Iranian Journal of Rehabilitation Research in Nursing (IJRN) Original Article
Winter 2020, Volume 6, Issue 2 DOI: 10.21859/ijrn-06206
Archive of SID

The Effect of Long-Term Use of Motion Control Shoes on the Ground Reaction Force Components during Running in Runners with Excessive Pronated Feet

Aydin Valizade-Orang [1], Marefat Siahkoohian [2], AmirAli Jafarnezhadgero [3,*], Farshad Ghorbanlou [4]

[1] PhD Student of Sport Physiology, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
[2] Professor of Sport Physiology, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
[3] Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
[4] MSc Student of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Science and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
*** Corresponding author:** AmirAli Jafarnezhadgero, Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Science and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran. E-mail: amiralijafarnezhad@gmail.com

Received: 09 Dec 2018 **Accepted:** 30 May 2019

Abstract

Introduction: Most of the functional disorders in the foot are created by changes in the arch of the foot. The motion control shoes are designed to control the excessive rear foot motions. The aim of this study was to evaluate the effect of long-term use of motion control shoe on the ground reaction force components in individuals with functional pronated feet during running.

Methods: The present study was a semi-experimental and laboratory type. The statistical society of the present study includes runners with pronated feet in Ardabil city. The available sampling sample was used in the present study. 30 male runners with pronated feet were randomized into experimental and control groups. The Bertec Force plate was used to record ground reaction forces. Control group used control shoes (Supernova control, Adidas) and experimental group used the motion control shoes (Supernovacushion, Adidas) during 5 months in their training sessions. Two-way ANOVA with a significance level of P>0.05 was used for statistical analysis..

Results: The findings of the experimental group demonstrated significant increase in peak medio-lateral ground reaction force during push off phase (P=0.022; d=0.86) and the time to peak of vertical ground reaction force during heel contact phase (P = 0.013; d=1.05) in post-test compared with pre-test. Also, the vertical loading rate showed a significant reduction in post-test than that in the pre-test (P=0.109; d=0.43). Other ground reaction force components in three directions, their time to peak, center of presser and the free moment showed no significant difference during the post-test compared to the pre-test (P>0.05).

Conclusions: Because of reduction in loading rate after long term use of motion control shoe, it could be said that this shoe is beneficial in reduction of lower limb injury risk factors such as stress fracture.

Keywords: Motion Control Shoe, Ground Reaction Force, Running, Pronated Feet

© 2020 Iranian Nursing Scientific Association (INA)

www.SID.ir

نشریه پژوهش توانبخشی در پرستاری
مقاله پژوهشی
زمستان ۱۳۹۸، دوره ۶، شماره ۲
DOI: 10.21859/jirn-06206
Archive of SID

اثر استفاده طولانی از کفش motion control بر مولفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین طی دویدن در دونده‌های با پرونیشن بیش از حد پا

آیدین ولی‌زاده‌اورنج [۱]، معرفت سیاهکوهیان [۲]، امیرعلی جعفرنژادگرو [۳،*]، فرشاد قربانلو [۴]

[۱] دانشجوی دکتری فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

[۲] استاد فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

[۳] استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

[۴] دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم 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 دریافت مقاله: ۱۳۹۷/۰۹/۱۸ **تاریخ پذیرش مقاله:** ۱۳۹۸/۰۳/۰۹

چکیده

مقدمه: اغلب اختلالات عملکردی در ناحیه پا به واسطه تغییرات درقوس‌های پا ایجاد می‌شود. کفش motion control برای کنترل حرکت بیش از حد قسمت عقب پا طراحی شده است. هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر استفاده طولانی مدت کفش motion control بر مولفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین در دونده‌های دارای پای پرونیت عملکردی طی فاز اتکای دویدن بود.

روش کار: پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی بود. جامعه پژوهش حاضر دوندگان دارای پای پرونیت استان اردبیل بودند. نمونه‌گیری پژوهش حاضر به صورت دسترس بود. ۳۰ دونده مرد دارای پای پرونیت به طور تصادفی در دو گروه کنترل و تجربی قرار گرفتند. از صفحه نیروی برتک جهت ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین استفاده شد. گروه کنترل از کفش کنترل (Supernova control, Adidas) و همچنین گروه تجربی از کفش motion control (Supernovacushion, Adidas) به مدت ۵ ماه در تمرینات خود استفاده کردند. از آزمون آنالیز واریانس دوسویه جهت تحلیل آماری در سطح معناداری $P>0/05$ استفاده شد.

یافته‌ها: یافته‌ها نشان داد که پس از استفاده طولانی مدت از کفش motion control نیرو در راستای داخلی-خارجی طی فاز هل دادن ($P=0/022$؛ $d=0/86$) و نیز زمان رسیدن به اوج نیروها در راستای عمودی طی فاز تماس پاشنه ($P=0/013$؛ $d=1/05$) افزایش معناداری را طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون داشت. همچنین نرخ بارگذاری عمودی کاهش معناداری را طی پس آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون نشان داد ($P=0/010$؛ $d=0/43$). سایر مولفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین در سه راستا، زمان رسیدن به اوج، مرکز فشار و گشتاور آزاد هیچگونه اختلاف معناداری را طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون در گروه تجربی نشان نداند ($P>0/05$).

نتیجه‌گیری: با توجه به کاهش مقادیر نرخ بارگذاری بعد از یک دوره استفاده از کفش motion control می‌توان بیان نمود که این کفش در کاهش نرخ ریسک فاکتورهای آسیب اندام تحتانی مانند شکستگی‌های فشاری می‌تواند مؤثر باشد.

کلیدواژه‌ها: کفش motion control، نیروهای عکس‌العمل زمین، دویدن، پای پرونیت

تمامی حقوق نشر برای انجمن علمی پرستاری ایران محفوظ است.

