

## اثر استفاده از کفش کنترل حرکت در دوندگان با پای پرونیت بر زوایای مطلق مفاصل ران و ساق پا در صفحه ساجیتال قبل و بعد از خستگی طی دویدن

امیرحسین صدری<sup>۱</sup>، امیرعلی جعفرنژادگرو<sup>۲\*</sup>، احسان فخری میرزائق<sup>۳</sup>، امیرحسین حرمتی<sup>۴</sup>

تاریخ دریافت ۱۴۰۳/۰۳/۲۷ تاریخ پذیرش ۱۴۰۳/۰۵/۱۷

### چکیده

**پیش‌زمینه و هدف:** پرونیشن بیش‌ازحد پا طی فاز استقرار در سیکل راه رفتن منجر به انعطاف بیش‌ازحد پا شده و همین امر باعث ناپایداری پا می‌شود. هدف پژوهش حاضر اثر استفاده از کفش کنترل حرکت در دوندگان با پای پرونیت بر زوایای مطلق مفاصل ران و ساق پا در صفحه ساجیتال قبل و بعد از خستگی طی دویدن بود.

**مواد و روش کار:** در این مطالعه ۱۳ دونده مبتدی دختر دارای پای پرونیت به‌عنوان گروه تجربی انتخاب شدند. از چیدمان ماکر CAST جهت شناسایی اندام‌های لگن، ران، ساق و پا استفاده شد. تجزیه و تحلیل داده‌های حرکت با استفاده از شش دوربین ویدئویی باسلا با نرخ نمونه‌برداری ۲۰۰ هرتز جمع‌آوری شد. جهت فیلتر کردن داده‌ها از فیلتر پایین‌گذر با مرتبه ۴ با برش فرکانسی ۱۰ هرتز استفاده شد.

**یافته‌ها:** بیشینه زاویه مطلق اندام ساق در صفحه ساجیتال طی ۳۵ درصد فاز اولیه اتکا دویدن در هنگام استفاده از کفش کنترل حرکت بعد از خستگی نسبت به شرایط استفاده از کفش کنترل قبل از خستگی در حدود ۶/۰۵ درجه افزایش داشت. کمینه زاویه مطلق اندام ران در صفحه ساجیتال طی ۵۰ درصد فاز اولیه اتکا دویدن در هنگام استفاده از کفش کنترل حرکت بعد از خستگی نسبت به شرایط استفاده از کفش کنترل قبل از خستگی در حدود ۴/۰۹ درجه کاهش داشت.

**بحث و نتیجه‌گیری:** کفش کنترل حرکت باعث کاهش زاویه مطلق ران و ساق پا پس از خستگی در افراد دونده می‌شود که می‌تواند در کاهش نرخ آسیب مؤثر باشد.

**کلیدواژه‌ها:** کفش کنترل حرکت، پرونیشن پا، دویدن، خستگی، زاویه مطلق

مجله مطالعات علوم پزشکی، دوره سی و پنجم، شماره چهارم، ص ۳۲۵-۳۱۳، تیر ۱۴۰۳

آدرس مکاتبه: گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، تلفن: ۰۹۱۰۵۱۴۶۲۱۶

Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

### مقدمه

سندروم ایلئوتیبیال باند، استرس فراکچر درشتنی، درد کشککی‌رانی می‌شود (۵). همچنین آسیب‌های مرتبط با دویدن در ورزشکاران مبتدی شایع است. که رایج‌ترین این آسیب‌ها در اندام تحتانی یعنی مچ پا، پا و زانو رخ می‌دهد (۶، ۷). کف پای صاف اختلالی است که در آن قوس طولی داخلی که تمام قسمت داخلی پا را در بر می‌گیرد از بین رفته یا کاهش می‌یابد (۸، ۹). پرونیشن به چرخش طبیعی پا به سمت داخل اشاره دارد که هنگام راه رفتن یا دویدن اتفاق می‌افتد (۱۰). کف پا نقش مهمی

زمانی که علائم مربوط به درد یا ناراحتی در فرد طی دویدن وجود داشته باشد به آن آسیب ناشی دویدن گفته می‌شود که فرد نتواند به فعالیت دویدن ادامه دهد و نیاز به پزشک داشته باشد (۱-۳). عوامل خطر خارجی برای دوندگان عبارت‌اند از: مسافت پیموده شده در هفته و تمرین، تاریخچه آسیب فرد، محیط آموزشی و پاسچر پا (۴). دویدن اغلب منجر به آسیب‌های ناشی از استفاده مکرر مانند،

<sup>۱</sup> کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران  
<sup>۲</sup> دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران (نویسنده مسئول)  
<sup>۳</sup> دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران  
<sup>۴</sup> کارشناس ارشد فیزیولوژی ورزشی، گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

در پرونیشن دارد زیرا قسمتی از پا است که با زمین تماس پیدا می‌کند (۱۱). قوس‌های پا، به‌ویژه قوس داخلی، به کنترل میزان پرونیشن در چرخه راه رفتن کمک می‌کنند (۱۲). افراد با کف پای صاف یا قوس‌های افتاده ممکن است بیش‌ازحد پروناسیون را تجربه کنند، جایی که پا بیش‌ازحد به سمت داخل می‌چرخد. این می‌تواند منجر به عدم تعادل بیومکانیکی شود و خطر آسیب پا و اندام تحتانی را افزایش دهد (۱۳، ۱۴). جهت کاهش آسیب در این افراد کفش‌های حمایتی با پشتیبانی از قوس و بالشتک مناسب توصیه می‌شود (۱۵، ۱۶). اعتقاد بر این است هنگامی که کفش‌ها با نوع پا متناسب باشد، منجر به کاهش آسیب‌های ورزشی می‌شود (۱۷). اساساً کفش کنترل حرکت که باهدف کنترل پرونیشن قسمت ریرفوت پا و ایجاد بیومکانیک طبیعی دویدن در تماس پاشنه پا با سطح زمین طراحی شده است (۱۸-۲۰). پرونیشن بیش‌ازحد بخش ریرفوت پا بر روی حرکت استخوان کشکک در اثر چرخش بیش‌ازحد استخوان درشت‌نهی و ران تأثیر می‌گذارد و اصلاح آن با کفش کنترل حرکت به‌منظور جلوگیری و درمان درد کشککی‌رانی مؤثر است (۲۲-۲۰).

