

تأثیر نوع کفش بر متغیرهای مرتبط با آسیب شکستگی استرسی درشت نی حین دویدن در مردان جوان سالم

منصور اسلامی*، امین گندمکار^۱، سید اسماعیل حسینی نژاد^۲، وحید جاهدی^۱، الهام گندمکار^۱

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: مطالعات نشان داده‌اند که شکستگی استرسی درشت نی یکی از شایع‌ترین آسیب‌ها در میان افرادی است که به طور تفریحی و منظم به ورزش دو مشغول می‌باشند. هدف از مطالعه حاضر بررسی تأثیر دو نوع کفش مختلف بر متغیرهای مرتبط با شکستگی استرسی درشت نی حین دویدن بود.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه نیمه تجربی، ۲۵ مرد جوان سالم (با میانگین سنی $21 \pm 2/27$ سال، قد $176/93 \pm 5/39$ سانتی‌متر و جرم $72/30 \pm 8/84$ کیلوگرم)، در شرایط کفش ناپایدار، کفش کنترل و پابرهنه دویدند و متغیرهای وابسته به آسیب شکستگی استرسی درشت نی شامل حداکثر نیروهای عمودی فعال و غیرفعال و همچنین سرعت بارگذاری نیروی عمودی با استفاده از صفحه نیروسنج اندازه‌گیری و مقایسه شد.

یافته‌ها: سرعت بارگذاری نیروی عمودی 80% در کفش ناپایدار به طور معنی‌داری بیشتر از کفش کنترل بود ($P=0/001$). حداکثر نیروی عمودی غیرفعال در کفش ناپایدار در مقایسه با کفش کنترل ($P=0/000$) و وضعیت پابرهنه به طور معنی‌داری افزایش یافت ($P=0/039$). با وجود این، سرعت بارگذاری نیروی عمودی و حداکثر نیروی عمودی غیرفعال در کفش کنترل به طور معنی‌داری کمتر از پای برهنه بود (به ترتیب $P=0/001$ و $P=0/002$).

نتیجه‌گیری: استفاده از کفش ناپایدار ممکن است دوندگان تفریحی را در معرض خطرات آسیب شکستگی استرسی درشت نی قرار دهد.

کلیدواژه‌ها: کفش ناپایدار- دویدن- شکستگی استرسی درشت نی دوندگان تفریحی

ارجاع: اسلامی منصور، گندمکار امین، حسینی نژاد سید اسماعیل، جاهدی وحید، گندمکار الهام. تأثیر نوع کفش بر متغیرهای مرتبط با آسیب شکستگی استرسی درشت نی حین دویدن در مردان جوان سالم. پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۲؛ ۹ (۶): ۱۰۲۹-۱۰۳۷.

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۲/۶/۱

تاریخ دریافت: ۱۳۹۱/۱۲/۱۲

* استادیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، مازندران، ایران

۱- کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشگاه مازندران، مازندران، ایران

۲- دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشگاه مازندران، مازندران، ایران

مقدمه

دویدن یکی از رایج‌ترین فعالیت‌های افراد جامعه است که وقتی به صورت منظم در غالب یک فعالیت تفریحی انجام می‌شود اصطلاحاً دویدن تفریحی (Recreational Running) نامیده می‌شود. دویدن تفریحی مزیت‌های اثبات شده بسیاری، شامل سلامت جسمی و روحی و عملکرد بهتر سیستم قلبی - عروقی دارد (۱ و ۲)؛ هرچند ممکن است خود باعث آسیب‌های عضلانی - اسکلتی نیز شود (۱ و ۳-۵). حدود ۲۴ - تا ۶۷٪ دوندگان تفریحی از آسیب‌های مرتبط با دویدن رنج می‌برند (۳-۵). آسیب‌های رایج در دویدن شامل شکستگی استرسی درشت نی (Tibia Stress Fracture) (۱، ۳ و ۶)، استئوآرتریت (۱)، سندرم نوار خاصره‌ای - رانی (۱ و ۹)، سندرم درد کشکی - رانی (۱ و ۱۰-۱۲)، پیچ‌خوردگی مژمن میچ (۱ و ۱۳) و همچنین کمردرد (۱، ۱۴ و ۱۵) می‌باشند. از بین این آسیب‌ها، شکستگی استرسی درشت نی ۲۰ تا ۳۳٪ کل آسیب‌های عضلانی - اسکلتی در این افراد را به خود اختصاص داده است و بنابراین به عنوان رایج‌ترین آسیب مرتبط با دویدن مطرح است (۴ و ۱۶-۱۸).