مقدمه

اغلب اختلالات عملکردی در ناحیه پا به واسطه تغییرات درقوس‌های پا ایجاد می‌شود [۱]. قوس طولی داخلی کف پا ساختار مهمی دارد که نقش آن در جذب شوک و آسیب‌پذیری نیروها به بدن می‌باشد [۲]. بنابراین هرگونه تغییر در ساختار این قوس افراد را مستعد آسیب‌های ناشی از این

www.SID.ir

Archive of SID

اختلال می‌کند [۳]. پرونیشن پا بصورت ترکیبی از حرکات اورژن پاشنه، دور شدن پنجه پا و حرکت دورسی فلکشن مچ پا در حرکات طبیعی می‌باشد که در مفاصل سابتالار و میدتارسال اتفاق می‌افتد [۴] و قوس طولی داخلی پا را تحت تأثیر قرار می‌دهد. این حرکت بصورت طبیعی باعث جذب شوک در این مفاصل طی راه رفتن و دویدن می‌شود [۵]. اما پرونیشن بیش از حد طی فاز اتکای راه رفتن منجر به افزایش انعطاف‌پذیری و در نتیجه ناپایداری مفصل سابتالار و میدتارسال می‌شود [۵]. بنظر می‌رسد سندروم درد پاتلوفمورال، سندروم درشت‌نئی خلفی (shin splints) و تاندونیت آشیل با پرونیشن بیش از حد مرتبط باشد [۵, ۶]. همچنین پرونیشن بیش از حد می‌تواند منجر به چرخش استخوان درشت‌نئی نیز شود [۵]. اختلال عملکردی در هر یک از عضلات عمقی پا مرتبط با قوس طولی داخلی (مانند دورکننده انگشت شست، تاکننده عمقی شست، تاکننده عمقی انگشتان پا و...) ممکن است فرد را مبتلا به پرونیشن بیش از حد کند [۷]. برخی محققان معتقدند که در افراد مبتلا به پای پرونیت، فعالیت عضلات درشت نئی قدامی و خلفی طی راه رفتن و دویدن افزایش می‌یابد، در حالیکه فعالیت عضله پرونئوس لانگوس در مقایسه با افراد معمولی کاهش می‌یابد [۸]. در تلاش برای کاهش آسیب‌های مرتبط با دویدن، کفش‌های مختلفی طراحی شده‌اند که افزایش انعطاف‌پذیری و بهبود ضریب شوک برای مقابله با نیروهای واکنش زمین عمودی بالا و ثبات را برای مقابله با پرونیشن بیش از حد در قسمت عقب پا کنترل می‌کند [۹]. یاتس و وایت [۱۰] طی مطالعه‌ای که بر روی سربازان نیروی دریایی انجام دادند، به این نتیجه رسیدند که احتمال مبتلا شدن به سندروم شکستگی میانی درشت‌نئی در افراد دارای پرونیشن بیش‌از حد تقریباً دو برابر افراد سالم با پرونیشن پای طبیعی می‌باشد، به همین جهت برای کاهش یا به حداقل رساندن خطر آسیب به جستجوی تجهیزات خاص مانند کفش‌های ورزشی پرداختند [۱۰].

استفاده از کفش‌های ورزشی یک روش در دسترس برای تغییر در الگوی دویدن می‌باشد [۱۱] که احتمالاً باعث کاهش ریسک فاکتور آسیب و ثبات در وضعیت دونده‌ها می‌شود [۱۲]. کفش motion control (Supernovacushion, Adidas) برای کنترل حرکت بیش از حد ریرفوت طراحی شده‌است [۱۳]. ویژگی‌های کفش motion control بسیار مهم هستند زیرا بیشتر آسیب‌های دویدن به دلیل حرکت بیش از حد یا وارد آمدن شوک ضربه در طول فاز استقرار به وجود می‌آیند [۱۴]. بیشتر مطالعاتی که بر روی کفش انجام می‌شود به حالت دویدن غیرمستقیم است. درحالی‌که کفش‌ها زمانی که دوندگان شروع به دویدن می‌کنند ممکن است تأثیر مهمی داشته باشند که بیشترین آسیب‌ها در این زمان رخ می‌دهد.اعمال فشار با یک دویدن طولانی‌مدت همراه است که به کاهش قدرت مربوط می‌شود [۱۵]. این کاهش قدرت می‌تواند به کاهش حرکت مفصل منجر شود. پژوهشگران گزارش کردند که اوج فلکشن زانو و اورژن مچ‌پا در طی دویدن به طول ۲ مایل با حداکثر توان افزایش می‌یابد [۱۶]. بنابراین ممکن است دونده‌ها از کفش motion control در هنگام تمرینات دویدن نیز استفاده کنند. برخی از اثرات مفید استفاده آنی از کفش motion control کاهش اورژن بخش عقب پا، کاهش چرخش داخلی ساق می‌باشد، با این حال یک اثر منفی در رابطه با استفاده آنی از کفش‌های motion control گزارش شده که آن افزایش گشتاور آداکتور خارجی در زانو می‌باشد [۱۷]. افزایش گشتاور آداکتور زانو با افزایش بارگذاری بخش داخلی مفصل زانو و در نهایت با استئوآرتریت این بخش مرتبط است [۱۸].

ارزیابی و ثبت مولفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین می‌تواند فهم بیشتری را از تاثیرات کفش motion control بر روی متغیرهای بیومکانیکی برای ما فراهم آورد.