چنگ<sup>۱</sup> و همکاران در سال ۲۰۰۷ در مطالعه‌ای به بررسی اثرات کفش کنترل حرکت جهت کاهش حرکت بیش‌ازحد ریرفوت در دوندگان طی ایجاد پروتکل خستگی را انجام دادند (۲۱). نتایج نشان داد زمانی که عضلات خسته می‌شوند کفش کنترل حرکت، حرکت ریرفوت را بین ۰/۹ تا ۶/۵۱ درجه در مقایسه با کفش‌های معمولی کاهش می‌دهد (۲۱). رز<sup>۲</sup> و همکاران در ۲۰۱۱ گزارش کردند که اثر استفاده از کفش کنترل حرکت در مقایسه با کفش‌های معمولی منجر به کاهش چرخش داخلی استخوان درشت‌نهی در کل دامنه چرخشی طی استفاده از کفش کنترل حرکت می‌شود (۲۳). همچنین نتایج حاصل از این مطالعه نشان داد که استفاده از کفش‌های دویدن همچون کنترل حرکت به‌عنوان یک مکانیزم مناسب جهت پیشگیری از آسیب توصیه می‌شود (۲۳). باوجوداین، تاکنون اثر کفش کنترل حرکت بر زوایای مطلق اندام تحتانی طی دویدن به لحاظ علمی موردبررسی قرار نگرفته است. بنابراین، هدف این مطالعه تأثیر استفاده از کفش کنترل حرکت در دوندگان با پای پرونیت بر زوایای مطلق مفاصل اندام ساق و ران در صفحه ساجیتال قبل و بعد از خستگی طی دویدن است.

## مواد و روش کار

در این مطالعه، ۱۳ دوندۀ مبتدی دختر دارای پای پرونیت

به‌عنوان گروه آزمایشی انتخاب شدند. میانگین قد:  $158/6 \pm 10/4$  سانتی‌متر، وزن:  $60/6 \pm 46/05$  کیلوگرم، سن:  $24/1 \pm 5/6$  سال، شاخص توده بدنی:  $24/08$  کیلوگرم بر مترمربع بود. شیوه نمونه‌گیری به‌صورت در دسترس از دانشجویان دختر دانشگاه بابلسر بود. معیار ورود به مطالعه حاضر عبارت است از: افتادگی استخوان ناوی‌کولار بالای ۱۰ میلی‌متر و دارای شاخص پاسچر پا بالاتر از ۶ می‌باشند به‌عنوان افراد دارای پای پرونیت معرفی شدند (۲۴). معیارهای خروج از پژوهش شامل سابقه شکستگی، جراحی، بیماری‌های ارتوپدی، مشکلات عصبی‌عضلانی، اختلاف طول اندام بیشتر از ۵ میلی‌متر بود. هیچ‌کدام از آزمودنی‌ها قبلاً از کفش کنترل حرکت استفاده نکرده بودند. قبل از اجرای آزمون، اهداف و روش برای آزمودنی‌ها شرح داده شد.

برای شرکت در این پژوهش رضایت‌نامه کتبی به‌صورت آگاهانه از آزمودنی‌ها دریافت گردید. از مارکرست CAST جهت شناسایی اندام‌های لگن، ران، ساق و پا استفاده شد (۲۵، ۲۶). مارکرهای استاتیک بر روی لندمارک‌های استخوانی به ترتیب زیر نصب گردید: خار خارهای قدامی فوقانی سمت چپ و راست لگن، پنجمین مهره کمری، ناحیه ناف، یک‌سوم فوقانی ران سمت راست، یک‌سوم تحتانی ران سمت چپ، کندیل داخلی و خارجی استخوان درشت‌نهی، قوزک داخلی و خارجی پا، مرکز پاشنه و نوک انگشت پا که طبق مارکرست CAST نصب گردید (۲۷). ترکیب مارکرها در مرکز پاشنه انتهای پنجمین و دومین سر استخوان متاتارسال، خار خارهای قدامی فوقانی سمت چپ و راست لگن، پنجمین مهره کمری و همچنین ۲ عدد مارکرست کلاستر بر روی اندام ران و ساق قرار داده شد. تجزیه‌وتحلیل حرکت با استفاده از شش دوربین ویدئویی باسلر با نرخ نمونه‌برداری ۲۰۰ هرتز جمع‌آوری شد.

جهت فیلتر کردن از فیلتر Butterworth پایین‌گذر با مرتبه ۴ (Pass ۲)، برش فرکانسی ۱۰ هرتز) استفاده گردید (۴۱).

جهت پردازش داده‌ها از نرم‌افزار MATLAB استفاده شد. این نرم‌افزار داده‌های زوایای لگن، ران، زانو و مچ پا را محاسبه کرد و هر گام به شیوه اینترپولیت به ۱۰۱ نقطه طی فاز اتکای دویدن نرمال‌سازی شد.

در این مطالعه، یک مدل کفش کنترل حرکت (ASICS Women's GEL-Kayano 24 Running Shoe) که به‌طور خاص برای پرونیت بیش‌ازحد پا طراحی شده بود و کفش‌های معمولی (ASICS Women's GEL-Nimbus 19 Running Shoe) استفاده شد (شکل ۱).

<sup>۱</sup> Cheung

<sup>۲</sup> Rose



تصویر (۱): الف) کفش موشن کنترل ب) کفش کنترل

اجرای آزمون کنترل شد. سرعت با افزایش ۱ کیلومتر در ساعت هر ۲ دقیقه افزایش یافت تا به شدت ۱۳ در مقیاس بورگ رسید. شرکت‌کنندگان همچنان به سرعت در حالت پایدار باقی ماندند تا زمانی که امتیاز بورگ به ۱۷ یا ۸۰ درصد حداکثر ضربان قلب رسید، و همین حالت را تا ۲ دقیقه اضافه‌تر ادامه دادند (۴۰). هر آزمودنی بر روی تردمیل (Horizon Fitness, Omega GT, USA) با سرعت ۶ کیلومتر بر ساعت شروع به دویدن کرد. شرکت‌کنندگان در طی پروتکل خستگی ناشی از دویدن به حالت پایدار رسیدند (۳۸). دو دقیقه استراحت بین اجرای دو شرایط در نظر گرفته شد. بعد از اجرای پروتکل خستگی که ناشی از دویدن بود (۲۸)، دوباره همانند پیش‌آزمون ثبت کینماتیکی دویدن در دو شرایط انجام گرفت. تحلیل برنامه‌نویسی بردار (Vector coding technique) برای کمی نمودن هماهنگی بین مفاصل مورد استفاده قرار گرفت (۲۹). نمودار زاویه-زاویه برای هر سیکل دویدن ترسیم گردید به طوری که موقعیت مفصل دیستال بر روی محور X و موقعیت مفصل پروگزیمال بر روی محور Y قرار گرفت. زاویه بردار ( $\theta$ ) جهت محاسبه راستای فریم‌های مجاور بر روی نمودار زاویه-زاویه نسبت به محور افقی به ترتیب فرمول زیر محاسبه شد:

$$\theta_{(j, j+1)} = \arctan((Y_{(j+1)} - Y_{(j)}) / (X_{(j+1)} - X_{(j)}))$$

مفصل پروگزیمال بدون وجود حرکت در مفصل دیستال است. زاویه بردار برابر ۰، ۴۵، ۱۳۵، ۲۲۵ و ۳۱۵ درجه نشان‌دهنده حرکت نسبی برابر بین مفصل دیستال و پروگزیمال است. ضریب همبستگی پیرسون است (۳۰). ضریب  $r$  جهت اندازه‌گیری تغییرپذیری هماهنگی مورد استفاده قرار گرفت. ابتدا، طول بردار  $l_{j, j+1}$  بین دو فریم مجاور به ترتیب زیر محاسبه شد:

در ابتدا کالیبراسیون محیط آزمایشگاه انجام شد. سپس داده‌های آنروپومتریکی آزمودنی شامل وزن، قد، طول پا، پهنای زانو، فاصله بین خار خاصه‌های فوقانی قدامی چپ و راست، پهنای مچ پا سمت راست و چپ بدن به‌عنوان داده‌های مورد نیاز در برنامه نرم‌افزار نکسوس وارد شد. سپس آزمودنی در مسیر تعیین شده دویدند و تصویر مارکرها طی دویدن توسط دوربین‌ها ثبت گردید. در ادامه، داده‌ها در دو شرایط دویدن با کفش کنترل و دویدن با کفش کنترل حرکت در مسیر تعیین شده ثبت شد. قبل از انجام کوشش، آزمایش استاتیک برای شناسایی موقعیت مرکز مفصل و محاسبه بخش سیستم‌های مختصاتی گرفته شد. داده‌ها در دو شرایط دویدن با کفش کنترل و دویدن با کفش معمولی حرکت ثبت گردید. ترتیب هر شرایط به‌طور تصادفی انجام شد به این ترتیب که اسامی هر شرایط داخل یگ برگه نوشته‌شده و داخل کیسه قرار گرفت و برای هر فرد از داخل کیسه ترتیب اجرا تعیین شد. شش تلاش دویدن در سرعتی برابر ۳/۳ متر بر ثانیه تحت هر شرایط به اجرا درآمد. از شرکت‌کنندگان خواسته شد تا میزان درک اعمال‌شده خود را با استفاده از مقیاس ۱۵ نقطه بورگ (۲۰-۶) ارزیابی کنند (۳۹) و میزان افزایش ضربان قلب با استفاده از یک ضربان سنج (Polar RS100, Polar Electro Oy, Woodbury, NY) طی

در این معادله نشان‌دهنده یک فریم در طی سری زمانی است.

یک زاویه بردار دارای یک ارزشی در دامنه ۰ تا ۳۶۰ درجه است. زاویه بردار برابر ۰ یا ۱۸۰ درجه نشان‌دهنده حرکت مفصل دیستال بدون وجود حرکت در مفصل پروگزیمال است. زاویه بردار برابر ۹۰ یا ۲۷۰ درجه نشان‌دهنده وجود حرکت در

$$l_{j,j+1} = \sqrt{X_{j,j+1}^2 + Y_{j,j+1}^2} \quad \text{معادله ۱}$$

سپس  $\cos$  و  $\sin$  مربوط به  $l_{j,j+1}$  بین دو فریم مجاور به ترتیب زیر محاسبه شد:

$$\cos\theta_{(j,j+1)} = X_{(j,j+1)} / l_{(j,j+1)} \quad \text{معادله ۲}$$

$$\sin\theta_{(j,j+1)} = Y_{(j,j+1)} / l_{(j,j+1)} \quad \text{معادله ۳}$$

بردار میانگین ( $a_{j,j+1}$ )، برای یک فاصله فریم تا فریم مشخص طی ۳ سیکل دویدن بر اساس مقادیر میانگین سینوس ( $\overline{\sin\theta}$ ) و کسینوس

( $\overline{\cos\theta}$ ) به ترتیب زیر محاسبه شد:

$$a_{j,j+1} = \sqrt{\overline{\cos\theta}^2 + \overline{\sin\theta}^2} \quad \text{معادله ۴}$$

درحالی که، مقدار  $a_{j,j+1}$  خود می تواند به عنوان برآورد تغییرپذیری هماهنگی مورد استفاده قرار گیرد، آن باید بیشتر مورد پردازش قرار گیرد تا اندازه بردار محاسبه شود. در ادامه طول هر بردار برای فواصل فریم تا فریم  $l_{j,j+1}$  با طول بردار بیشینه مشاهده شده در هر فاصله مربوطه طی سه سیکل دویدن به ترتیب زیر نرمال گردید:

$$l_{(j,j+1)}^t = l_{(j,j+1)} / (\max(l_{(j,j+1)})) \quad \text{معادله ۵}$$

در این رابطه  $l'$  نشان دهنده طول بردار نرمالیز شده و  $t = 1 \sim 10$  است.

#### تحلیل آماری داده ها:

فاکتور اصلی این آزمایش خستگی و نوع کفش بود. برای تعیین تفاوت بین بازخورد افراد در مورد راحتی کفش، از آزمون  $t$  زوجی استفاده شد. میزان اندازه اثر در این پژوهش با استفاده از رابطه Cohen's  $d$  محاسبه گردید (Cohen, 1977). در این رابطه اگر میزان اندازه اثر  $0.2$  یا کمتر باشد نشان دهنده تغییرات کم،  $0.5$  تغییرات متوسط و  $0.8$  تغییرات بزرگ است. جهت محاسبه اندازه اثر ( $d$ ) از رابطه زیر استفاده شد (۳۱):

برای بررسی نرمال بودن داده ها و امکان استفاده از آزمون های پارامتریک از آزمون شاپیروویلیک استفاده گردید. سپس از آزمون آماری آنالیز واریانس با اندازه های تکراری جهت مقایسه داده ها طی دو شرایط دویدن با کفش کنترل و کفش کنترل حرکت استفاده شد. در آزمون آنالیز واریانس با اندازه های تکراری، جهت بررسی همسانی واریانس و کوواریانس از آزمون موخلی ۲ استفاده شد.

$$\text{میانگین انحراف استاندارد دو شرایط} / (\text{اختلاف میانگین دو شرایط}) = (d) \text{ اندازه اثر} \quad \text{معادله ۶}$$

تمام تحلیل ها در سطح معناداری  $0.05$  و با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۲۳ انجام پذیرفت.

#### یافته ها

(جدول ۱). نتایج نشان می دهد کمینه زاویه مطلق اندام ساق پا در صفحه ساجیتال طی ۵ درصد فاز اولیه اتکا دویدن طی شرایط استفاده از کفش کنترل حرکت بعد از خستگی نسبت به شرایط استفاده از کفش کنترل قبل از خستگی در حدود  $5/28$  درجه افزایش داشت ( $d=0.078$ ;  $P=0.029$ ) (جدول ۱).

بیشینه زاویه مطلق اندام ساق پا در صفحه ساجیتال طی ۵ درصد فاز اولیه اتکا دویدن طی شرایط استفاده از کفش کنترل حرکت بعد از خستگی نسبت به شرایط استفاده از کفش کنترل قبل از خستگی در حدود  $4/3$  درجه افزایش داشت ( $d=0.072$ ;  $P=0.027$ )

2. Mauchly test of sphericity

1. Repeated measure ANOVA

**جدول (۱):** مقایسه زوایای مطلق ساق پا در ۵ درصد فاز اولیه اتکا دویدن

حرکت	کفش کنترل قبل	کفش موشن قبل	کفش کنترل بعد	کفش موشن بعد	سطح معناداری	سطح معناداری
	خستگی	خستگی	خستگی	خستگی	کفش موشن	کفش کنترل
بیشینه	<sup>b</sup> ۷/۴۶±۵/۹۰	۱۱/۱۴±۴/۸۴	۹/۸۶±۵/۰۶	<sup>b</sup> ۱۱/۷۶±۵/۹۳	*۰/۰۴۵	۰/۷۳۱
کمینه	<sup>b</sup> ۲/۹۷±۷/۷۴	۸/۶۶±۴/۸۹	۷/۲۰±۵/۰۰	<sup>b</sup> ۹/۲۵±۵/۷۰	*۰/۰۴۴	*۰/۰۴۵

b اختلاف معنادار بین کفش کنترل قبل خستگی و کفش کنترل حرکت بعد خستگی

یافته‌های حاضر نشان می‌دهد بیشینه زاویه مطلق اندام ساق در صفحه ساجیتال طی ۳۵ درصد فاز اولیه اتکا دویدن در هنگام استفاده از کفش کنترل حرکت بعد از خستگی نسبت به شرایط استفاده از کفش کنترل قبل از خستگی در حدود ۶/۰۵ درجه افزایش داشت ( $d=۰/۹۳$ ;  $P=۰/۰۴۴$ ) (جدول ۲).

