیدن به اوج‌ها هیچگونه اختلاف معناداری مشاهده نشد (جدول ۲).

متغیرهای نیروهای عکس العمل زمین و زمان رسیدن به اوج نیروها اندازه گیری شدند. برای متغیرهای نیروی عکس العمل زمین دو مؤلفه قدامی-خلفی، دو مؤلفه داخلی-خارجی و دو مؤلفه عمودی استخراج شد. همچنین برای هر کدام از نیروها دو نقطه اوج در لحظه برخورد پنجه و تماس پاشنه در نظر گرفته شد. نیروهای عکس العمل زمین بر حسب وزن آزمودنی‌ها نرمال شد. نرخ بارگذاری شیب بخش اولیه (لحظه تماس پاشنه تا اولین اوج نیروی عمودی عکس العمل زمین) منحنی نیروی عمودی عکس العمل زمین تعریف می‌شود.

گشتاور آزاد با استفاده از فرمول زیر محاسبه شد (۲۶):

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

M_z : گشتاور حول محور عمودی

COP_x : مرکز فشار در راستای داخلی-خارجی

COP_y : مرکز فشار در راستای قدامی-خلفی

مقادیر گشتاور آزاد با استفاده از حاصل ضرب وزن بدن (نیوتون) در قد (متر) نرمال شد (۲۷).

تحلیل آماری

نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شپرو-ویلک مورد تأیید قرار گرفت. از آزمون واریانس دو سوپه با اندازه‌های تکراری جهت تحلیل آماری استفاده شد. از آزمون تعقیبی بونفرونی جهت مقایسه‌های جفتی استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معنی داری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۲۵ انجام پذیرفت. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد (۲۸):

$$d = \frac{\text{اختلاف میانگین دو شرایط}}{\text{میانگین انحراف استاندارد دو شرایط}}$$

یافته‌ها

آزمودنی‌های پژوهش حاضر، شامل ۱۵ نفر مرد سالم با میانگین سن، قد و وزن به ترتیب برابر $178 \pm 23/20$ سال، $177/40 \pm 5/93$ سانتی متر و $69/06 \pm 8/84$ کیلو گرم و ۱۴ نفر پای پرانتری با میانگین سن، قد و وزن به ترتیب برابر $21/57 \pm 2/34$ سال، $176/78 \pm 5/38$ سانتی متر و $67/35 \pm 4/25$ کیلو گرم بودند.

جدول ۱. اثر عامل گروه، عامل کفش و اثر تعاملی گروه و کفش بر اوج مؤلفه عمودی نیروی عکس العمل زمین طی دویدن در افراد سالم و پای پرانتری