الگوهای پاشنه - پنجه، میانه پا - جلوی پا و جلوی پا - میانه پا، سه الگوی رایج دویدن هستند (۱۴). اساساً در دویدن با پای برهنه الگوهای میانه پا - جلوی پا و جلوی پا استفاده می‌شود (۱۴). در حالی که دوندگانی که از کفش استفاده می‌کنند معمولاً با الگوی پاشنه - پنجه می‌دوند (۱۴). ضربات متوالی حین دویدن افراد را با خطر بروز آسیب‌های ناشی از دویدن روبرو می‌کند. تحقیقات نشان داده‌اند که افرادی که از الگوی پاشنه - پنجه استفاده می‌کنند بیشتر به این گونه آسیب‌ها دچار می‌شوند (۱۴). در الگوی پاشنه - پنجه مرحله بارگیری در ابتدای چرخه دویدن و در مرحله ضربه پاشنه اتفاق می‌افتد. به دلیل اتصالات مفصلی، این بارگیری به ساق انتقال یافته و منجر به تغییرات ساختاری و شکستگی‌های ریز ساق پا می‌شود که دوندگان را در معرض خطر شکستگی استرسی در ساق پا قرار می‌دهد (۱۷-۱۹). آگاهی از بارگیری ساق پا طی دویدن و تغییرات نیروهای عمل‌کننده طی بارگیری در جلوگیری از وقوع آسیب‌های

ناشی از دویدن حائز اهمیت می‌باشد. در واقع، کاهش نیروهای اعمال شده بر پا، سرعت بارگیری نیرو و مدت زمان استانس (Stance)، پتانسیل ایجاد و توسعه‌ی شکستگی استرسی درشت نی را کاهش دهد (۱۷ و ۱۸).

عوامل مختلفی در بروز و توسعه آسیب شکستگی استرسی درشت نی دخیل هستند که نتایج تحقیقات گذشته به سرعت دویدن (۱ و ۱۹)، طول گام (۱ و ۱۹)، سطح دویدن و شیب آن (۱ و ۱۹)، و همچنین ویژگی‌های کفش (۴، ۱۴، ۱۹) اشاره نمودند. کفش از جمله فاکتورهایی است که به منظور جلوگیری و کاهش آسیب‌های مرتبط با دویدن مورد توجه پژوهشگران قرار گرفته است. نوع کفش نیروهای وارده بر ساختار عضلانی - اسکلتی را تغییر می‌دهد (۴). در بسیاری از مطالعات، تغییراتی در کفش با هدف کاهش پتانسیل شکستگی استرسی درشت نی اعمال شده است (۱۹، ۱۷، ۱۴، ۱۴). برخی از مطالعات اثر کفی‌های مختلف بر کاهش نیروهای وارده بر پا را بررسی نموده‌اند (۱۹). مطالعات دیگر توجه خود را به سختی کفش (۲۰ و ۲۱) و افزایش لایه‌های تخت کفش (۴ و ۲۲) معطوف نموده‌اند. با این وصف، کفش را می‌توان یکی از فاکتورهای کلیدی در جلوگیری از بروز آسیب استرس فرکچر ساق دانست.

به تازگی کفش ناپایدار (Unstable shoe) در کانون توجه افراد جامعه و متخصصین بالینی قرار گرفته است (۲۳). این کفش‌ها دارای انحنا گهواره‌ای شکل در راستای قدامی - خلفی هستند. سازندگان آن مدعی هستند که استفاده از این کفش‌ها بدن را با مقادیر کمتری از بارگیری حین گام‌برداری روبرو نموده و آن را نوعی ابزار بالینی جهت فعالیت‌های توانبخشی توصیه نموده‌اند (۲۳ و ۲۴). با این حال، این فرضیه در مورد دویدن با این کفش‌ها مبهم بوده و توافق عمومی در میان پژوهشگران در مورد فواید آن حاصل نشده است. فرضیه ما در این تحقیق این است که انحنا گهواره‌ای شکل کفش ممکن است با تغییر در جهت و مقدار نیروی عکس‌العمل زمین، بارهای اعمالی به بدن را هنگام دویدن تغییر دهد. بنابراین پژوهش حاضر با هدف بررسی تأثیر کفش ناپایدار بر متغیرهای مرتبط با نیروی عکس‌العمل زمین، که