نرخ بارگذاری، از تقسیم اولین اوج در تصویر نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی بر زمان رسیدن به اوج در همان اوج بدست می‌آید [۱۹]. گزارش شده است که افزایش نرخ بارگذاری بیشتر از ۷۰ نیوتن بر کیلوگرم بر ثانیه با خطر شکستگی ناشی از فشار و همچنین درد کشککی رانی [۲۰] در ارتباط است. همچنین بیان شده است که افراد با نرخ بارگذاری بالاتر از ۱۰۰ نیوتن بر کیلوگرم بر ثانیه دارای شکستگی فشاری در استخوان درشت‌نی بوده‌اند [۲۱, ۲۲]. گشتاور آزاد نیز به عنوان میزان گشتاور وارد بر پا در محل مرکز فشار حول محور عمودی تعریف می‌شود [۱۹]. بیان شده که گشتاور آزاد نسبت به نیروی عمودی عمودی عکس‌العمل زمین وابستگی بیشتری به تغییر شکل پیچشی درشت نی طی دویدن و راه رفتن دارد [۲۳]. بنابراین با کاهش نرخ بارگذاری عمودی و گشتاور آزاد هنگام دویدن، می‌توان احتمال ایجاد آسیب را در اندام تحتانی در افراد دارای پای پرونیت بیش از حد به حداقل رساند. ادبیات تحقیق نشان می‌دهد که کفش‌های motion control می‌توانند کینماتیک و کینتیک اندام‌های اندام تحتانی را تحت تأثیر قرار دهند [۲۴]. در حال حاضر، تحقیقی در مورد اثرات طولانی مدت استفاده از کفش motion control بر روی مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین انجام نشده است.

بنابراین هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر استفاده طولانی مدت کفش motion control بر مقادیر اوج نیروهای عکس‌العمل زمین، زمان رسیدن به اوج این نیروها، نرخ بارگذاری عمودی، مرکز فشار در دو راستا و گشتاور آزاد در افراد دارای پای پرونیت طی فاز اتکای دویدن می‌باشد.

روش کار

پژهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی بود. جامعه پژوهش حاضر دوندگان دارای پای پرونیت استان اردبیل بودند که به صورت نمونه‌گیری در دسترس، ۳۰ دونده مرد دارای پای پرونیت در دو گروه کنترل (سن: ۵/۶±۲۴/۴ سال، قد: ۲/۲±۱۶۶ سانتی‌متر، وزن: ۶/۳±۵۲/۶۶ کیلوگرم) و تجربی (سن: ۵/۶±۲۴/۱ سال، قد: ۲/۲±۱۶۶ سانتی‌متر، وزن: ۶/۳±۵۲/۶۶ کیلوگرم) به طور تصادفی قرار گرفتند. نرم‌افزار G * Power 3.1 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 ۳۰ نفر می‌باشد [۲۵]. افرادی که بیشتراز ۱۰ میلی‌متر افتادگی استخوان ناوی‌کولار و دارای شاخص پاسچر پا بالاتر از ۶ میلی‌متر بودند، به عنوان افراد دارای پای پرونیت معرفی شدند [۲۶]. شرایط آزمودنی‌ها به گونه‌ای بود که در هر دو پای آن‌ها پرونیشن بیش از حد وجود داشت و هیچگونه سابقه پیچ‌خوردگی مچ‌پا طی یک سال گذشته را نداشتند. معیارهای خروج از پژوهش شامل سابقه شکستگی، جراحی، بیماری‌های ارتوپدی، مشکلات عصبی‌عضلانی، اختلاف طول اندام بیشتر از ۵ میلی‌متر و یا دارا بودن فعالیت فیزیکی سنگین طی دو روز گذشته در زمان اجرای پژوهش بود. پای برتر آزمودنی‌ها توسط آزمون شوت نمودن توپ مشخص گردید [۲۷]. جهت شرکت در پژوهش از آزمودنی‌ها رضایت‌نامه کتبی دریافت گردید. تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی انجام شد [۲۸]. طرح

www.SID.ir

Archive of SID

پژوهش حاضر در کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل با شماره IR-ARUMS-REC-1396-135 مورد تصویب قرار گرفت.

به منظور تعیین ارتفاع قوس طولی داخلی کف پای آزمودنی‌ها برای انتخاب آن‌ها به عنوان افراد دارای ناهنجاری پرونیشن پا از شاخص افتادگی استخوان ناوی با استفاده از روش توصیفی برادی استفاده شد [۲۹]. برای اجرای این آزمون، از آزمودنی خواسته شد تا با پای برهنه بر روی صندلی بنشیند و پای خود را روی جعبه قرار دهد. ارتفاع صندلی به گونه‌ای تنظیم شد که زاویه ران و زانو در حالت ۹۰ درجه قرار بگیرد. مفصل ران در این حالت هیچ‌گونه ابداکشن و اداکشن نداشت و در حالت معمولی قرار گرفت و آزمونگر انگشت شست و نشانه دستش را جلوی لبه قدامی نازک‌نی و قسمت قدامی و تحتانی قوزک داخلی قرار داد و لبه‌های داخلی و خارجی برجستگی قاپ را لمس کرد. آزمودنی پشت پا و مچ‌پا را اندکی به داخل و خارج متمایل کرد تا جایی که فرورفتگی‌های زیر دو انگشت اشاره و شست در یک سطح برابر از نظر افقی احساس شوند. هنگامی که مچ‌پا در چنین وضعیت قرار گرفت [وضعیت خنثی]، محل برجستگی استخوان ناوی مشخص و علامت‌گذاری شد. آنگاه با استفاده از خط‌کش، فاصله برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه در واحد میلی‌متر اندازه‌گیری شد. سپس از آزمودنی خواسته شد که در حالت ایستاده به گونه‌ای که وزن روی هر دو پا تقسیم شده باشد، قرار بگیرد. در این حالت فاصله برجستگی استخوان ناوی تا سطح زمین اندازه‌گیری و ثبت شد. آزمونگر فاصله برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه را در حالت تحمل وزن [ایستاده) از میزان فاصله استخوان ناوی تا سطح زمین در حالت بدون تحمل وزن (نشسته روی صندلی) کم کرده و عدد بدست آمده میزان افتادگی استخوان ناوی را نشان می‌دهد [۲۶]. اندازه‌گیری میزان افت استخوان ناوی در هر آزمودنی سه بار تکرار شد و از میانگین آن‌ها استفاده شد. میزان افت استخوان ناوی آزمودنی‌ها بیشتر از ۱۰ میلیمتر بود [۲۶]. از صفحه نیروی برتک ساخت کشور آمریکا (Bertec Corporation, Columbus, OH) با ابعاد ۴۰*۶۰ سانتی‌متر برای ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین استفاده شد. نرخ نمونه‌برداری در دستگاه صفحه‌نیرو برابر ۱۰۰۰ هرتز قرار داده شد. جهت فیلتر نمودن داده‌های نیروی عکس العمل زمین از فیلتر باتروث با برش فرکانسی ۲۰ هرتز استفاده شد [۳۰]. جهت پردازش داده‌ها از نرم‌افزار MATLAB استفاده شد. این نرم‌افزار داده‌های یک سیکل راه‌رفتن را به شیوه اینترپولیت به صورت ۱۰۱ نقطه طی فاز اتکای دویدن محاسبه کرد. آزمودنی‌ها در دو مرحله، پیش‌آزمون و پس‌آزمون مورد آزمایش قرار گرفتند. از آن‌ها خواسته شد تا با سرعت ۳/۳ متر بر ثانیه روی صفحه نیرو بدوند. این کوشش ۵ بار تکرار شد. کوشش دویدن صحیح شامل برخورد کامل پا بر روی بخش میانی دستگاه صفحه‌نیرو بود. اگر صفحه‌نیرو توسط آزمودنی جهت تنظیم گام مورد هدف قرار نمی‌گرفت یا تعادل آزمودنی دچار اختلال می‌شد کوشش تکرار می‌شد.

