Archive of SID

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

منصور اسلامی*، امین گندمکار[1]، سید اسماعیل حسینی‌نژاد[2]، وحید جاهدی[1]، الهام گندمکار[1]

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، ۲۵مرد جوان سالم (با میانگین سنی ۲/۲۷±۲۱ سال، قد ۵/۳۹±۱۷۶/۹۳ سانتی‌متر و جرم ۸/۸۴±۷۲/۳۰ 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 ازصفحه نیروسنج اندازه‌گیری و مقایسه شد.

یافته‌ها: سرعت بارگذاری نیروی عمودی ۸۰٪ در کفش ناپایدار به طور معنی‌داری بیشتر از کفش کنترل بود (P=۰/۰۰۱). حداکثر نیروی عمودی غیرفعال در کفش ناپایدار در مقایسه با کفش کنترل (P=۰/۰۰۰) و وضعیت پابرهنه به طور معنی‌داری افزایش یافت (P=۰/۰۳۹). با وجوداین، سرعت بارگذاری نیروی عمودی و حداکثر نیروی عمودی غیرفعال در کفش کنترل به طور معنی‌داری کمتر از پای برهنه بود (به ترتیبP=۰/۰۰۱ و P=۰/۰۰۲).

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، حسینی‌نژاد 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 دریافت: ۱۳۹۱/۱۲/۱۲ **تاریخ پذیرش: ۱۳۹۲/۶/۱**

* 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 دکترای بیومکانیک ورزشی، دانشگاه مازندران، مازندران، ایران

www.SID.ir

Archive of SID

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 ـ عروقی دارد (۱و۲)؛ هرچند ممکن است خود باعث آسیب‌های عضلانی ـ اسکلتی نیز شود (۱و ۳ـ۵). حدود۲۴ ـ تا ۶۷٪ دوندگان تفریحی از آسیب‌های مرتبط با دویدن رنج می‌برند (۳ـ۵). آسیب‌های رایج در دویدن شامل شکستگی استرسی درشت نی (Tibia Stress Fracture) (۱،۳و۶)، استئوآرتریت (۱)، سندرم نوار خاصره‌ای ـ رانی (۱و۷ـ۹)، سندرم درد کشککی ـ رانی (۱و۱۰ـ۱۲)، پیچ‌خوردگی مزمن مچ (۱و۱۳) و همچنین کمردرد (۱،۱۴و۱۵) می‌باشند. از بین این آسیب‌ها، شکستگی استرسی درشت نی۲۰ تا ۳۳٪ کل آسیب‌های عضلانی ـ اسکلتی در این افراد را به خود اختصاص داده است و بنابراین به عنوان رایج‌ترین آسیب مرتبط با دویدن مطرح است (۳،۴و۱۶ـ۱۸).

الگوهای پاشنه ـ پنجه، میانه پا ـ جلوی پا و جلوی پا– میانه پا،سه الگوی رایج دویدن هستند (۱۴). اساساً در دویدن با پای برهنه الگوهای میانه پا ـ جلوی پا و جلوی پا استفاده می‌شود (۱۴). در حالی که دوندگانی که از کفش استفاده می‌کنند معمولاً با الگوی پاشنه ـ 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 ـ پنجه استفاده می‌کنند بیشتر به این گونه آسیب‌ها دچار می‌شوند (۱۴). در الگوی پاشنه ـ 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 (۱۷ـ۱۹). 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 (۱۷و ۱۸).

عوامل مختلفی در بروز و توسعه آسیب شکستگی استرسی درشت‌نی دخیل هستند که نتایج تحقیقات گذشته به سرعت دویدن (۱و ۱۹)، طول گام (۱و ۱۹)، سطح دویدن و شیب آن (۱و 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 ـ اسکلتی را تغییر می‌دهد (۴). در بسیاری از مطالعات، تغییراتی در کفش با هدف کاهش پتانسیل شکستگی استرسی درشت‌نی اعمال شده است (۱،۴،۱۴،۱۷،۱۹). برخی از مطالعات اثر کفی‌های مختلف بر کاهش نیروهای وارده بر پا را بررسی نموده‌اند (۱۹). مطالعات دیگر توجه خود را به سختی کفش (۲۰و ۲۱) و افزایش لایه‌های تخت کفش (۴و۲۲) 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 انحنای گهواره‌ای شکل در راستای قدامی ـ 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 (۲۳و۲۴). 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 انحنای 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

www.SID.ir

Archive of SID

براساس تحقیقات گذشته با بروز شکستگی استرسی (۱، ۶، ۱۷ ـ ۱۹و ۲۲) در ارتباط هستند، در حین دویدن انجام گرفت.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه نیمه‌تجربی، 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 دونده 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 (۲۳و۲۴). آزمودنی‌های پژوهش حاضر دارای میانگین سنی ۲/۲۷±۲۱سال، قد ۵/۳۹±۱۷۶/۹۳سانتی‌متر، جرم۸/۸۴±۷۲/۳۰ کیلوگرم و شماره کفش ۱/۰۵±۴۳/۳۸، 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 ـ عضلانی و دفورمیتی‌های پایین تنه نظیر زانوی پرانتزی وضربدری، 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 شاخص‌افتادگی 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 پایی طبیعی در نظر گرفته شد. برای اندازه‌گیری واروس زانو، فرد با اندام تحتانی برهنه ایستاده؛ به طوری که زانوها در بازشدن کامل (Extension)، قوزک‌ها به هم چسبیده و کشکک به طرف قدام باشد. آن‌گاه فاصله بین دو اپی کندیل 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

www.SID.ir

Archive of SID

نیروسنج در فاصله ۱۵ متری از نقطه شروع قرار داشت. از صفحه نیرو (شرکت سازنده: Kistler مدل winterthor ، قدرت نمونه‌برداری: ۱۰۰۰هرتز، 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 براساس مفروضات کارخانه‌ای با قدرت نمونه‌برداری ۱۰۰۰هرتز 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 فلوئوروکربنی) می‌شدند (شکل ۱).

شکل۱: الف- کفش ناپایدار، ب- کفش کنترل

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 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 پایین گذر باتروورث با فرکانس برشی (Cut off

www.SID.ir

Archive of SID

Frequency) ۲۰ 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 ۹۵٪ در نرم‌افزار SPSS (آمریکا؛ شرکت IBM، نسخه ۲۰) به منظور آزمون فرضیات پژوهشی استفاده شد.

حداکثر نیروی عمودی فعال و غیرفعال، سرعت بارگذاری نیروی عمودی و همچنین مدت فاز استانس دراین تحقیق مورد مطالعه قرار گرفت. این متغیرها به عنوان شاخص‌های رایج، در مطالعات مربوط به شکستگی استرس مورد توجه هستند (۱ـ۳و۱۵ـ۱۷). سرعت بارگذاری عبارت است از شیب تغییرات نیروی عمودی بین ۲۰٪ تا ۸۰٪حداکثر نیروی عمودی غیرفعال بر حسب نیروی وزن تقسیم بر زمان (رابطه ۱) (۲۲).

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

رابطه ۱: فرمول محاسباتی سرعت بارگذاری نیروی عمودی غیرفعال (F80٪=۸۰٪ حداکثر نیروی عمودی غیرفعال، F20٪=۲۰٪ 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 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 (±۰/۲) 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. جدول۱ میانگین و انحراف معیار متغیرهای مرتبط با استرس فراکچر ساق حین دویدن با کفش‌های مختلف را نشان می‌دهد. سرعت بارگذاری نیروی عمودی درکفش ناپایدار در مقایسه با کفش کنترل به طور معنی‌داری ۸۰٪ افزایش یافت (P=۰/۰۰۱)، درحالی‌که کفش کنترل این شاخص را در مقایسه با شرایط پابرهنه ۴۷٪ کاهش داد (P=۰/۰۰۲). حداکثر نیروی عمودی فعال در وضعیت‌های مختلف تفاوت معنی‌داری را نشان نداد (P>۰/۰۵). کفش ناپایدار حداکثر نیروی عمودی غیرفعال را در مقایسه با کفش کنترل و شرایط پابرهنه به طور معنی‌داری افزایش داد (به ترتیب، ۳۹٪؛ P=۰/۰۰۰ و۱۰٪؛ P=۰/۰۳۹). با وجود این، کفش کنترل آن را در مقایسه با شرایط پابرهنه به طور معنی‌داری۲۱٪ کاهش داد (P=۰/۰۰۱). مدت زمان فاز استانس در وضعیت‌های مختلف کفش تفاوت معنی‌داری نداشت (P>۰/۰۵).

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

متغیرهای سینتیکی	کفش ناپایدار	کفش تمرینی	پا برهنه	PU-C	PU-B	PC-B
سرعت بارگذاری عمودی (وزن بدن/زمان)	۳۷۹/۵ (۱۶۵/۰۳۷)	۲۱۰/۱۶۸ (۵۹/۸۷۴)	۴۰۲/۰۷ (۱۱۴/۰۷)	*۰/۰۰۱	۰/۴۳۷	*۰/۰۰۲
حداکثر نیروی عمودی فعال (وزن بدن)	۱/۶۳۵ (۲/۵۴)	۱/۶۲۸ (۱/۸۲)	۱/۵۷۱ (۲/۱۷)	۰/۸۷۴	۰/۲۲۳	۰/۱۹۶
حداکثر نیروی عمودی غیرفعال (وزن بدن)	۱/۲۳۷ (۲/۴۶)	۰/۸۹۰ (۲/۶۱)	۱/۱۲۴ (۲/۰۴)	*۰/۰۰۰	*۰/۰۳۹	*۰/۰۰۱
مدت زمان اتکا (میلی ثانیه)	۹۹ (۰/۱۳۰)	۹۹ (۰/۰۰۸)	۱۰۰ (۰/۰۱۳)	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰

P_{C-B}مقدار معنی داری بین شرایط پا برهنه و کفش کنترل؛P_{U-B} مقدار معنی داری بین شرایط پا برهنه و کفش ناپایدار؛ P_{U-C} مقدار معنی داری بین کفش کنترل و کفش ناپایدار. * تفاوت معنادار (P=۰/۰۵)

www.SID.ir

Archive of SID

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 وجوداین، 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 (۲۳و۲۴). 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 وکار 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 تاثیرگذار باشد (۱و۱۹). 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 پا یکی از کلیدی‌ترین شاخص‌های آسیب در دوندگان است (۱۵و۱۶). 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 ازآن 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

www.SID.ir

Archive of SID

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

پیشنهادها

در مطلعات آتی پیشنهاد می‌شود به منظور ارائه نظری معتبر، سرعت حرکتی آزمودنی‌ها کنترل و مقایسه شود. از سویی 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.

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 می تواند 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.

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 distalInfluences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral painDuring 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,Sahrmann 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 duringRunning an Evaluation of hip strength and femoral structure in women with andWithout 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.

www.SID.ir

Archive of SID

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 associatedwith 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 DifferencessBeween 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, PowellK and ChristensonG. 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 adalts, Employing Heart Rate as the Standard. The internet journal of Allied Health Science and Practice 2005; 3(1): 1540-1580.

www.SID.ir

Archive of SID

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 Gandomkar[1], Seyed Esmaeil Hosseini nejad[2], Vahid Jahedi[1], Elham Gandomkar[1]

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.

www.SID.ir