براساس تحقیقات گذشته با بروز شکستگی استرسی (۱)، ۶، ۱۷ - ۱۹) در ارتباط هستند، در حین دویدن انجام گرفت.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه نیمه تجربی، تعداد ۲۵ نفر آزمودنی، با پای غالب راست از بین دانشجویان مرد جوان سالم دانشگاه مازندران با سابقه آشنایی در فعالیت‌های دویدنی به صورت در دسترس انتخاب شدند. آزمودنی‌های این تحقیق، دانشجویان کارشناسی ارشد تربیت بدنی بودند که به مدت یکسال است که جزء دوندگان تفریحی محسوب شده‌اند و دیگر ورزشکار فعال نبوده‌اند. با توجه به اینکه افراد غیرفعال و بدون سابقه دویدن، غالباً تنظیمات و اصلاحاتی را در الگو و شرایط دویدن خود ایجاد می‌کنند، همواره این امکان وجود دارد که این عدم سابقه دویدن، خصوصاً در محیط‌های آزمایشگاهی منجر به نتایجی نامعقول و نامعتبری شود (۲۶). برای این منظور در این تحقیق از دانشجویانی استفاده شد که در گذشته سابقه فعالیت دویدن را داشته‌اند ولی حداقل یک سال غیرفعال بوده‌اند و بنابراین در عین حال که با دویدن آشنا بوده‌اند، جزء جمعیت غیرفعال دسته‌بندی می‌شوند.

با توجه به عدم انجام فعالیت‌های بدنی مداوم، حداقل سه جلسه در هفته و بین ۳۰ تا ۴۵ دقیقه و حداقل با شدت متوسط تا شدید حداکثر توان هوازی، هیچ کدام از آزمودنی‌ها در این زمان ورزشکار و فعال قلمداد نمی‌شدند (۲۷). جهت اطمینان از دوندگی تفریحی بودن نیز سطح فعالیت آن‌ها بررسی و کنترل گردید. به این منظور اطمینان حاصل شد که هیچ یک فعالیت دویدن منظم (همانند افراد فعال) نداشته و میانگین فعالیت هفتگی آن‌ها در دویدن معادل ۴۵ دقیقه در هفته بود. بر این اساس آزمودنی‌ها صرفاً دونده تفریحی قلمداد می‌شدند. حجم نمونه در روش تحلیل توان آزمون (Power analysis) براساس مطالعات گذشته بر روی اثرات کینماتیکی و کینمیکی کفش ناپایدار تعیین شد. بر اساس این مطالعات تعداد حداقل ۱۵ آزمودنی برای بررسی تفاوت‌ها مناسب در نظر گرفته شده بود (۲۳ و ۲۴). آزمودنی‌های پژوهش حاضر دارای میانگین سنی 27 ± 21 سال، قد 175 ± 39 سانتی‌متر، جرم 72.3 ± 8.4 کیلوگرم و شماره کفش 43.38 ± 1.05 ، بدون سابقه استفاده از کفش ناپایدار بودند. سلامت جسمانی کلیه آزمودنی‌ها قبل از اجرای پروتکل پژوهشی ارزیابی شد و آزمودنی‌ها فرم رضایت‌نامه پروتکل تحقیقی را امضا نمودند. هرگونه مشکلات پاسچری و اسکلتی - عضلانی و دفورمیتی‌های پایین تنه نظیر زانوی پرانتری و ضربدری، صافی و گودی کف پا، پیچش درشت نئی، پیچ‌خوردگی مزمن مچ پا، شکستگی، در رفتگی، بیماری‌هایی نظیر شکستگی استرسی، استئوآرتریت، شین اسپلینت، دردها ساق و پاو سطح فعالیت‌های دویدنی هفتگی به عنوان متغیر خروج آزمودنی از مطالعه تعیین شد. احراز این متغیرها از ارزیابی بالینی توسط متخصص و همچنین اطلاعات حاصل از پرسش‌نامه اطلاعات فردی مسجل شد. به این منظور اطمینان حاصل شد که هیچ کدام سابقه شکستگی، جراحی، نداشته و در شش ماه گذشته دچار سوختگی، ضرب‌دیدگی و زخم در اندام تحتانی نشده باشند. کلیه آزمودنی‌ها دارای شاخص افتادگی ناوی طبیعی بودند. میزان افتادگی ناوی با استفاده از روش برودی (Brody) ارزیابی شد (۲۵). در این روش ارتفاع برجستگی ناوی از زمین در دو حالت ایستاده و نشسته اندازه‌گیری شده و میزان ۵ تا ۹ میلی‌متر به عنوان محدوده شاخص قوس کف پای طبیعی در نظر گرفته شد. برای اندازه‌گیری واروس زانو، فرد با اندام تحتانی برهنه ایستاده؛ به طوری که زانو‌ها در باز شدن کامل (Extension)، قوزک‌ها به هم چسبیده و کشکک به طرف قدام باشد. آن‌گاه فاصله بین دو اپی‌کندید داخلی زانو اندازه‌گیری و مقدار کمتر از ۲ سانتی‌متر به عنوان طبیعی در نظر گرفته شد (۲۸). برای والگوس زانو، طی ایستادن و اکستنشن کامل زانو‌ها و کشکک‌های رو به قدام، فاصله بین دو قوزک داخلی پا اندازه و میزان کمتر از ۱۰ سانتی‌متر به عنوان طبیعی تعریف شد (۲۸).