گروه کنترل از کفش کنترل (Supernova control, Adidas) و همچنین گروه تجربی از کفش motion control (Supernovacushion, Adidas) استفاده کردند (تصویر ۱). مدت زمان استفاده از این دو کفش در دو گروه ۵ ماه بود. آزمودنی‌ها در تمام دوره برنامه تمرینی خود تنها از کفش مذکور استفاده کردند.

تصویر ۱: (الف) کفش motion control (ب) کفش کنترل

نیروهای عکس‌العمل زمین طی محورهای عمودی (z)، قدامی-خلفی (y) و داخلی-خارجی (x) ثبت گردیدند. محور عمودی (z) در مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین برای فازهای تماس پاشنه (Fz_{HC})، میانه استقرار (Fz_{MS}) و هل دادن (Fz_{PO}) گزارش شد. نیروهای عکس‌العمل زمین در محور قدامی-خلفی (y) برای فازهای تماس پاشنه (Fy_{HC}) و هل دادن (Fy_{PO}) و در محور داخلی-خارجی (x) برای فازهای تماس پاشنه (Fx_{HC})، میانه استقرار (Fx_{MS}) و هل دادن (Fx_{PO}) نیز گزارش شد. در منحنی قدامی-خلفی نیروی عکس‌العمل زمین، علامت منفی نشان‌دهنده نیرو در جهت خلفی و علامت مثبت نشان دهنده نیرو در جهت قدامی است. در منحنی داخلی-خارجی نیروی عکس العمل زمین، علامت منفی نشان دهنده نیرو در جهت داخل و علامت مثبت نشان دهنده نیرو در جهت خارج می‌باشد. محاسبه گشتاورآزاد مطابق با یک سیستم مختصات نیروی واکنش‌گرا، (y) در جهت قدامی-خلفی، محور عمودی (z) نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و محور (x) نیروهای داخلی-خارجی می‌باشند. بنابراین، اوج مثبت گشتاور آزاد با چرخش خارجی پا مقابله می‌کند و اوج منفی گشتاور آزاد در برابر چرخش داخلی مقاومت می‌نماید. محاسبه FM نیاز به داشتن نیروها در سه راستا (Fx، Fy، Fz)، گشتاورهای سه راستا (Mx، My، Mz) و همچنین موقعیت مرکز فشار (Center Of Presser)، که به صورت زیر محاسبه می‌شود [۳۱]:

$$COP_X=-\frac{My+Fx(Zoff)}{Fz}$$

$$COP_Y=\frac{Mx-Fy(Zoff)}{Fz}$$

از آنجائیکه CoPx و CoPy موقعیت مرکز فشار در امتداد محور صفحات نیروی داخلی- خارجی و قدامی-خلفی هستند، و Zoff در صفحه ورتیکال و مرکز واقعی صفحه‌نیروسنج است، بنا براین برای کنترل مقادیر خطاها COP در ابتدا و پایان به علت تقسیم نیروهای عمودی واکنش زمین (Fz)، محاسبه COP آغاز و پایان می‌یابد. زمانی که مقدار Fz بالاتر از ۵٪ از حداکثر مقدار ثبت شده در طول هر کوشش باشد FM با فرمول زیر بدست می‌آید [۳۱]:

$$FM= M_Z - F_Y (COPX) + F_X (COP_Y)$$

تحلیل آماری

داده‌های توصیفی آورده شده در بخش نتایج شامل میانگین و انحراف استاندارد می‌باشد. نرمال بودن داده‌ها توسط آزمون شاپیرو ویلک ($P<۰/۰۵$) بررسی و تأیید شد. از آزمون آنالیز واریانس دوسویه جهت تحلیل آماری استفاده شد. آزمون تعقیبی تی زوجی به منظور تعیین اختلاف بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معناداری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۵ انجام پذیرفت. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد [۳۲]:

www.SID.ir

Archive of SID

اختلاف میانگین دو شرایط / میانگین انحراف استاندارد دو شرایط = (d) اندازه اثر

یافته‌ها

یافته‌ها پژوهش حاضر در اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای عمودی طی فاز هل دادن اختلاف معناداری را بین دو گروه کنترل و تجربی طی پیش‌آزمون فاز اتکای دویدن نشان داد (P=۰/۰۴۷؛ اندازه اثر کم). همچنین اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی طی فاز تماس پاشنه تفاوت معناداری را بین دو گروه کنترل و تجربی نشان داد (P=۰/۰۳۶؛ اندازه اثر بالا). تفاوت معناداری بین دو گروه کنترل و تجربی در مولفه مرکز فشار در راستای قدامی-خلفی در دو اوج نشان داده شد (P=۰/۰۰۲؛ اندازه اثر بالا)(P=۰/۰۰۰؛ اندازه اثر بالا). در سایر مولفه‌ها هیچ‌گونه تفاوت معناداری بین دو گروه کنترل و تجربی طی پیش‌آزمون فاز اتکای دویدن وجود نداشت (P>۰/۰۵).