**جدول (۲):** مقایسه زوایای مطلق ساق پا در ۳۵ درصد فاز اولیه اتکا دویدن

کفش کنترل قبل	کفش موشن قبل	کفش کنترل بعد	کفش موشن بعد	سطح معناداری	سطح معناداری
قبل خستگی	خستگی	قبل خستگی	خستگی	کفش موشن	کفش کنترل
بیشینه	<sup>b</sup> ۴/۰۵±۵/۸۲	۷/۹۴±۴/۸۶	۶/۴۲±۴/۹۸	<sup>b</sup> ۱۰/۱۰±۷/۰۸	*۰/۰۴۰
کمینه	-۲۱/۵۰±۵/۴۵	-۱۸/۸۱±۴/۶۰	-۲۱/۹۱±۴/۷۲	-۱۸/۷۷±۵/۳۱	۰/۷۵۱

b اختلاف معنادار بین کفش کنترل قبل خستگی و کفش کنترل حرکت بعد خستگی

نتایج پژوهش حاضر هیچ‌گونه اختلاف معناداری در مقادیر بیشینه و کمینه زاویه مطلق اندام ساق در صفحه ساجیتال طی ۵۰ درصد فاز اولیه اتکا دویدن را نشان نداد (جدول ۳).

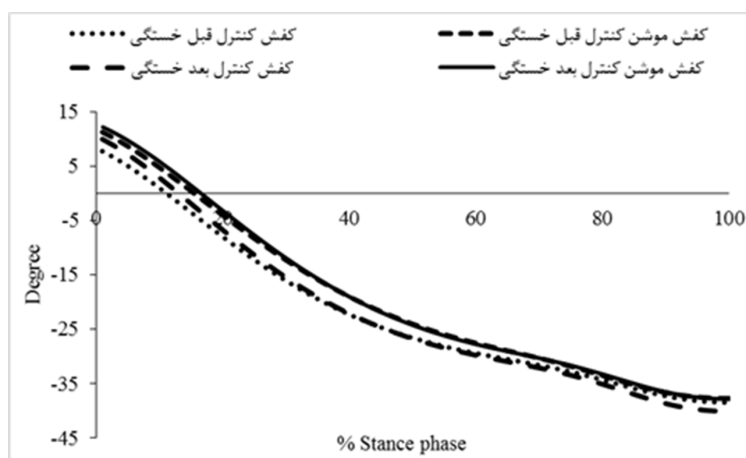
**جدول (۳):** مقایسه زوایای مطلق ساق پا در ۵۰ درصد فاز اولیه اتکا دویدن

حرکت	کفش کنترل قبل	کفش موشن قبل	کفش کنترل بعد	کفش موشن بعد	سطح معناداری	سطح معناداری
	خستگی	خستگی	خستگی	خستگی	کفش موشن	کفش کنترل
بیشینه	-۲۲/۸۸±۵/۵۲	-۱۹/۳۹±۴/۶۴	-۲۲/۴۶±۴/۷۲	-۱۹/۸۴±۵/۳۹	۰/۶۷۵	۰/۸۱۰
کمینه	-۲۸/۲۱±۵/۴۳	-۲۵/۷۵±۵/۳۴	-۲۸/۳۰±۴/۸۵	-۲۶/۲۱±۵/۲۰	۰/۹۲۸	۰/۸۰۱

نتایج پژوهش حاضر هیچ‌گونه اختلاف معناداری در مقادیر بیشینه و کمینه زاویه مطلق اندام ساق در صفحه ساجیتال طی ۱۰۰ درصد فاز اولیه اتکا دویدن را نشان نداد (جدول ۴).

**جدول (۴):** مقایسه زوایای مطلق ساق پا در ۱۰۰ درصد فاز اولیه اتکا دویدن

حرکت	کفش کنترل قبل	کفش موشن قبل	کفش کنترل بعد	کفش موشن بعد	سطح معناداری	سطح معناداری
	خستگی	خستگی	خستگی	خستگی	کفش موشن	کفش کنترل
بیشینه	-۲۸/۴۷±۵/۴۵	-۲۶/۰۹±۵/۴۲	-۲۶/۴۵±۱۰/۰۶	-۲۶/۶۱±۵/۲۴	۰/۲۱۶	*۰/۰۲۱
کمینه	-۳۸/۶۳±۵/۳۹	-۳۷/۹۱±۷/۳۴	-۳۷/۰۱±۱۲/۳۴	-۳۸/۰۱±۵/۱۶	۰/۳۷۹	۰/۱۰۵



نمودار (۱): زاویه مطلق اندام ساق در صفحه ساجیتال طی مرحله استقرار دویدن در چهار شرایط

نتایج پژوهش حاضر هیچ‌گونه اختلاف معناداری در مقادیر بیشینه و کمینه زاویه مطلق اندام ران در صفحه ساجیتال طی ۵ درصد فاز اولیه اتکا دویدن را نشان نداد (جدول ۵).

جدول (۵): مقایسه زوایای مطلق اندام ران در ۵ درصد فاز اولیه اتکا دویدن

حرکت	کفش کنترل قبل	کفش موشن قبل	کفش کنترل بعد	کفش موشن بعد	سطح معناداری	سطح معناداری
	خستگی	خستگی	خستگی	خستگی	کفش موشن	کفش کنترل
بیشینه	۱۳/۵۱±۴/۲۳	۱۶/۱۸±۶/۰۱	۱۳/۶۵±۳/۰۶	۱۵/۰۴±۳/۹۱	۰/۰۳۸*	۰/۲۳۵
کمینه	۱۲/۰۶±۴/۲۲	۱۵/۷۷±۵/۸۶	۱۲/۲۸±۳/۰۵	۱۴/۵۷±۳/۹۸	۰/۰۲۲*	۰/۲۲۸

درصد فاز اولیه اتکا دویدن طی شرایط استفاده از کفش کنترل حرکت بعد از خستگی نسبت به شرایط استفاده از کفش کنترل قبل از خستگی در حدود ۴/۳۱ درجه افزایش داشت ( $P=0/056$ ;  $d=1/14$ ) (جدول ۶).