پس از گرم کردن اولیه با کفش‌های تحقیقی از آزمودنی‌ها خواسته شد که در مسیر دویدن قرار گرفته و شروع به دویدن نمایند. مسیر دویدن ۲۵ متر بود (۲۲) و صفحه

پژوهش در علوم توانبخشی / سال ۹ / شماره ۶ / بهمن و اسفند ۱۳۹۲

براساس مفروضات کارخانه‌ای با قدرت نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. کفش‌های مورد بررسی در این پژوهش در اندازه‌های ۴۲ تا ۴۴ برحسب اندازه کفش آزمودنی‌ها تهیه گردیدند که شامل کفش کنترل (New Balance, 658) و همچنین کفش ناپایدار (شرکت سازنده: Perfect Steps, مدل: TM 030709 VP، جنس بدنه: پلی اورتان و توری، جنس Insole: پلی اورتان و لاستیک فلئوروکربنی) می‌شدند (شکل ۱).

نیروسنج در فاصله ۱۵ متری از نقطه شروع قرار داشت. از صفحه نیرو (شرکت سازنده: Kistler مدل winterthor، قدرت نمونه‌برداری: ۱۰۰۰ هرتز، ساخت کشور سوئیس، ۲۰۰۹) به منظور اندازه‌گیری داده‌های مربوط به نیروی عکس‌العمل زمین استفاده شد. دستگاه مذکور دارای ۶۰ سانتی‌متر طول و عرض ۴۰ سانتی‌متر بوده و در راستای باند دویدن، در یک مکان مناسب به طوری که آزمودنی‌ها قادر به تشخیص آن نباشند جاسازی شد. کالیبریشن صفحه نیرو



شکل ۱: الف- کفش ناپایدار، ب- کفش کنترل

که دارای سطوح ۶-۲۰ می‌باشد. بر این اساس خستگی در سطوح ۱۷ به بالا ظاهر شده و پروتکل باید متوقف گردد (۲۷). آزمودنی‌های تحقیق حاضر در تمامی مراحل دویدن، با این آزمون کنترل گردیده و هیچ کدام به سطوح شرایط خستگی نرسیدند. در داده‌های مرتبط با نیروی عمودی عکس‌العمل به وسیله نرم‌افزار Simi motion (مدل ۸۵۷۱۶ Unterschleissheim، ساخت کشور آلمان، نسخه ۸/۵، سال ۲۰۱۰) استخراج شده و میانگین داده‌های هر سه کوشش صحیح برای شرایط پوششی متفاوت پا به عنوان داده‌ی آزمودنی در نظر گرفته شد. از نرم‌افزار MATLAB (نسخه ۲۰۱۰، ساخت کشور آمریکا؛ شرکت MathWorks) به منظور آنالیز داده‌های نیرو استفاده شد. شروع و پایان فاز استانس از طریق تعیین نیروی عکس‌العمل ۵ نیوتنی منظور گردید. علاوه بر این، به منظور فیلتر نمودن داده‌های خام از تکنیک فیلتر پایین‌گذر باتروث با فرکانس برشی (Cut off

آزمودنی‌ها سه آزمون دویدن در شرایط کفش ناپایدار، کفش کنترل و پابره‌نه را با ترتیب تصادفی هر یک را برای سه کوشش صحیح و با سرعت دلخواه انجام دادند. کوشش صحیح شامل جای‌گذاری مناسب گام روی دستگاه با الگوی دویدن صحیح پاشنه-پنجه بود که از طریق ارزیابی نمودار نیروهای عکس‌العمل در دستگاه و همچنین ارزیابی دیداری دو ناظر کنترل و تأیید گردید. کلیه آزمون‌های هر آزمودنی در یک روز انجام شد. برای جلوگیری از بروز خستگی، وهله‌های استراحتی ۵ دقیقه‌ای بعد از هر تکرار منظور گردیده بود. علاوه بر این، عدم ایجاد خستگی در آزمودنی طی تعیین شدت خستگی وی از طریق مقیاس بورگ (Borg scale) (ضریب روایی ۰/۶۶-۰/۷۶ و پایایی ۰/۷۸-۰/۸۷) با توجه به آشنایی قبلی آنان از این مقیاس کنترل گردید (۲۹). این مقیاس در آزمون‌های دویدنی و پروتکل‌های مستعد خستگی، جهت تعیین ایجاد شرایط خستگی در تحقیقات استفاده شده

فعال در نظر گرفته شد. تمام متغیرهای کینتیکی بر حسب وزن بدن استاندارد شدند.