متغیر	گروه سالم			گروه پای پرانتری			اثر عامل گروه	اثر عامل کفش	اثر تعاملی گروه و کفش
	پای برهنه	کفش معمولی	کفش چابکی	پای برهنه	کفش معمولی	کفش چابکی			
نیروی خارجی	۰±۲۷/۵۷	۲±۰/۱۳	۱±۰/۸۳	۱±۱/۶۳	۳±۰/۲۱	۱±۱/۵۲	۰/۰۰۱ (۰/۵۶۸)*	۰/۳۲۵ (۰/۰۴۲)	
نیروی داخلی	۸±۲/۲۶	۵±۳/۶۳	۱±۲/۹۲	۱±۳/۵۸	۱±۴/۱۰	۵±۵/۳۴	۰/۷۸۵ (۰/۰۰۳)	۰/۶۲۱ (۰/۰۲۲)	
نیروی خلفی	۱±۱/۹۶	۵±۱/۷۱	۴±۱/۷۸	۹±۱/۳۵	۷±۱/۳۰	۳±۲/۲۰	۰/۰۰۵ (۰/۱۴۶)*	۰/۷۴۱ (۰/۰۱۵)	
نیروی قدامی	۱±۱/۵۹	۸±۱/۳۷	۱±۱/۳۶	۷±۱/۰۶	۹±۱/۰۲	۳±۱/۱۴	۰/۴۸۸ (۰/۰۱۸)	۰/۳۱۵ (۰/۰۴۳)	
اوج تماسی نیروی عمودی	±۳۱/۷۷	±۳۴/۵۷	±۲۲/۵۳	±۱۶/۷۲	±۳۴/۲۹	±۲۲/۷۵	۰/۸۹۱ (۰/۰۰۱)	۰/۸۵۹ (۰/۰۰۹)	
اوج نیروی عمودی طی فاز هل دادن	±۲۴/۴۰	±۲۱/۹۲	±۲۲/۷۹	±۲۳/۰۶	±۲۹/۹۰	±۲۸/۳۳	۰/۷۵۴ (۰/۰۰۴)	۰/۰۴۲ (۰/۰۹۶)*	
زمان رسیدن به اوج نیروی خارجی	۶±۳/۳۷	۳±۱/۵۳	۹±۴/۳۵	۶±۲/۴۴	۳±۴/۷۲	۹±۶/۲۲	۰/۰۰۱ (۰/۳۳۲)*	۰/۰۱۰ (۰/۱۳۰)*	
زمان رسیدن به اوج نیروی داخلی	±۱۹/۷۷	±۲۱/۴۲	±۲۳/۷۴	±۲۰/۰۷	±۱۸/۴۱	±۳۶/۵۱	۰/۳۰۳ (۰/۰۳۹)	۰/۰۳۰ (۰/۱۰۴)*	
زمان رسیدن به اوج نیروی خلفی	±۳۳/۱۳	±۲۵/۴۵	±۱۵/۲۲	±۲۵/۲۲	±۱۵/۴۹	±۱۹/۴۶	*	۰/۰۰۱ (۰/۲۱۲)*	
زمان رسیدن به اوج نیروی قدامی	±۴۹/۷۹	±۴۹/۰۸	±۳۸/۵۳	±۲۷/۴۲	±۴۵/۱۵	±۷۱/۸۷	۰/۱۲۴ (۰/۰۸۵)	۰/۹۸۳ (۰/۰۰۲)	
زمان رسیدن به اوج تماسی نیروی عمودی	±۱۳/۱۴	±۹/۵۳	±۱۰/۰۰	±۶/۴۸	±۱۰/۴۴	±۷/۲۴	۰/۰۰۱ (۰/۷۴۴)	۰/۰۰۱ (۰/۶۷۵)*	
زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی طی فاز هل دادن	±۱۸/۷۶	±۱۲/۹۵	±۲۰/۵۰	±۱۰/۳۵	±۱۸/۰۱	±۱۵/۲۰	۰/۵۱۲ (۰/۰۱۶)	۰/۰۰۱ (۰/۲۷۶)*	

* مقدار سطح معنی داری $P < 0.05$

بنابراین، کاهش اوج مؤلفه خارجی نیروی عکس العمل زمین در لحظه تماس پاشنه با زمین در کفش البرز نشان از بهبود احتمالی پرونیشن پا می‌باشد. گزارش شده است که کاهش پرونیشن پا با کاهش نرخ آسیب مرتبط است [۱۵]. مطالعه‌ای که بررسی اثر استفاده از کفش دویدن بر مکانیک دویدن در افراد با زانوی پرانتری پرداخته باشد، توسط پژوهشگر مشاهده نشد. به همین دلیل امکان مقایسه مستقیم نتایج پژوهش حاضر با پژوهش‌های گذشته میسر نمی‌باشد. باوجود این، یک مطالعه نشان داده است که کفش‌های دویدن کنترل حرکتی قابلیت کاهش اورژن ریفوت را دارا هستند [۲۴] که می‌واند تأییدکننده چرایی کاهش اوج نیروی جانب خارجی در پژوهش حاضر باشد.

بحث

هدف از این پژوهش بررسی مولفه‌های نیروهای عکس العمل زمین طی دویدن با دو نوع کفش دویدن در مقایسه با کفش کنترل و پای برهنه در پسران مبتلا به زانوی پرانتری بود. نتایج پژوهش حاضر نشان داد اوج مؤلفه خارجی در لحظه تماس پاشنه با زمین در کفش البرز در مقایسه با کفش‌های معمولی، کفش چابکی و شرایط پای برهنه کمتر است. اوج مقادیر نیرو طی تماس پاشنه با زمین در راستای خارجی در افراد زانو پرانتری بیشتر از افراد سالم است. افزایش اوج نیروی خارجی در افراد با زانوی پرانتری می‌تواند با افزایش پرونیشن پا و در نتیجه افزایش نرخ آسیب مرتبط باشد [۱۱، ۱۵].