نتایج پژوهش حاضر هیچ‌گونه اختلاف معناداری در بیشینه زاویه مطلق اندام ران در صفحه ساجیتال طی ۳۵ درصد فاز اولیه اتکا دویدن را نشان نداد (جدول ۶). یافته‌های پژوهش حاضر نشان می‌دهد کمینه زاویه مطلق اندام ران در صفحه ساجیتال در ۳۵

جدول (۶): مقایسه زوایای مطلق اندام ران در ۳۵ درصد فاز اولیه اتکا دویدن

حرکت	کفش کنترل قبل	کفش موشن قبل	کفش کنترل بعد	کفش موشن بعد	سطح معناداری	سطح معناداری
	خستگی	خستگی	خستگی	خستگی	کفش موشن	کفش کنترل
بیشینه	۱۳/۶۹±۴/۲۶	۱۶/۴۱±۵/۳۲	۱۴/۱۷±۳/۱۳	۱۵/۴۹±۳/۳۹	۰/۰۳۲*	۰/۱۹۵
کمینه	۱۴/۴۴±۴/۴۱	۸/۳۵±۴/۲۷	۶/۴۵±۳/۸۸	۸/۷۵±۳/۱۰	۰/۰۴۱*	۰/۰۹۹

b اختلاف معنادار بین کفش کنترل قبل خستگی و کفش کنترل حرکت بعد خستگی

افزایش داشت ( $P=0/052$ ;  $d=0/93$ ) (جدول ۷). کمینه زاویه مطلق اندام ران در صفحه ساجیتال طی ۵۰ درصد فاز اولیه اتکا دویدن در هنگام استفاده از کفش کنترل حرکت قبل از خستگی نسبت به شرایط استفاده از کفش کنترل قبل از خستگی در حدود ۴/۹ درجه کاهش داشت ( $P=0/018$ ;  $d=1/08$ ) (جدول ۷). کمینه زاویه مطلق

یافته‌های حاضر نشان می‌دهد، بیشینه زاویه مطلق اندام ران در صفحه ساجیتال طی ۵۰ درصد فاز اولیه اتکا دویدن در هنگام استفاده از کفش کنترل حرکت قبل از خستگی نسبت به شرایط استفاده از کفش کنترل قبل از خستگی در حدود ۴/۲۵ درجه

اندام ران در صفحه ساجیتال طی ۵۰ درصد فاز اولیه اتکا دویدن در هنگام استفاده از کفش کنترل حرکت قبل از خستگی در حدود ۴/۰۹ درجه کاهش داشت ( $d=1/18$ ;  $P=0/040$ ) (جدول ۷).

**جدول (۷):** مقایسه زوایای مطلق اندام ران در ۵۰ درصد فاز اولیه اتکا دویدن

حرکت	کفش کنترل قبل	کفش موشن قبل	کفش کنترل بعد	کفش موشن بعد	سطح معناداری	سطح معناداری
	خستگی	خستگی	خستگی	خستگی	کفش موشن	کفش کنترل
بیشینه	$3/84 \pm 4/40$	$8/09 \pm 4/67$	$5/47 \pm 3/04$	$7/63 \pm 3/05$	*	* $0/045$
کمینه	$ab-5/63 \pm 4/20$	$a-0/73 \pm 4/83$	$-4/32 \pm 3/33$	$b-1/54 \pm 2/69$		* $0/047$

a اختلاف معنادار بین کفش control قبل خستگی و کفش کنترل حرکت قبل خستگی

b اختلاف معنادار بین کفش کنترل قبل خستگی و کفش کنترل حرکت بعد خستگی

در هنگام استفاده از کفش کنترل حرکت بعد از خستگی نسبت به شرایط استفاده از کفش کنترل قبل از خستگی در حدود ۴/۳۹ درجه کاهش داشت ( $d=1/19$ ;  $P=0/031$ ) (جدول ۸). هیچ‌گونه اختلاف معناداری در کمینه زاویه مطلق اندام ران در صفحه ساجیتال طی ۱۰۰ درصد فاز اولیه اتکا دویدن وجود نداشت (جدول ۸).

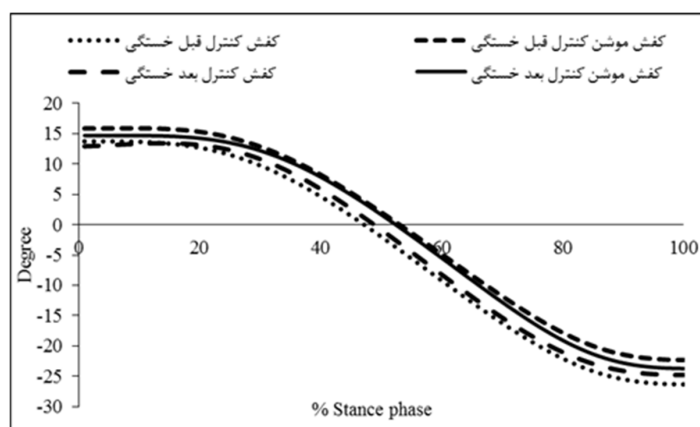
پژوهش حاضر نشان می‌دهد بیشینه زاویه مطلق اندام ران در صفحه ساجیتال طی ۱۰۰ درصد فاز اولیه اتکا دویدن در هنگام استفاده از کفش کنترل حرکت قبل از خستگی نسبت به شرایط استفاده از کفش کنترل قبل از خستگی در حدود ۴/۵۲ درجه کاهش داشت ( $d=1/05$ ;  $P=0/039$ ) (جدول ۸). بیشینه زاویه مطلق اندام ران در صفحه ساجیتال طی ۱۰۰ درصد فاز اولیه اتکا دویدن

**جدول (۸):** مقایسه زوایای مطلق اندام ران در ۱۰۰ درصد فاز اولیه اتکا دویدن

حرکت	کفش کنترل قبل	کفش موشن قبل	کفش کنترل بعد	کفش موشن بعد	سطح معناداری	سطح معناداری
	خستگی	خستگی	خستگی	خستگی	کفش موشن	کفش کنترل
بیشینه	$ab-6/35 \pm 4/18$	$a-1/83 \pm 4/35$	$-5/58 \pm 2/85$	$b-1/96 \pm 3/19$		* $0/038$
کمینه	$-26/30 \pm 4/13$	$-21/89 \pm 6/28$	$-24/91 \pm 2/17$	$-23/10 \pm 4/10$		* $0/022$