یافته‌ها

به منظور بررسی نرمال بودن، ابتدا کشیدگی و چولگی داده‌ها با نرم‌افزار SPSS ارزیابی شد. با توجه به وجود مقادیر چولگی و کشیدگی در دامنه طبیعی (± 0.2) آزمون شاپیرو-ویلک جهت سنجش نهایی انجام گردید. نتایج این آزمون نشان داد که توزیع کلیه متغیرهای مورد بررسی طبیعی است. علاوه بر این، همگنی واریانس‌ها در آزمون لون (Levene) محرز گردید. با توجه به برقرار شدن فرض‌های لازم، از آزمون پارامتریک برای تحلیل استفاده شد. جدول ۱ میانگین و انحراف معیار متغیرهای مرتبط با استرس فراکچر ساق حین دویدن با کفش‌های مختلف را نشان می‌دهد. سرعت بارگذاری نیروی عمودی در کفش ناپایدار در مقایسه با کفش کنترل به طور معنی‌داری 0.80% افزایش یافت ($P=0.001$)، درحالی‌که کفش کنترل این شاخص را در مقایسه با شرایط پابرهنه 0.47% کاهش داد ($P=0.002$). حداکثر نیروی عمودی فعال در وضعیت‌های مختلف تفاوت معنی‌داری را نشان نداد ($P>0.05$). کفش ناپایدار حداکثر نیروی عمودی غیرفعال را در مقایسه با کفش کنترل و شرایط پابرهنه به طور معنی‌داری افزایش داد (به ترتیب، 39% ؛ $P=0.000$ و 10% ؛ $P=0.039$). با وجود این، کفش کنترل آن را در مقایسه با شرایط پابرهنه به طور معنی‌داری 21% کاهش داد ($P=0.001$). مدت زمان فاز استانس در وضعیت‌های مختلف کفش تفاوت معنی‌داری نداشت ($P>0.05$).

جدول ۱: تاثیر وضعیت پا بر مقادیر میانگین و انحراف معیار متغیرهای مرکز فشار

متغیرهای سینتیکی	کفش ناپایدار	کفش تمرینی	پا پرهنه	PU-C	PU-B	PC-B
سرعت بارگذاری عمودی (وزن بدن/زمان)	379/5 (165/037)	210/168 (59/874)	402/07 (114/07)	*0/001	0/437	*0/002
حداکثر نیروی عمودی فعال (وزن بدن)	1/635 (2/54)	1/628 (1/82)	1/571 (2/17)	0/874	0/223	0/196
حداکثر نیروی عمودی غیرفعال (وزن بدن)	1/237 (2/46)	0/890 (2/61)	1/124 (2/04)	*0/000	*0/039	*0/001
مدت زمان اتکا (میلی ثانیه)	99 (0/130)	99 (0/008)	100 (0/013)	1/000	1/000	1/000

PC-B مقدار معنی‌داری بین شرایط پا پرهنه و کفش کنترل؛ PU-B مقدار معنی‌داری بین شرایط پا پرهنه و کفش ناپایدار؛ PU-C مقدار معنی‌داری بین کفش کنترل و کفش ناپایدار. * تفاوت معنادار ($P=0.05$)

(Frequency) 20 استفاده شد. تکنیک تحلیل باقیمانده برای تعیین فرکانس برشی مطلوب مورد استفاده قرار گرفت. با توجه به برقراری شرط طبیعی بودن پراکندگی داده‌ها و همگنی واریانس‌ها، از روش تحلیل واریانس با داده‌های تکراری، در سطح اطمینان 95% در نرم‌افزار SPSS (آمریکا؛ شرکت IBM، نسخه 20) به منظور آزمون فرضیات پژوهشی استفاده شد.

حداکثر نیروی عمودی فعال و غیرفعال، سرعت بارگذاری نیروی عمودی و همچنین مدت فاز استانس در این تحقیق مورد مطالعه قرار گرفت. این متغیرها به عنوان شاخص‌های رایج، در مطالعات مربوط به شکستگی استرس مورد توجه هستند (1-3-15-17). سرعت بارگذاری عبارت است از شیب تغییرات نیروی عمودی بین 20% تا 80% حداکثر نیروی عمودی غیرفعال بر حسب نیروی وزن تقسیم بر زمان (رابطه ۱) (22).

$$LR = [(F80\% - F20\%) / (T80\% - T20\%)]$$

رابطه ۱: فرمول محاسباتی سرعت بارگذاری نیروی عمودی غیرفعال ($F80\% = 80\%$ حداکثر نیروی عمودی غیرفعال، $F20\% = 20\%$ حداکثر نیروی عمودی غیرفعال، $T80\%$ و $T20\%$ = زمان هر یک از این نیروها) فاز استانس از لحظه برخورد پاشنه با زمین تا جدا شدن پنجه پا از زمین در نظر گرفته شد. مقدار حداکثر مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در مرحله ضربه پاشنه و پیشروی به ترتیب به عنوان حداکثر نیروی عمودی غیرفعال و