جدول ۲. اثر عامل گروه، عامل کفش و اثر تعاملی گروه و کفش بر اوج مؤلفه عمودی نیروی عکس العمل زمین طی دویدن در افراد سالم و پای پرانتری

متغیر	گروه سالم			گروه پای پرانتری			اثر عامل گروه	اثر عامل کفش	اثر تعاملی گروه و کفش
	پای برهنه	کفش معمولی	کفش چابکی	پای برهنه	کفش معمولی	کفش چابکی			
نرخ بارگذاری	۴۷±۴/۵۵	۳±۱/۰۸	۲±۰/۳۴	۵±۰/۸۴	۹±۰/۹۹	۷±۰/۵۹	۰/۰۸۶ (۰/۱۰۵)	۰/۰۰۱ (۰/۶۸۳)*	
اوج منفی گشتاور آزاد	۸/۰	۹±۱/۲۱	۰±۱/۴۴	±۱/۷۳	±۲/۴۳	۴±۱/۵۲	۰/۳۳۷ (۰/۰۳۴)	۰/۶۵۸ (۰/۰۲۰)	
اوج مثبت گشتاور آزاد	۶۸±۹/۸۸	±۱۰/۰۴	±۱۱/۵۳	±۷/۷۶	±۱۲/۴۶	±۱۱/۹۰	۰/۶۸۰ (۰/۰۰۶)	۰/۱۴۱ (۰/۰۶۵)	
زمان رسیدن به اوج منفی گشتاور آزاد	±۳۳/۰۸	±۳۴/۷۹	±۴۴/۰۶	±۲۳/۵۴	±۶۸/۶۵	±۴۹/۹۹	۰/۰۹۹ (۰/۰۹۸)	۰/۶۴۷ (۰/۰۲۰)	
زمان رسیدن به اوج مثبت گشتاور آزاد	۷±۱۶/۱۱	±۱۸/۴۶	±۲۰/۷۹	±۱۶/۶۹	±۲۸/۴۰	±۲۶/۵۰	۰/۴۶۰ (۰/۰۲۰)	۰/۵۲۲ (۰/۰۲۷)	

* مقدار سطح معنی داری $P < 0.05$

با زمین در افراد سالم بیشتر از افراد زانو پرانتری است. یافته‌ها نشان داد زمان رسیدن به مقادیر اوج مؤلفه عمودی در لحظه تماس پاشنه با

زمان رسیدن به اوج مقادیر نیرو طی تماس پاشنه با زمین در راستای خلفی و زمان رسیدن به اوج در راستای عمودی طی فاز برخورد پاشنه

حاضر اولین مطالعه در ارتباط با استفاده از دو کفش البرز و چابکی بر مکانیک حرکت می‌باشد.

نتیجه گیری

مقادیر اوج نیروی خارجی عکس العمل زمین در لحظه تماس پاشنه با زمین در افراد با زانوی پرانتری نسبت به افراد نرمال بزرگتر می‌باشد. کفش البرز قادر به کاهش اوج نیروی خارجی عکس العمل زمین در لحظه تماس پاشنه گردید که می‌تواند در کاهش نرخ آسیب مؤثر باشد.

ملاحظات اخلاقی

پروتکل پژوهش حاضر در کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل، ایران (IR.ARUMS.REC.۱۳۹۸،۳۷۶) و بر اساس اعلامیه هلسینکی مورد تصویب قرار گرفت. همه شرکت کنندگان رضایت نامه کتبی را جهت شرکت در پژوهش امضا نمودند.

حمایت مالی

این پژوهش توسط حمایت مالی دانشگاه محقق اردبیلی انجام شد.

سهم نویسندگان

آقای امیرعلی جعفرنژادگرو نگارش و تهیه درافت اولیه و نهایی، آنالیز آماری داده‌ها، سامیت و رویتن مقاله را انجام داد. آقای علی یادگار ایده، نگارش اولیه مقاله و کار آزمایشگاهی را انجام داد. آقای آیدین ولی زاده اورنج ایده اولیه مقاله و اصلاح مقاله را انجام داد. آقای امین حسین پور ایده، نگارش اولیه مقاله و کار آزمایشگاهی را انجام داد.

تضاد منافع

نویسندگان مقاله هیچگونه تعارض منافی را در ارتباط با مواد استفاده شده در پژوهش اعلام ندارند.

کاربرد عملی مطالعه

راستای واروس در مفصل زانو منجر به قرارگیری بیشتر پا به سمت داخل و افزایش اوج نیروی خارجی عکس العمل زمین در لحظه تماس پاشنه با زمین طی راه رفتن می‌شود. با توجه به کاهش اوج نیروی خارجی عکس العمل زمین هنگام استفاده از کفش البرز، استفاده از این کفش جهت کاهش احتمالی آسیب توصیه می‌شود. با وجود این، مطالعات بیشتر در این زمینه توصیه می‌شود.