a اختلاف معنادار بین کفش کنترل قبل خستگی و کفش کنترل حرکت قبل خستگی

b اختلاف معنادار بین کفش کنترل قبل خستگی و کفش کنترل حرکت بعد خستگی



**نمودار (۲):** زاویه مطلق اندام ران در صفحه ساجیتال طی مرحله استقرار دویدن در چهار شرایط

## بحث و نتیجه‌گیری

هدف از مطالعه حاضر بررسی اثر استفاده از کفش کنترل حرکت در دوندگان با پای پرونیته بر زوایای مطلق مفاصل ران و ساق پا در صفحه ساجیتال قبل و بعد از خستگی طی دویدن بود. نتایج پژوهش حاضر نشان داد، بیشینه زاویه مطلق اندام ساق پا در صفحه ساجیتال طی ۵ درصد فاز اولیه اتکا دویدن طی شرایط استفاده از کفش کنترل حرکت بعد از خستگی نسبت به شرایط استفاده از کفش کنترل قبل از خستگی در حدود ۴/۳ درجه افزایش داشت. نتایج نشان می‌دهد کمینه زاویه مطلق اندام ساق پا در صفحه ساجیتال طی ۵ درصد فاز اولیه اتکا دویدن طی شرایط استفاده از کفش کنترل حرکت بعد از خستگی نسبت به شرایط استفاده از کفش کنترل قبل از خستگی در حدود ۵/۲۸ درجه افزایش داشت. یافته‌های حاضر نشان می‌دهد بیشینه زاویه مطلق اندام ساق در صفحه ساجیتال طی ۳۵ درصد فاز اولیه اتکا دویدن در هنگام استفاده از کفش کنترل حرکت بعد از خستگی نسبت به شرایط استفاده از کفش کنترل قبل از خستگی در حدود ۶/۰۵ درجه افزایش داشت. نتایج پژوهش حاضر هیچ‌گونه اختلاف معناداری در بیشینه زاویه مطلق اندام ران در صفحه ساجیتال طی ۳۵ درصد فاز اولیه اتکا دویدن را نشان نداد. یافته‌های پژوهش حاضر نشان می‌دهد کمینه زاویه مطلق اندام ران در صفحه ساجیتال در ۳۵ درصد فاز اولیه اتکا دویدن طی شرایط استفاده از کفش کنترل حرکت بعد از خستگی نسبت به شرایط استفاده از کفش کنترل قبل از خستگی در حدود ۴/۳۱ درجه افزایش داشت. یافته‌های حاضر نشان می‌دهد، بیشینه زاویه مطلق اندام ران در صفحه ساجیتال طی ۵۰ درصد فاز اولیه اتکا دویدن در هنگام استفاده از کفش کنترل حرکت قبل از خستگی نسبت به شرایط استفاده از کفش کنترل بعد از خستگی در حدود ۴/۲۵ درجه افزایش داشت. در راستا یافته‌های نتایج پژوهش حاضر Dierks و همکاران (۲۰۰۸) گزارش کردند که اوج بالاتر زاویه اینورژن با افزایش خطر ابتلا به آسیب ایجاد شده در دوندگان همراه است و افزایش اورژن پا می‌تواند منجر به جابجایی بیشتر قسمت داخلی پا شود که با افزایش آبداکشن درشت‌ننی همراه خواهد بود (۳۲). همچنین گزارش شده که افزایش آبداکشن درشت‌ننی می‌تواند به ژنووآلگوم کمک کند (۳۳). این وضعیت اغلب در افراد با افزایش اورژن پا مشاهده می‌شود (۳۴). در پژوهشی دیگر کاهش دامنه حرکتی در مفصل زانو و ران طی دویدن پس از ۵ کیلومتر در کفش‌های بیونیک برای مفاصل اندام تحتانی گزارش شده است، به طوری که کاهش زاویه نواحی پا و چرخش داخلی لگن طی دویدن پس از ۵ کیلومتر در کفش‌های بیونیک گزارش شد. همچنین در کینتیک اندام مانند گشتاور عضلات از لحاظ آماری

تفاوت معنی‌داری بین قبل و بعد از دویدن ۵ کیلومتر مشاهده شد (۳۵). در پژوهش دیگر Ferber و همکاران (۲۰۰۳) گزارش کردند که زنان طی دویدن دارای اوج بالایی از آبداکشن زانو هستند (۳۶). Delfico و همکاران (۱۹۹۸) گزارش کردند که افزایش زاویه اولیه فلکشن زانو منجر به بهبود کینماتیک مفصل زانو، بهینه شدن فعالیت عضلات همسترینگ و همچنین افزایش جذب شوک و کاهش نیروی عکس‌العمل زمین می‌گردد (۳۷). Lin و همکاران گزارش کردند که افراد دارای کف پای صاف در مفصل زانو طی فاز استقرار راه رفتن دارای چرخش خارجی و آبداکشن بالاتری در مقایسه با همسالان سالم خود می‌باشند که می‌تواند منجر به افزایش احتمالی نرخ آسیب اندام تحتانی در این افراد باشد (۳۸). Moore و همکاران (۲۰۱۶) گزارش کردند که فلکشن بیشتر زانو در هل دادن ممکن است میزان فلکشن اضافی زانو طی نوسان را کاهش دهد و انرژی برای فلکشن پا طی فاز نوسان کاهش دهد که می‌تواند به فن‌های دویدن مقرون‌به‌صرفه‌تری کمک کند (۳۹). محققان گزارش کرده‌اند که زاویه بیشتر فلکشن زانو در تماس با پاشنه و در طول بارگیری موجب کاهش نیروی عکس‌العمل زمین می‌شود و موجب تضعیف شوک تماسی در بالای زانو می‌شود و اینکه فلکشن بیشتر زانو می‌تواند شوک بزرگ‌تری در استخوان درشت‌ننی ایجاد کند و منجر به افزایش خطر ابتلا به آسیب‌های فشاری گردد (۴۰). در نتیجه، زاویه افزایش یافته زانو در طی فاز استقرار در دوندگان رقابتی ممکن است به روشن شدن میزان شیوع بالاتر آسیب‌های پایین پا کمک کند (۴۲). Milner و همکاران (۲۰۰۶) گزارش کردند که در هنگام دویدن با درجه بیشتری از فلکشن زانو، سفتی عمودی مؤثر اندام تحتانی کاهش می‌یابد (۴۳). همچنین نتایج این مطالعه نشان داد که استفاده از کفش کنترل حرکت در دوندگان با پای پرونیته در گروه تجربی باعث کاهش زاویه ریرفوت پا به‌طور معناداری می‌شود. بنابراین به نظر می‌رسد استفاده از کفش کنترل حرکت باعث کاهش آسیب‌های ناشی از پرونیته پا در حین دویدن می‌شود. کفش کنترل حرکت باعث کاهش چرخش داخلی درشت‌ننی در افراد دارای پای پرونیته شده است که این نتایج نشان می‌دهد استفاده از کفش کنترل حرکت به‌عنوان یک نوع پیشگیری از آسیب‌های ناشی از دویدن توصیه می‌شود. در سال‌های اخیر، کفش‌های کنترل حرکت به گزینه‌ای محبوب برای دوندگان مبتلا به پای پرونیته تبدیل شده‌اند، وضعیتی که با چرخش پا به سمت داخل در حین راه رفتن مشخص می‌شود (۴۴، ۴۵). این کفش‌ها به‌گونه‌ای طراحی شده‌اند که پشتیبانی و کنترل بیشتری را برای کمک به اصلاح این اختلال و جلوگیری از آسیب‌دیدگی فراهم می‌کنند (۴۶). با این حال، هنوز بحث‌هایی در مورد تأثیر این کفش‌ها



تحقیقات دریافت نشده است.