بحث

هدف از مطالعه حاضر بررسی تأثیر کفش ناپایدار بر متغیرهای مرتبط با آسیب شکستگی استرسی درشتنی در طول دویدن آزمودنی‌های مرد جوان سالم بود. کفش ناپایدار به طور معنی‌داری حداکثر نیروی عمودی غیرفعال را در مقایسه با کفش کنترل و شرایط پا برهنه افزایش داد. نتایج پژوهش Boyer و همکاران نیز این یافته را تأیید می‌کند (۲۳). این افزایش را می‌توان به ویژگی بالشتکی کم این کفش‌ها نسبت داد. ویژگی بالشتکی کفش به توانایی تخت کفش در تعدیل نیروهای برخورد اطلاق می‌شود (۱۹). به این ترتیب، کفش ناپایدار با افزایش این متغیر می‌تواند دوندگان را با خطر آسیب‌های مرتبط با دویدن روبرو سازد. با وجود این، حداکثر نیروی عمودی غیرفعال در کفش کنترل به نسبت شرایط پابرهنه طی دویدن کاهش یافت. کفش کنترل مورد استفاده در این تحقیق یک کفش ورزشی معمولی بود که در بازار به عنوان کفش دویدن عرضه می‌شود و هرکسی به راحتی می‌تواند آن را تهیه کند. در واقع کاهش این نیرو همان هدفی است که این‌گونه کفش‌ها (کفش کنترل در این تحقیق) برای آن طراحی شده‌اند.

نیروی عمودی فعال هنگام استفاده از کفش‌های مورد بررسی تفاوتی را نشان نداد. شرکت‌های سازنده کفش‌های ناپایدار ادعا می‌کنند که کفش ناپایدار با اثر غلتکی، می‌تواند میزان نیروی عمودی فعال را کاهش دهد (۲۳ و ۲۴). با این وجود این فرض در مطالعه حاضر طی دویدن تأیید نشد. کفش ناپایدار سرعت بارگذاری نیروی عمودی را در مقایسه با کفش کنترل افزایش داد. این افزایش می‌تواند ناشی از سفتی زیره این کفش‌ها باشد. در کفش کنترل و اکثر کفش‌های ورزشی دیگر تخت کفش با اعمال ویژگی بالشتکی به عنوان یک فیلتر عمل کرده و سرعت بارگذاری را کاهش می‌دهد. ولی در کفش ناپایدار به علت سفتی تخت کفش و همچنین شکل خاص آن در ناحیه پاشنه، مقدار بار اعمال شده به پاشنه و سرعت بارگذاری افزایش می‌یابد. با توجه به

افزایش معنی‌دار سرعت بارگذاری در کفش ناپایدار در مقایسه با پای برهنه می‌توان استنباط نمود که ویژگی بالشتکی این نوع کفش از پاشنه پا نیز کمتر می‌باشد؛ هرچند شناخت ساز و کار آن و درک دقیق‌تر این موضوع نیازمند پژوهش‌های بیشتر است. یک مطالعه در رابطه با کفش ناپایدار، تغییراتی را در سرعت بارگذاری نیروی عمودی مشاهده نکرد (۲۲)، در حالی که در مطالعه حاضر سرعت بارگذاری در کفش ناپایدار به نسبت کفش کنترل به طور معنی‌داری افزایش یافت. مطالعات مرتبط با دویدن نشان داده‌اند که سرعت حرکت می‌تواند بر مقادیر مرتبط با نیروی عکس‌العمل از جمله سرعت بارگذاری تأثیرگذار باشد (۱۹ و ۱). از این رو، افزایش سرعت بارگذاری بدست آمده در پژوهش حاضر طی استفاده از کفش ناپایدار را می‌توان به سرعت حرکتی آزمودنی‌ها نسبت داد. مطالعات پیرامون آسیب‌های ناشی از دویدن نشان می‌دهد که مقدار و سرعت اعمال بار به پای یکی از کلیدی‌ترین شاخص‌های آسیب در دوندگان است (۱۵ و ۱۶). با این وصف احتمالاً کفش ناپایدار خطر آسیب‌های مرتبط با سرعت بالای بارگذاری در دوندگان را افزایش می‌دهد.

شکستگی استرسی درشتنی اساساً به دلیل فعالیت بیش از حد و تعدد ضربات و بار وارده طی دویدن ایجاد می‌شود (۲۲). ارائه روش تمرینی مطلوب و ابزار مفید برای دوندگان می‌تواند در پیشگیری از آسیب و بهبود عملکردی آنان نقش بسزایی داشته باشد. بر پایه نتایج مطالعه حاضر، کفش ناپایدار در مقایسه با کفش کنترل، بار را با مقدار و سرعت بیشتری به ویژه طی فاز بارگیری غیرفعال به ساق انتقال داده و اثرات ناشی از آن را افزایش می‌دهد.