یافته‌های گروه تجربی در اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی طی فاز هل دادن افزایش معناداری را به اندازه ۷۸/۴۳ درصد طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون فاز اتکای دویدن نشان دادند (P=۰/۰۲۲؛ اندازه اثر بالا). همچنین زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای عمودی و فاز تماس پاشنه افزایش معناداری را به اندازه ۳۶/۴۶ درصد طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون گروه تجربی نشان داد (P=۰/۰۱۳؛ اندازه اثر بالا). سایر مولفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین و همچنین زمان رسیدن به اوج این نیروها هیچگونه اختلاف معناداری را طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون نشان ندادند (P>۰/۰۵).

نرخ بارگذاری عمودی طی فاز اتکای دویدن کاهش معناداری را به اندازه ۲۱/۰۳ درصد طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون بعد از استفاده طولانی مدت از کفش motion control نشان داد (P=۰/۰۱۰؛ اندازه اثر متوسط). همچنین مقادیر اوج مثبت گشتاور آزاد طی فاز اتکای دویدن تمایل به افزایش معناداری را به اندازه ۱۳/۰۵ درصد طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون نشان داد (P=۰/۰۶۳؛ اندازه اثر متوسط). سایر مولفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین در سه راستا، زمان رسیدن به اوج، مرکز فشار و گشتاور آزاد هیچگونه اختلاف معناداری را طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون پس از استفاده طولانی مدت از کفش motion control نشان نداد (P>۰/۰۵).

جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد مولفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین طی فاز اتکای راه رفتن گروه تجربی پیش‌آزمون و پس‌آزمون

متغیرها	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	سطح معناداری	اندازه اثر
نیروی عمودی				
Fz_{HC}	۱۷۰/۳۰±۴۹/۲۵	۱۷۷/۱۱±۵۵/۰۸	۰/۲۹۹	۰/۱۳
Fz_{PO}	۲۲۴/۱۴±۴۹/۴۴	۲۰۸/۳۷±۵۲/۹۱	۰/۱۹۹	۰/۳۰
نیروی قدامی-خلفی				
FyHC	-۶۹/۴۶±۳۳/۴۶	-۶۴/۹۳±۳۱/۷۰	۰/۳۵۴	۰/۱۳
FyPO	۴۰/۷۴±۱۲/۴۲	۴۳/۲۰±۱۸/۵۰	۰/۲۴۸	۰/۱۵
نیروی داخلی-خارجی				
FxHC	۲/۹۴±۷/۳۰	۶/۶۲±۵/۳۱	۰/۱۳۷	۰/۵۸
FxPO	-۷/۱۴±۶/۱۶	-۱۲/۷۴±۶/۸۲	٭۰/۰۲۲	۰/۸۶
زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی				
FzHC	۱۴/۸۹±۲/۹۴	۲۰/۳۲±۷/۴۱	٭۰/۰۱۳	۱/۰۵
FzPO	۴۴/۱۷±۳/۸۴	۴۱/۵۳±۸/۳۳	۰/۳۰۳	۰/۴۳
زمان رسیدن به اوج نیروی قدامی-خلفی				
FyHC	۲۴/۶۷±۴/۶۸	۲۵/۰۷±۴/۸۳	۰/۶۹۱	۰/۰۸
FyPO	۷۵/۷۸±۲/۲۴	۷۵/۰۳±۲/۵۷	۰/۳۱۹	۰/۳۱
زمان رسیدن به اوج نیروی داخلی-خارجی				
FxHC	۱۸/۲۱±۸/۵۴	۱۸/۶۰±۱۰/۸۷	۰/۹۲۴	۰/۰۴
FxPO	۴۶/۴۶±۱۷/۷۱	۴۵/۳۹±۵/۸۸	۰/۸۳۰	۲/۷۵

٭سطح معناداری P<۰/۰۵

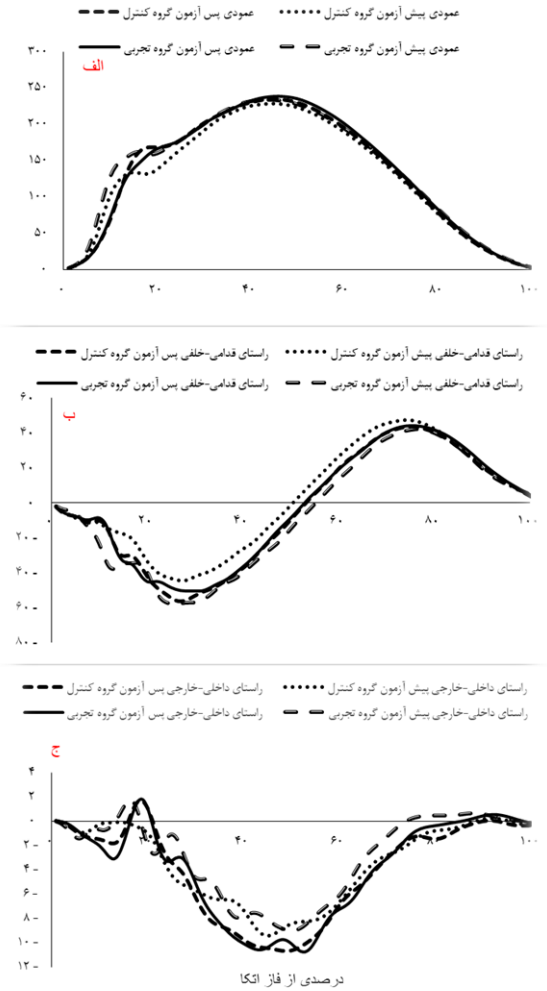
جدول ۲: میانگین و انحراف استاندارد مرکز فشار، نرخ بارگذاری عمودی و گشتاور آزاد طی فاز اتکای راه رفتن گروه تجربی پیش‌آزمون و پس‌آزمون