### تعارض منافع

بنا بر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

### ملاحظات اخلاقی

در این مطالعه، رعایت اصول اخلاقی بهدقت موردتوجه قرار گرفت. قبل از آغاز مطالعه، اهداف و روش‌های تحقیق به‌صورت کامل برای شرکت‌کنندگان توضیح داده شد و رضایت‌نامه کتبی آگاهانه از آن‌ها دریافت گردید. این اطمینان حاصل شد که شرکت‌کنندگان از حقوق خود و ماهیت مطالعه آگاه باشند و به‌صورت داوطلبانه از تحقیق شرکت کنند.

### مشارکت نویسندگان

تمام نویسندگان در آماده‌سازی این مقاله مشارکت یکسان دارد.

وجود دارد و اینکه آیا آن‌ها واقعاً در نحوه حرکت بدن طی دویدن تفاوت‌های را ایجاد می‌کنند یا خیر (۴۷).

مطالعه انجام‌شده دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می‌توان به این نکته اشاره نمود که اثرات طولانی‌مدت استفاده از کفش کنترل حرکت در این تحقیق موردسنجش قرار نگرفته است. و اینکه نمونه آماری مطالعه انجام‌شده فقط بر روی جنسیت زن بود در حالیکه این احتمال وجود دارد که پسران دارای کف پای صاف نتایج متفاوتی را نسبت به آنچه در پژوهش حاضر به‌دست‌آمده است را گزارش کنند.

### تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله از متصدیان دانشگاه مازندران و دانشجویان مشارکت‌کننده در تحقیق صمیمانه تشکر می‌نماییم.

### حامی مالی

این مقاله هیچ‌گونه کمک مالی از سازمان تأمین‌کننده مالی در بخش‌های عمومی و دولتی، تجاری، غیرانتفاعی دانشگاه یا مرکز

## References:

1. Van Mechelen W, Hlobil H, Kemper HC, Voorn WJ, de Jongh HR. Prevention of running injuries by warm-up, cool-down, and stretching exercises. *Am J Sports Med* 1993;21(5):711-9. <https://doi.org/10.1177/036354659302100513>
2. Buist I, Bredeweg SW, Lemmink KA, Pepping G-J, Zwerver J, van Mechelen W, et al. The GRONORUN study: is a graded training program for novice runners effective in preventing running related injuries? Design of a randomized controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord* 2007;8(1):24. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-8-24>
3. Taunton J, Ryan M, Clement D, McKenzie D, Lloyd-Smith D, Zumbo B. A prospective study of running injuries: the Vancouver Sun Run "In Training" clinics. *Br J Sports Med* 2003;37(3):239-44. <https://doi.org/10.1136/bjism.37.3.239>
4. Rudzki SJ. Injuries in Australian Army recruits. Part I: Decreased incidence and severity of injury seen with reduced running distance. *Mil Med* 1997;162(7):472-6. <https://doi.org/10.1093/milmed/162.7.472>
5. Taunton JE, Ryan MB, Clement D, McKenzie DC, Lloyd Smith D, Zumbo B. A retrospective case control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med* 2002;36(2):95-101. <https://doi.org/10.1136/bjism.36.2.95>
6. Wiegerinck JI, Boyd J, Yoder JC, Abbey AN, Nunley JA, Queen RM. Differences in plantar loading between training shoes and racing flats at a self-selected running speed. *Gait Posture* 2009;29(3):514-9. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.12.001>
7. Tonoli DC, Cumps E, Aerts I, Verhagen E, Meeusen R. Incidence, risk factors and prevention of running related injuries in long-distance running: a systematic review. *Sport Geneeskunde* 2010;43(5).
8. Chen Y-C, Lou S-Z, Huang C-Y, Su F-C. Effects of foot orthoses on gait patterns of flat feet patients. *Clin Biomech* 2010;25(3):265-70. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.11.007>
9. Cote KP, Brunet ME, II BMG, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *J Athl Train* 2005;40(1):41.

10. Galloso-Lagos MJ, González-Elena ML, Pérez-Belloso AJ, Coheña-Jiménez M, Elena-Pérez M, Muriel-Sánchez JM, et al. A Short-Term Evaluation of Foot Pronation Tendency in Healthy Recreational Runners. *Life (Basel)* 2023;13(11).  
<https://doi.org/10.3390/life13112202>
11. H H, A E, S N, E O, Zamani YS. Low Price Foot Pressure Distribution Screening Technique: Optical Podoscope with Accurate Foot Print Segmentation using Hidden Markov Random Field Model. *J Biomed Phys Eng* 2020;10(4):523-36.
12. da Silva Neto WC, Lopes AD, Ribeiro AP. Gait Retraining With Visual Biofeedback Reduces Rearfoot Pressure and Foot Pronation in Recreational Runners. *J Sport Rehabil* 2022;31(2):165-73.  
<https://doi.org/10.1123/jsr.2021-0091>
13. Dami A, Payen E, Farahpour N, Robb K, Isabelle PL, Moisan G. Medially wedged foot orthoses generate greater biomechanical effects than thin-flexible foot orthoses during a unilateral drop jump task on level and inclined surfaces. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2024;112:106193.  
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2024.106193>
14. Zhang X, Aeles J, Vanwanseele B. Comparison of foot muscle morphology and foot kinematics between recreational runners with normal feet and with asymptomatic over-pronated feet. *Gait Posture* 2017;54:290-4.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.03.030>
15. Holowka NB, Gillinov SM, Virot E, Lieberman DE. Effects of footwear cushioning on leg and longitudinal arch stiffness during running. *J Biomech* 2022;133:110869.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110869>
16. Lourenço BM, Magalhães FA, Vieira FM, Reis CK, Costa HS, Araújo VL, et al. An exploration of the effects of prefabricated and customized insoles on lower limb kinetics and kinematics during walking, stepping up and down tasks: A time series analysis. *Gait Posture* 2022;98:297-304.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.10.004>
17. Kaufman KR, Brodine SK, Shaffer RA, Johnson CW, Cullison TR. The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. *Am J Sports Med* 1999;27(5):585-93.  
<https://doi.org/10.1177/03635465990270050701>
18. Cheung RT, Ng GY. Motion control shoe affects temporal activity of quadriceps in runners. *Br J Sports Med* 2009;43(12):943-7.  
<https://doi.org/10.1136/bjism.2008.054692>
19. Cheung RT, Ng GY. A systematic review of running shoes and lower leg biomechanics: A possible link with patellofemoral pain syndrome? *Int SportMed J* 2007;8(3):107-16.
20. Cheung RT, Ng GY. Association of footwear with patellofemoral pain syndrome in runners. *Sports Med* 2006;36(3):199-205.  
<https://doi.org/10.2165/00007256-200636030-00002>
21. 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.  
<https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2006.12.002>
22. Powers CM, Maffucci R, Hampton S. Rearfoot posture in subjects with patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 1995;22(4):155-60.  
<https://doi.org/10.2519/jospt.1995.22.4.155>
23. 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.  
<https://doi.org/10.1016/j.physio.2010.08.013>
24. 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.  
<https://doi.org/10.2519/jospt.2004.34.4.201>
25. Benedetti MG, Catani F, Leardini A, Pignotti E, Giannini S. Data management in gait analysis for