نتیجه‌گیری

استفاده کفش‌های ناپایدار در مقایسه با کفش‌های رایج ممکن است دوندگان تفریحی مرد جوان را با پتانسیل بیشتری از خطر شکستگی استرسی درشت نی روبرو نماید. بدین جهت

محدودیت‌ها

عامل سختی جنس کفش از جمله محدودیت‌هایی بود که نتوانست به خوبی کنترل شود. همچنین در این مطالعه سرعت حرکت افراد بررسی و مقایسه نشد درحالی‌که می‌تواند به صورت متغیر مخدوشگر روی نتایج اثر بگذارد.

تشکر و قدردانی

از مسئولین آزمایشگاه بیومکانیک اندام‌تحتانی دانشکده تربیت بدنی دانشگاه مازندران جهت در اختیار دادن آزمایشگاه تقدیر و تشکر می‌نمائیم.

استفاده از آن در فعالیت‌های دویدن تفریحی به عنوان کفش ایمن توصیه نمی‌شود.

پیشنهادها

در مطالعات آتی پیشنهاد می‌شود به منظور ارائه نظری معتبر، سرعت حرکتی آزمودنی‌ها کنترل و مقایسه شود. از سوی دیگر، این تحقیق به بررسی اثر فوری کفش پرداخته و تأثیرات طولانی مدت استفاده از این کفش‌ها نیز می‌تواند مورد توجه محققان قرار گیرد. تأثیر این نوع کفش‌ها بر نیروهای مکانیکی مفصلی نیز مبهم بوده و پیشنهاد می‌شود برای نتیجه‌گیری دقیق‌تر در خصوص کفش ناپایدار مورد توجه قرار گیرد.

References

1. Everett B, Sackiriyas K, Wesley R. A comparison of the spatiotemporal parameters, kinematics, and biomechanics between shod, unshod, and minimally supported running as compared to walking. *Physical therapy* 2011; 12(4): 151-163.
2. Dugan A, Bhat K. Biomechanics and analysis of running gait. *Physical Medicine & Rehabilitation Clinics of North America* 2005; 16(3): 603-621.
3. Bischof J, Abbey A, Chuckpaiwong B, Nunley J, Mac Queen R. Three-dimensional ankle kinematics and kinetics during running in women. *Gait & Posture* 2010; 31(4): 502-505.
4. Wiegerinck J, Boyd J, Yoder J, Abbey A, Nunley J, Mac Queen R. Differences in Plantar Loading between Training Shoes and Racing Flats at a Self-Selected Running Speed. *Gait & Posture* 2009; 29 (3): 514-519.
5. Taunton J, Ryan M, Clement D, McKenzie D, Lloyd-Smit D, Zumbo B. Aretrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *British Journal of Sports Medicine* 2002; 36(2): 95-101.
6. Chuckpaiwong B, Cook C, Pietrobon R, Nunley J. Second metatarsal stress fracture in sport: comparative risk factors between proximal and non-proximal locations. *British Journal of Sports Medicine* 2007; 41(8): 510-4.
7. Dierks A, Manal T, Hamill J, Davis S. Proximal and distal Influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain During a prolonged run. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 2008; 38(8):448-456.
8. Fredericson M, Wolf C. Iliotibial band syndrome in runners: innovations in treatment. *Sports Medicine* 2005; 35(5): 451-459.
9. Fredericson M, Cookingham L, Chaudhari M, Dowdell C, Oestreicher N, Sahrman A. Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. *Clinical Journal of Sport Medicine* 2000; 10(3): 169-175.
10. Souza B, Powers M. Predictors of hip internal rotation during Running an Evaluation of hip strength and femoral structure in women with and Without patellofemoral pain. *American Journal of Sports Medicine* 2009; 37(3): 579-587.
11. Gribble A, Hertel J, Denegar R, Buckley E. The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control. *Journal of Athletic Training* 2004; 39(4): 321-329.
12. Powers M. The influence of altered lower-extremity kinematics on patell of emoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 2003; 33(11): 639-646.
13. Gribble A, Hertel J. Effect of hip and ankle muscle fatigue on. unipedal postural control. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2004; 14(6): 641-646.
14. Lieberman E, Venkadesan M, Werbel A, Daoud I, D'Andrea S, Davis S, et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature* 2010; 463(7280): 531-535.
15. Iverson A, Sutlive G, Crowell S, Morrell L, Perkins W, Garber B, et al. Lumbo pelvic manipulation for the treatment of patients with patellofemoral pain syndrome: development of a clinical prediction rule. *Journal Of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 2008; 38(6): 297-309, discussion 212-309.