تقدیر و تشکر

از تمامی مسئولین مربوطه و همچنین آزمودنی‌هایی که در این پژوهش شرکت نمودند کمال تقدیر و تشکر را داریم.

References

- Bramah C, Preece SJ, Gill N, Herrington L. Is There a Pathological Gait Associated With Common Soft Tissue Running Injuries? *Am J Sports Med.* 2018;46(12):3023-31. doi: 10.1177/0363546518793657 pmid: 30193080
- Verhagen E. Prevention of running-related injuries in novice runners: are we running on empty? *Br J Sports Med.* 2012;46(12):836-7. doi: 10.1136/bjsports-2012-091505 pmid: 22790810
- Hulme A, Salmon P, Nielsen R, Read GJ, Finch C. Closing Pandora's Box: adapting a systems ergonomics methodology for better understanding the ecological complexity underpinning the development and prevention of running-related injury. *Theoretic Issue Ergonomic Sci.* 2017;18(4):338-59. doi: 10.1080/1463922X.2016.1274455

4. Begizew DM, Grace JM, van Heerden HJ. Lower-extremity running-related injuries among 10000-meter long distance runners in Ethiopia. 2019.
5. Wiegand K, Mercer JA, Navalta JW, Pharr J, Tandy R, Freedman Silvernail J. Running status and history: A self-report study. *Phys Ther Sport*. 2019;39:8-15. **doi:** [10.1016/j.pts.2019.06.003](https://doi.org/10.1016/j.pts.2019.06.003) **pmid:** 31202143
6. Messier SP, Martin DF, Mihalko SL, Ip E, DeVita P, Cannon DW, et al. A 2-Year Prospective Cohort Study of Overuse Running Injuries: The Runners and Injury Longitudinal Study (TRAILS). *Am J Sports Med*. 2018;46(9):2211-21. **doi:** [10.1177/0363546518773755](https://doi.org/10.1177/0363546518773755) **pmid:** 29791183
7. Linton L, Valentin S. Running with injury: A study of UK novice and recreational runners and factors associated with running related injury. *J Sci Med Sport*. 2018;21(12):1221-5. **doi:** [10.1016/j.jsams.2018.05.021](https://doi.org/10.1016/j.jsams.2018.05.021) **pmid:** 29853263
8. Saragiotto BT, Yamato TP, Hespanhol Junior LC, Rainbow MJ, Davis IS, Lopes AD. What are the main risk factors for running-related injuries? *Sports Med*. 2014;44(8):1153-63. **doi:** [10.1007/s40279-014-0194-6](https://doi.org/10.1007/s40279-014-0194-6) **pmid:** 24809248
9. Destieux C, Gaudreault N, Isner-Horobeti ME, Vautravers P. Use of Postural Reconstruction(R) physiotherapy to treat an adolescent with asymmetric bilateral genu varum and idiopathic scoliosis. *Ann Phys Rehabil Med*. 2013;56(4):312-26. **doi:** [10.1016/j.rehab.2013.02.004](https://doi.org/10.1016/j.rehab.2013.02.004) **pmid:** 23541175
10. Sharma L, Song J, Dunlop D, Felson D, Lewis CE, Segal N, et al. Varus and valgus alignment and incident and progressive knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*. 2010;69(11):1940-5. **doi:** [10.1136/ard.2010.129742](https://doi.org/10.1136/ard.2010.129742) **pmid:** 20511608
11. Jafarnezhadgero A, Ghorbanlou F, Majlesi M. The Effects of a Period of Corrective Exercise Training Program on Running Ground Reaction Forces in Children with Genu Varum: A Trial Study. *J Rafsanjan Univ Med Sci*. 2019;17(10):937-50.
12. Anbarian M, Jafarnezhad A. Knee malalignment influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait in boy adolescents. *Gait Posture*. 2015;1(42):S39-S40. **doi:** [10.1016/j.gaitpost.2015.06.077](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.06.077)
13. Mongashti Joni Y, Fatahi F, Ghanizadeh Hasar N, Hosseinpour E. Effect of Genu Varum Deformity on Gluteus Medius Muscle Activity and Postural Control During Single-Leg Jump-Landing. *Physic Treatment Specific Physic Therapy J*. 2017;7(2):79-88. **doi:** [10.32598/ptj.7.2.79](https://doi.org/10.32598/ptj.7.2.79)
14. Witvrouw E, Danneels L, Thijs Y, Cambier D, Bellemans J. Does soccer participation lead to genu varum? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2009;17(4):422-7. **doi:** [10.1007/s00167-008-0710-z](https://doi.org/10.1007/s00167-008-0710-z) **pmid:** 19183958
15. 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):e0185057. **doi:** [10.1371/journal.pone.0185057](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0185057) **pmid:** 28926635