متغیر	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	سطح معناداری	اندازه اثر
مرکز فشار				
داخلی-خارجی	۸/۸۵±۱۵/۲۳	۴/۴۲±۵/۳۲	۰/۳۴۹	۰/۲۹
داخلی-خارجی	۵۱/۸۵±۳۱/۶۸	۵۸/۳۵±۲۹/۸۰	۰/۵۹۵	۰/۲۱
قدامی-خلفی	۹/۹۶±۱۷/۲۱	۴/۳۲±۱/۴۶	۰/۲۰۶	۰/۶۰
قدامی-خلفی	۸۵/۹۲±۲۹/۵۶	۹۶/۰۷±۱۲/۴۲	۰/۲۸۵	۰/۴۸
نرخ بارگذاری				
عمودی	۱۱۹/۲۵±۷۴/۷۴	۹۴/۱۷±۴۰/۱۱	٭۰/۰۱۰	۰/۴۳
گشتاور آزاد				
اوج منفی	-۴/۲۲±۳/۴۲	-۳/۸۴±۳/۱۶	۰/۴۳۴	۰/۱۱
اوج مثبت	۲/۶۸±۱/۱۵	۳/۰۳±۱/۰۹	۰/۰۶۳	۰/۳۱

٭سطح معناداری P<۰/۰۵

www.SID.ir

Archive of SID



تصویر ۲: نیروهای عکس‌العمل زمین الف: در راستای عمودی، ب: راستای قدامی-خلفی و ج: راستای داخلی-خارجی طی پس‌آزمون و پیش‌آزمون در دو گروه کنترل و تجربی

بحث

هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر استفاده طولانی مدت از کفش motion control (Supernovacushion, Adidas) بر مقادیر اوج نیروهای عکس‌العمل زمین، زمان رسیدن به اوج این نیروها، نرخ بارگذاری عمودی، مرکز فشار در دو راستا و گشتاور آزاد در افراد دارای پای پرونیت طی فاز اتکای دویدن بود. یافته‌های های پژوهش نشان داد اوج نیروها در راستای داخلی-خارجی طی فاز هل دادن، زمان رسیدن به اوج در راستای عمودی طی فاز تماس پاشنه و همچنین نرخ بارگذاری عمودی طی فاز اتکای دویدن در افراد استفاده کننده از کفش‌های motion control بهبود داشته است.

یافته‌های پژوهش نشان داد طی استفاده طولانی مدت از کفش motion control، نیروها در راستای داخلی-خارجی طی فاز هل دادن افزایش معناداری را داشته است. طی پژوهشی‌هایی که افراد دارای پای پرونیت را با افراد سالم مقایسه کرده بودند به این نتیجه رسیدند که اوج نیروها در افراد دارای پای پرونیت افزایش معناداری با افراد سالم نشان داده‌اند [۳۰]. مهم‌ترین توجیهی که می‌توان برای این اختلاف بیان کرد این است که افراد دارای پای پرونیت به علت کاهش قوس طولی داخلی جذب شوک بیشتری نسبت به افراد سالم دارند و این امر باعث چرخش خارجی در مفصل مچ پا شده که سبب وارد آوردن نیروی بیشتر در راستای داخلی پا می‌شود [۸]. بنابراین با افزایش نیرو در راستای داخلی-خارجی طی فاز هل دادن در افراد دارای پای پرونیت پس از استفاده طولانی مدت از کفش motion control می‌توان نتیجه گرفت که این نوع کفش باعث بهبود نیروهای وارده در راستای داخلی-خارجی ونیروهای پیچشی طی فاز هل دادن می‌شود. همچنین جیمز و همکاران [۳۳] افزایش نیروی عکس‌العمل را همراه با افزایش فعال‌سازی عضلات ثبات دهنده توجیح کرده‌اند [۳۴] که این امر ممکن است باعث افزایش سفتی مفصلی شود [۳۵]. طی این پژوهش، آن‌ها نشان دادند که تغییرات در نیروی عکس‌العمل با خستگی طی دویدن با کفش motion control ممکن است با آسیب‌های حرکتی اندام تحتانی همراه باشد[۳۶]. همچنین هسو و همکاران [۳۷] طی پژوهشی که روی افراد دارای پای پرونیت انجام داده بودند و اثر کفی‌ها را روی آن‌ها بررسی کرده بودند به ین نتیجه رسیدند که اوج نیروهای عکس‌العمل در راستای داخلی-خارجی طی فاز هل دادن کاهش معناداری داشته است که این پژوهش با نتایج تحقیق حاضر همسو نبود و این امر احتمالاً بجهت استفاده از کفی برای بهبود پای پرونیت به جای استفاده از کفش motion control بوده باشد. زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای عمودی طی فاز تماس پاشنه افزایش معناداری را نشان داده است. بیان شده است که ثابت ماندن زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه رفتن و دویدن، با برنامه کنترل حرکتی مرتبط است [۱۴]. این بدان معنا است که برنامه زمان بندی نیروهای عکس‌العمل زمین برای انجام حرکات متوالی برنامه‌ریزی شده است که این وظایف از مغز صادر می‌شود [۱۴].