16. Blackmore T, Ball N, Scurr j. The effect of socks on vertical and anteroposterior ground reaction forces in walking and running. *The Foot* 2011; 21(1): 1–5.
17. Zadpoor A, Asadi Nikooyan A. The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: A systematic review. *Clinical Biomechanics* 2011; 26(1): 23–28.
18. Milner C E, Ferber R, Pollard D, et al. Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Medicine Science in Sports and Exercise* 2006; 38(2): 323–8.
19. Nigg B. *Biomechanics of Sport Shoes*. 1st ed. Topline Printing Inc. Calgary, Alberta. 2010, P: 263-274.
20. Shultz R, Birmingham T, Jenkyn T. Differences in neutral foot positions when measured barefoot compared to in shoes with varying stiffness. *Medical Engineering & Physics* 2011; 33(10): 1309-1313.
21. Dickson M, Fuss F, Burton M. Development of standardized test method for characterizing the stiffness of heel sole segments of sport shoes. *Procedia Engineering* 2010; 2(2): 2801-2804.
22. Logan S, Ian Hunter J, Ty Hopkins J, Feland B, Parcell A. Ground Reaction Force Differences Between Running Shoes, Racing Flats, And Distance Spikes In Runners. *Journal of sports science and medicine* 2010; 9(1): 147-153.
23. Boyer K, Andriacchi T. Changes in running kinematics and kinetics in response to a rockered shoe intervention. *Clinical Biomechanics* 2009; 24(10), 872–876.
24. Tanaguchi M, Tateuchi H, Takeoka T, Ichihashi N. Kinematic and Kinetic Characteristics of Masai Barefoot Technology Footwear. *Gait & Posture* 2012; 35(4): 567–572.
25. Brody, D. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *The Orthopedic Clinics of North America* 1982; 13(3): 541-58.
26. Lees A, Bouracier J. The longitudinal variability of ground reaction forces in experienced and inexperienced runners. *Ergonomics* 1994; 37(1): 197-206.
27. Caspersen C, Powell K and Christenson G. Physical Activity, Exercise, and Physical Fitness: Definitions and Distinctions for Health-Related Research. *Public Health Reports* 1985; 100(2): 126-131.
28. Akhavi Rad M B, Mehdi Barzi D, Jashn S, Radmanesh M. Prevalence of foot and knee deformities in girls ages 5 School District Tehran. *Hakim Research Journal* 2006; 9(2): 18-23. [in persian].
29. Spridon G, tavakol K. Concurrent Validity of Borg's rating of perceived Exertion in African-American young adults, Employing Heart Rate as the Standard. *The internet journal of Allied Health Science and Practice* 2005; 3(1): 1540-1580.

Comparison of the Effect of unstable and control Shoes on the Variables Related to Tibia Stress Fracture during Running in Recreational Runners.

Mansour Eslami^{*}, Amin Gandomkar¹, Seyed Esmaeil Hosseini nejad², Vahid Jahedi¹, Elham Gandomkar¹

Original Article

Abstract

Introduction: Studies have shown that stress fracture is one of the most common injuries among recreational runners. The purpose of this study was to investigate the effect of two different shoe types on variables related to tibia stress fracture injury during running.

Materials and Methods: Twenty five healthy young men (21 ± 2.27 years old) participated in this quasi-experimental study. Subjects all ran on the force plate in barefoot, with unstable and control shoe conditions.

Results: Unstable shoes increased vertical loading rate significantly compared to control shoe by 80% ($p=0.001$). In addition, peak passive force significantly increased in unstable shoe compared to control shoe ($p<0.05$) and barefoot condition ($p=0.039$). However, control shoe decreased peak passive force and loading rate compared to barefoot condition ($p=0.002$, $p=0.001$, respectively).

Conclusion: Using unstable shoe compared to control shoe could increase the variables related to stress fracture injury during stance phase of running.

Keywords: Unstable shoe - Tibia stress fracture - Running

Citation: Eslami Mansour, Gandomkar Amin, Hosseini nejad Seyed Esmaeil, Jahedi Vahid, Gandomkar Elham. Comparison of the Effect of unstable and control Shoes on the Variables Related to Tibia Stress Fracture during Running in Recreational Runners.. J Res Rehabil Sci 2014; 9(6):1029-1037.

Received date: 1/2/2013

Accept date: 23/8/2013

* Assistant Professor, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Mazandaran, Mazandaran, Iran.

1- MSc student, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Mazandaran, Mazandaran, Iran.

2- PHD student, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Mazandaran, Mazandaran, Iran.