16. Stief F, Bohm 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. *Knee*. 2014;21(3):688-93. **doi:** [10.1016/j.knee.2014.03.004](https://doi.org/10.1016/j.knee.2014.03.004) **pmid:** 24725590
17. Barrios JA, Davis IS, Higginson JS, Royer TD. Lower extremity walking mechanics of young individuals with asymptomatic varus knee alignment. *J Orthop Res*. 2009;27(11):1414-9. **doi:** [10.1002/jor.20904](https://doi.org/10.1002/jor.20904) **pmid:** 19402149
18. Jafarnezhadgero A, Shad MM, Majlesi M, Zago M. Effect of kinesio taping on lower limb joint powers in individuals with genu varum. *J Bodyw Mov Ther*. 2018;22(2):511-8. **doi:** [10.1016/j.jbmt.2017.06.009](https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2017.06.009) **pmid:** 29861259
19. Stief F, Bohm H, Schwirtz A, Dussa CU, Doderlein L. Dynamic loading of the knee and hip joint and compensatory strategies in children and adolescents with varus malalignment. *Gait Posture*. 2011;33(3):490-5. **doi:** [10.1016/j.gaitpost.2011.01.001](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.01.001) **pmid:** 21269832
20. Weir G, Jewell C, Wyatt H, Trudeau MB, Rohr E, Brüggemann GP. The influence of prolonged running and footwear on lower extremity biomechanics. *Footwear Sci*. 2019;11(1):1-11. **doi:** [10.1080/19424280.2018.1539127](https://doi.org/10.1080/19424280.2018.1539127)
21. Libri R, Sabetta E, Stilli S, Andrisano A. The correction of valgus knee by temporary epiphyseal stapling. *Italia J Orthopaedic Traumatol*. 1990;16(2):221-8.
22. Weir G, Jewell C, Wyatt H, Trudeau MB, Rohr E, Brüggemann GP. The influence of prolonged running and footwear on lower extremity biomechanics. *Footwear Sci*. 2018:1-11. **doi:** [10.1080/19424280.2018.1539127](https://doi.org/10.1080/19424280.2018.1539127)
23. Roca-Dols A, Losa-Iglesias ME, Sanchez-Gomez R, Becerro-de-Bengoa-Vallejo R, Lopez-Lopez D, Rodriguez-Sanz D, et al. Effect of the cushioning running shoes in ground contact time of phases of gait. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018;88:196-200. **doi:** [10.1016/j.jmbbm.2018.08.032](https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.08.032) **pmid:** 30179793
24. Jafarnezhadgero A, Alavi-Mehr SM, Granacher U. Effects of anti-pronation shoes on lower limb kinematics and kinetics in female runners with pronated feet: The role of physical fatigue. *PLoS One*. 2019;14(5):e0216818. **doi:** [10.1371/journal.pone.0216818](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0216818) **pmid:** 31086402
25. Jafarnezhadgero AA, Anvari M, Granacher U. Long-term effects of shoe mileage on ground reaction forces and lower limb muscle activities during walking in individuals with genu varus. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2020;73:55-62. **doi:** [10.1016/j.clinbiomech.2020.01.006](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.01.006) **pmid:** 31945582
26. Yang PF, Sanno M, Ganse B, Koy T, Brüggemann GP, Muller 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. **doi:** [10.1371/journal.pone.0094525](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0094525) **pmid:** 24732724

27. Robertson GE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics: Human kinetics 2013.
28. Crowell HP, Davis IS. Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2011;26(1):78-83. [doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.09.003](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.09.003) [pmid: 20888675](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20888675/)
29. Milner CE, Davis IS, Hamill J. Free moment as a predictor of tibial stress fracture in distance runners. J Biomech. 2006;39(15):2819-25. [doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.09.022](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.09.022) [pmid: 16289078](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16289078/)