یافته‌های پژوهش نشان داد نرخ بارگذاری عمودی طی فاز اتکای دویدن کاهش معناداری داشته است. نرخ بارگذاری عمودی مقیاسی از ضربه است که طی فاز تماس پاشنه به بدن منتقل می‌شود و با آسیب‌های مختلف مرتبط می‌باشد [۳۸]. نوع بافت‌های بدن از نوع انعطاف و کشش پایین می‌باشد. بنابراین نرخ بارگذاری عمودی به زمان بستگی دارد [۳۸]. گزارش شده است که افزایش نرخ بارگذاری بیشتر از ۷۰ و ۷۲ نیوتن بر کیلوگرم بر ثانیه با خطر شکستگی ناشی از فشار و همچنین درد کشککی رانی [۲۰] در ارتباط است. مالسیو و همکارا (۲۰۱۶) طی پژوهشی که روی دوندگان انجام دادند، ریسک آسیب در شرکت‌کنندگان با کفش motion control را در مقایسه با کفش معمولی کمتر نشان دادند. این اثر مثبت فقط در دوندگان با پای پرونیت مشاهده شد و در افراد سالم هیچ تغییری نشان داده نشد. همچنین دوندگان دارای پای پرونیت هنگام استفاده از کفش استاندار در مقایسه با کفش motion control ریسک آسیب بیشتری را نشان دادند [۳۹]. با توجه به این که نمونه‌های پژوهش حاضر نیز دوندگان پای پرونیت بودند از این رو نتایج این پژوهش همسو با هم می‌باشد. بیان شده است که دوندگان دارای شکستگی فشاری در استخوان درشت‌نی نرخ بارگذاری بالایی داشته‌اند [۲۱, ۲۲] که می‌توان با استفاده از تمرینات یا کفش‌های ورزشی (motion control) نرخ بارگذاری بالا را کاهش داد [۴۰]. با توجه به یافته‌ها می‌توان می‌توان به این نتیجه رسید که کفش‌های motion control

www.SID.ir

Archive of SID

در افراد دارای پای پرونیت احتمالاً در بهبود آسیب‌های ناشی از بالا بودن نرخ بارگذاری کمک می‌کند. همچنین تست تعقیبی گروه کنترل در پژوهش حاضر نشان داد که اوج مثبت گشتاور آزاد تمایل به افزایش معناداری را داشته است. گشتاور آزاد یک گشتاور حول محور عمودی است که به علت نیروهای برشی بین پا و زمین طی فاز اتکا رخ می‌دهد [۱۹]. پژوهش‌های کمتری روی تأثیر انواع کفش روی گشتاور آزاد انجام شده، علی‌رغم این شواهد نشان داده‌اند که افزایش دامنه گشتاور آزاد با آسیب‌های اندام تحتانی مرتبط است [۴۱]. همچین گشتاور آزاد نقش مهمی در ایجاد شکستگی فشاری در استخوان درشت‌نئی دارد [۲۱]. بنابراین می‌توان اشاره کرد استفاده طولانی‌مدت از کفش motion control در دونده‌های دارای پای پرونیت می‌تواند باعث کاهش ریسک فاکتور آسیب در استخوان درشت‌نئی و همچنین آسیب‌های ناشی از نیروهای پیچشی شود.

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌های بود که از جمله می‌توان به عدم ثبت فعالیت الکتریکی عضلات در دونده‌های پای پرونیت طی استفاده از کفش motion control را اشاره نمود.

نتیجه‌گیری

با توجه به کاهش مقادیر نرخ بارگذاری بعد از یک دوره استفاده از کفش motion control می‌توان بیان نمود که این کفش در کاهش نرخ ریسک فاکتورهای آسیب اندام تحتانی مانند شکستگی‌های فشاری احتمالاً می‌تواند مفید باشد. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت استفاده طولانی مدت از کفش motion control احتمالاً می‌تواند جذب شوک در اندام تحتانی که بوسیله قوس‌های کف پایی انجام می‌شود را بهبود ببخشد.

سپاسگزاری

از تمامی شرکت‌کنندگان در پژوهش حاضر و تمامی کسانی که مارا در اجرای این پژوهش یاری نمودندکمال تشکر و قدردانی را داریم.

تعارض منافع

نویسندگان مقاله هیچگونه تعارض منافعی را اعالم نکردند.

References

1. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. J Athl Train. 2005;40(1):41-6. pmid: 15902323
2. Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. Med Sci Sports Exerc. 2003;35(10):1745-50. doi: 10.1249/01.MSS.0000089346.85744.D9 pmid: 14523314
3. Razeghi M, Batt ME. Foot type classification: a critical review of current methods. Gait Posture. 2002;15(3):282-91. pmid: 11983503
4. Cheung RT, Ng GY. Efficacy of motion control shoes for reducing excessive rearfoot motion in fatigued runners. Phys Ther Sport. 2007;8(2):75-81.
5. Cheung RT, Ng GY, Chen BF. Association of footwear with patellofemoral pain syndrome in runners. Sports Med. 2006;36(3):199-205. doi: 10.2165/00007256-200636030-00002 pmid: 16526832
6. Hintermann B, Nigg BM. Pronation in runners. Implications for injuries. Sports Med. 1998;26(3):169-76. doi: 10.2165/00007256-199826030-00003 pmid: 9802173
7. Headlee DL, Leonard JL, Hart JM, Ingersoll CD, Hertel J. Fatigue of the plantar intrinsic foot muscles increases navicular drop. J Electromyogr Kinesiol. 2008;18(3):420-5. doi: 10.1016/j.jelekin.2006.11.004 pmid: 17208458
8. Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2004;19(4):391-7. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2003.12.010 pmid: 15109760
9. Weir G, Jewell C, Wyatt H, Trudeau MB, Rohr E, Brüggemann G-P, et al. The influence of prolonged running and footwear on lower extremity biomechanics. Footwear Sci. 2018:1-11.
10. Yates B, White S. The incidence and risk factors in the development of medial tibial stress syndrome among naval recruits. Am J Sports Med. 2004;32(3):772-80. doi: 10.1177/0095399703258776 pmid: 15090396
11. Miller RH, Lowry JL, Meardon SA, Gillette JC. Lower extremity mechanics of iliotibial band syndrome during an exhaustive run. Gait Posture. 2007;26(3):407-13. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.10.007 pmid: 17134904
12. Stacoff A, Reinschmidt C, Nigg BM, van den Bogert AJ, Lundberg A, Denoth J, et al. Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2000;15(1):54-64. doi: 10.1016/s0268-0033(99)00028-5 pmid: 10590345
13. Williams III DS, McClay IS, Hamill J, Buchanan TS. Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. J appl biomech. 2001;17(2):153-63.
14. Lilley K, Stiles V, Dixon S. The influence of motion control shoes on the running gait of mature and young females. Gait Posture. 2013;37(3):331-5. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.07.026 pmid: 23122596
15. Lepers R, Pousson ML, Maffiuletti NA, Martin A, Van Hoecke J. The effects of a prolonged running exercise on strength characteristics. Int J Sports Med. 2000;21(4):275-80. doi: 10.1055/s-2000-308 pmid: 10853699
16. Derrick TR, Dereu D, McLean SP. Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. Med Sci Sports Exerc. 2002;34(6):998-1002. doi: 10.1097/00005768-200206000-00015 pmid: 12048328
17. Kerrigan DC, Franz JR, Keenan GS, Dicharry J, Della Croce U, Wilder RP. The effect of running shoes on lower extremity joint torques. PM R. 2009;1(12):1058-63. doi: 10.1016/j.pmrj.2009.09.011 pmid: 20006314
18. Hunt MA, Birmingham TB, Giffin JR, Jenkyn TR. Associations among knee adduction moment, frontal plane ground reaction force, and lever arm during walking in patients with knee osteoarthritis. J Biomech. 2006;39(12):2213-20. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.07.002 pmid: 16168997
19. Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics, 2E: Human Kinetics; 2013.

www.SID.ir

Archive of SID

20. Cheung RT, Davis IS. Landing pattern modification to improve patellofemoral pain in runners: a case series. J Orthop Sports Phys Ther. 2011;41(12):914-9. doi: 10.2519/jospt.2011.3771 pmid: 22031595
21. 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 pmid: 16289078
22. Ferber R, Davis IM, Hamill J, Pollard CD, McKeown KA. Kinetic variables in subjects with previous lower extremity stress fractures. Med Sci Sports Exerc. 2002;34(5):S5.
23. Yang PF, Sanno M, Ganse B, Koy T, Bruggemann 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 pmid: 24732724
24. Rose A, Birch I, Kuisma R. Effect of motion control running shoes compared with neutral shoes on tibial rotation during running. Physiotherapy. 2011;97(3):250-5. doi: 10.1016/j.physio.2010.08.013 pmid: 21820544
25. 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 pmid: 28926635
26. Lange B, Chipchase L, Evans A. The effect of low-Dye taping on plantar pressures, during gait, in subjects with navicular drop exceeding 10 mm. J Orthop Sports Phys Ther. 2004;34(4):201-9. doi: 10.2519/jospt.2004.34.4.201 pmid: 15128190
27. Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. Gait Posture. 2017;53:236-40. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.02.006 pmid: 28219845
28. Association WM. Ethical principles for medical research involving human subjects," Declaration of Helsinki. World Medical Association; 2004.
29. Brody DM. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. Orthop Clin North Am. 1982;13(3):541-58. pmid: 6124922
30. Farahpour N, Jafarnezhad 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. J Biomech. 2016;49(9):1705-10. doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.03.056 pmid: 27086117
31. Almosnino S, Kajaks T, Costigan PA. The free moment in walking and its change with foot rotation angle. Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol. 2009;1(1):19. doi: 10.1186/1758-2555-1-19 pmid: 19678921
32. Cohen J. A power primer. Psychol Bull. 1992;112(1):155-9. doi: 10.1037//0033-2909.112.1.155 pmid: 19565683
33. James CR, Scheuermann BW, Smith MP. Effects of two neuromuscular fatigue protocols on landing performance. J Electromyogr Kinesiol. 2010;20(4):667-75. doi: 10.1016/j.jelekin.2009.10.007 pmid: 20006522
34. Nicol C, Komi P, Marconnet P. Fatigue effects of marathon running on neuromuscular performance: I. Changes in muscle force and stiffness characteristics. Scand J Med Sci Sports. 1991;1(1):10-7.
35. James CR, Dufek JS, Bates BT. Effects of stretch shortening cycle exercise fatigue on stress fracture injury risk during landing. Res Q Exerc Sport. 2006;77(1):1-13. doi: 10.1080/02701367.2006.10599346 pmid: 16646347
36. Gerlach KE, White SC, Burton HW, Dorn JM, Leddy JJ, Horvath PJ. Kinetic changes with fatigue and relationship to injury in female runners. Med Sci Sports Exerc. 2005;37(4):657-63. doi: 10.1249/01.mss.0000158994.29358.71 pmid: 15809566
37. Hsu WH, Lewis CL, Monaghan GM, Saltzman E, Hamill J, Holt KG. Orthoses posted in both the forefoot and rearfoot reduce moments and angular impulses on lower extremity joints during walking. J Biomech. 2014;47(11):2618-25. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.05.021 pmid: 24968944
38. Kulin RM, Jiang F, Vecchio KS. Effects of age and loading rate on equine cortical bone failure. J Mech Behav Biomed Mater. 2011;4(1):57-75. doi: 10.1016/j.jmbbm.2010.09.006 pmid: 21094480
39. Malisoux L, Chambon N, Delattre N, Gueguen N, Urhausen A, Theisen D. Injury risk in runners using standard or motion control shoes: a randomised controlled trial with participant and assessor blinding. Br J Sports Med. 2016;50(8):481-7. doi: 10.1136/bjsports-2015-095031 pmid: 26746907
40. Queen RM, Mall NA, Nunley JA, Chuckpaiwong B. Differences in plantar loading between flat and normal feet during different athletic tasks. Gait Posture. 2009;29(4):582-6. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.12.010 pmid: 19157878
41. Willwacher S, Goetze I, Fischer KM, Brüggemann G-P. The free moment in running and its relation to joint loading and injury risk. Footwear Sci. 2016;8(1):1-11.

www.SID.ir