- clinical applications. *Clin Biomech* 1998;13(3):204-15. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(97\)00041-7](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(97)00041-7)
26. Cappozzo A, Catani F, Della Croce U, Leardini A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech* 1995;10(4):171-8. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)91394-T](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)91394-T)
27. D'souza S, Fohanno V, Schnell S. Comparison of lower-body 3D gait kinematics between Theia3D markerless and the CAST model marker-based systems in healthy adults and children. *Gait Posture* 2022;97:S332-S3. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.07.196>
28. Anbarian M, Esmaeili H. Effects of running-induced fatigue on plantar pressure distribution in novice runners with different foot types. *Gait Posture* 2016;48:52-6. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.04.029>
29. Hamill J, van Emmerik RE, Heiderscheit BC, Li L. A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clin Biomech* 1999;14(5):297-308. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(98\)90092-4](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(98)90092-4)
30. Lawrence I, Lin K. A concordance correlation coefficient to evaluate reproducibility. *Biometrics* 1989;255-68. <https://doi.org/10.2307/2532051>
31. Cohen J. A power primer. *Psychol Bull* 1992;112(1):155. <https://doi.org/10.1037/0033-2909.112.1.155>
32. Dierks TA, Manal KT, Hamill J, Davis IS. Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *J Orthop Sports Phys Ther* 2008;38(8):448-56. <https://doi.org/10.2519/jospt.2008.2490>
33. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003;33(11):639-46. <https://doi.org/10.2519/jospt.2003.33.11.639>
34. Williams Iii DS, McClay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. *Clin Biomech* 2001;16(4):341-7. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00005-5](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00005-5)
35. Jiang X, Yang X, Zhou H, Baker JS, Gu Y. Prolonged Running Using Bionic Footwear Influences Lower Limb Biomechanics. *Healthcare (Basel)* 2021;9(2). <https://doi.org/10.3390/healthcare9020236>
36. Ferber R, Davis IM, Williams Iii DS. Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clin Biomech* 2003;18(4):350-7. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(03\)00025-1](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00025-1)
37. Delfico AJ, Garrett WE. Mechanisms of injury of the anterior cruciate ligament in soccer players. *Clin Sports Med* 1998;17(4):779-85. [https://doi.org/10.1016/S0278-5919\(05\)70118-6](https://doi.org/10.1016/S0278-5919(05)70118-6)
38. Lin C-J, Lai K-A, Kuan T-S, Chou Y-L. Correlating factors and clinical significance of flexible flatfoot in preschool children. *J Pediatr Orthop* 2001;21(3):378-82. <https://doi.org/10.1097/00004694-200105000-00022>
39. Moore IS. Is there an economical running technique? A review of modifiable biomechanical factors affecting running economy. *Sports Med* 2016;46(6):793-807. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0474-4>
40. Hamill J, Derrick TR, Holt KG. Shock attenuation and stride frequency during running. *Hum Mov Sci* 1995;14(1):45-60. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(95\)00004-C](https://doi.org/10.1016/0167-9457(95)00004-C)
41. Greenberg ET, Greenberg S, Brown-Budde K. Biomechanics and gait analysis for stress fractures. *Stress Fractures in Athletes*: Springer; 2015. p. 33-50. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-09238-6\\_3](https://doi.org/10.1007/978-3-319-09238-6_3)
42. Kluitenberg B, van Middelkoop M, Diercks R, van der Worp H. What are the differences in injury proportions between different populations of runners? A systematic review and meta-analysis. *Sports Med* 2015;45(8):1143-61. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0331-x>
43. Milner CE, Ferber R, Pollard CD, Hamill J, Davis IS. Biomechanical factors associated with tibial stress

- fracture in female runners. *Med Sci Sports Exerc* 2006;38(2):323-8.  
<https://doi.org/10.1249/01.mss.0000183477.75808.92>
44. Chen H, Shao E, Sun D, Xuan R, Baker JS, Gu Y. Effects of footwear with different longitudinal bending stiffness on biomechanical characteristics and muscular mechanics of lower limbs in adolescent runners. *Front Physiol* 2022;13:907016.  
<https://doi.org/10.3389/fphys.2022.907016>
45. García-Arrabé M, Batuecas-Sánchez I, de Vidania S, Bravo-Aguilar M, Ruiz-Ruiz B, Romero-Morales C. Effects of technological running shoes versus barefoot running on the intrinsic foot muscles, ankle mobility, and dynamic control: a novel cross-sectional research. *Braz J Phys Ther* 2024;28(4):101092.  
<https://doi.org/10.1016/j.bjpt.2024.101092>
46. 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.  
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0216818>
47. Hannigan JJ, Pollard CD. A 6-Week Transition to Maximal Running Shoes Does Not Change Running Biomechanics. *Am J Sports Med* 2019;47(4):968-73.  
<https://doi.org/10.1177/0363546519826086>

## THE EFFECT OF USING MOTION CONTROL SHOES IN RUNNERS WITH PRONATED FEET ON THE ABSOLUTE ANGLES OF THE HIP AND LEG JOINTS IN THE SAGITTAL PLANE BEFORE AND AFTER FATIGUE DURING RUNNING

Amir Hossein Sadri<sup>1</sup>, Amir Ali Jafarnezhad<sup>2\*</sup>, Ehsan Fakhri Mirzanag<sup>3</sup>, Amir Hossein Hormati<sup>4</sup>

Received: 16 June, 2024; Accepted: 07 August, 2024

### Abstract

**Background & Aims:** Excessive pronation of the foot during the stance phase of the gait cycle leads to increased flexibility of the foot, causing instability. The aim of the study was to evaluate the effect of using motion control shoes in runners with pronated feet on the absolute angles of the hip and leg joints in the sagittal plane before and after fatigue during running.

**Materials & Methods:** In this study, 13 female beginners with pronated feet were selected as the experimental group. CAST markers were used to identify the pelvic, thigh, leg, and foot segments. Motion analysis was performed using six Basler video cameras with a sampling rate of 200 Hz. A low-pass Butterworth filter with a 4th order (10 Hz frequency cutoff) was used for filtering.

**Results:** The maximum absolute angle of the lower leg in the sagittal plane during 35% of the initial support phase of running when using motion control shoes after fatigue was about 6.05 degrees, compared to the condition when using control shoes before fatigue. The minimum absolute angle of the thigh in the sagittal plane during 50% of the initial support phase of running when using motion control shoes after fatigue decreased by about 4.09 degrees compared to the condition **when** using control shoes before fatigue.

**Conclusion:** Motion control shoes reduce the rearfoot angle after fatigue in runners.

**Keywords:** Motion control shoes, Foot pronation, Running, Fatigue, Absolute angle

**Address:** Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

**Tel:** +989105146214

**Email:** amiralijafarnezhad@gmail.com

SOURCE: STUD MED SCI 2024; 35(4): 325 ISSN: 2717-008X

This is an open-access article distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution-noncommercial 4.0 International License](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/) which permits copy and redistribute the material just in noncommercial usages, as long as the original work is properly cited.

<sup>1</sup> M.SC in Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

<sup>2</sup> Associate Professor of Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran (Corresponding Author)

<sup>3</sup> PhD Student of Sport Biomechanics, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

<sup>4</sup> M.SC in Exercise Physiology, Department of Sports Physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran