

تأثیر کفش ناپایدار بر توان مفصلی اندام تحتانی هنگام مرحله اتکای دویدن

* امین گندمکار: کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران (*نویسنده مسئول). amin.gandomkar14@gmail.com
منصور اسلامی: استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران. m.eslami@umz.ac.ir
سید اسماعیل حسینی نژاد: دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران. esmaeilhoseninejad@gmail.com
وحید جاهدی: کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران. v.jahedi17@chmail.ir

تاریخ پذیرش: ۹۲/۱۰/۲۵

تاریخ دریافت: ۹۲/۷/۳

چکیده

زمینه و هدف: امروزه استفاده از کفش ناپایدار برای فعالیت‌های حرکتی در جامعه رایج شده است. هدف از تحقیق حاضر، بررسی تأثیر کفش ناپایدار بر توان مفاصل پایین تنه هنگام دویدن بود.

روش کار: در این پژوهش نیمه تجربی، ۳۰ نفر آزمودنی به صورت در دسترس با پای غالب راست و قد $176/9 \pm 5/39$ سانتی‌متر، جرم $72/3 \pm 8/84$ کیلوگرم، سن $21 \pm 2/27$ سال، ۳ کوشش متوالی در شرایط پابرنه، با کفش ناپایدار و کفش کنترل دویدند. پارامترهای سینماتیکی و سینتیکی با استفاده از همزمان‌سازی دوربین ویدئویی و صفحه نیروسنج ثبت گردید. آزمون فرضیات از روش تحلیل واریانس دوعاملی در نسخه ۲۰ نرم‌افزار SPSS انجام شد ($p < 0/05$).

یافته‌ها: توان منفی مچ پا در کفش ناپایدار نسبت به کفش کنترل (49% ، $p = 0/02$) و پای‌برهنه به‌طور معناداری کاهش یافت (35% ، $p < 0/05$). کفش ناپایدار توان مثبت مچ پا را در مقایسه با پای‌برهنه 23% کاهش معنادار داد ($p = 0/01$). کفش ناپایدار توان منفی مفصل زانو را در مقایسه با مفاصل مچ پا (42%) و ران (66%) به‌طور معناداری افزایش داد ($p < 0/05$). در مفصل ران تفاوت معناداری در وضعیت‌های مورد بررسی مشاهده نشد. **نتیجه‌گیری:** کفش ناپایدار با کاهش توان منفی مچ پا در مقایسه با کفش کنترل، منجر به کاهش ظرفیت کنترلی عضلات ساق و پایداری فعال این مفصل می‌شود. کفش ناپایدار با افزایش توان مثبت مچ پا در مقایسه با پای‌برهنه، ممکن است ظرفیت تولید نیرو را در عضلات چهار سر بهبود بخشد.

کلیدواژه‌ها: توان مفصلی، کفش ناپایدار، دویدن

مقدمه

توان مفصلی (Joint Power) یکی از متغیرهای بیومکانیکی جهت ارزیابی ظرفیت گروه‌های عضلانی در تولید و کنترل حرکت در مفاصل و اندام‌ها به‌شمار می‌رود. این متغیر از حاصل‌ضرب برداری گشتاور و سرعت زاویه‌ای مفصل (Torque and angular velocity) به دست می‌آید (۱-۳). هنگام فعالیت‌های حرکتی توان مفصلی می‌تواند مقادیر مثبت و یا منفی داشته باشد. مقادیر مثبت آن نشان می‌دهد که گروه‌های عضلانی در حال تولید انرژی مکانیکی در مفصل به واسطه‌ی انقباض درون‌گرا بوده درحالی‌که مقادیر منفی نشان‌دهنده جذب انرژی مکانیکی طی انقباض برون‌گرا می‌باشند (۱-۳).

در مرحله اتکای دویدن معمولاً دو مرحله کلی در انرژی مکانیکی مفاصل اندام تحتانی دیده می‌شود. در بخش اول -تماس پا با زمین تا تماس

کامل کف پا (Foot flat) - مفاصل در حال جذب و کار منفی هستند (۱-۴). کار منفی عضلات، بار وارد شده به پا را کاهش می‌دهد. علاوه بر این انرژی جذب شده می‌تواند به تولید انرژی در ادامه حرکت کمک کند (۱، ۴-۸). از لحظه تماس کامل کف پا با زمین تا جدا شدن پنجه پا (Toe off)، گروه‌های عضلانی در حال تولید نیروی پیشروی بوده و توان مفصلی را مثبت می‌کنند. مقادیر بالای توان مثبت حاکی از ظرفیت بالای گروه‌های عضلانی در تولید نیروی پیشروی می‌باشد و به عنوان شاخصی از عملکرد بهینه و کارایی بدن تلقی می‌شود (۴، ۸، ۹).

کفش بخش جدایی‌ناپذیر فعالیت‌های حرکتی است. امروزه کفش‌های ناپایدار (Unstable shoes) به منظور فعالیت‌های فراغتی و تمرینات تخصصی ورزشی مورد استفاده قرار می‌گیرد. این کفش‌ها در راستای قدامی - خلفی دارای تخت گهواره‌ای شکل

رضایت‌نامه مبنی بر رضایت جهت شرکت در آزمون را امضا نمودند. سلامت جسمانی کلیه آزمودنی‌ها قبل از اجرای پروتکل پژوهشی ارزیابی شد. سابقه جراحی، شکستگی، در رفتگی، وجود درد و آسیب‌هایی نظیر شکستگی استرسی، شین اسپلینت، آرتروز و هرگونه مشکل پاسچری و ناهنجاری‌های اسکلتی، عضلانی عصبی در اندام تحتانی نظیر وضعیت‌های واروس و والگوسی زانو، صافی و گودی کف پا، سابقه استفاده از کفش ناپایدار به‌عنوان متغیر خروج برای آزمودنی‌ها در نظر گرفته شد. علاوه بر این اطمینان حاصل شد که هیچ‌کدام در شش ماه گذشته دچار سوختگی، ضرب‌دیدگی و زخم در اندام تحتانی نشده باشند. احراز این شرایط از اطلاعات پرسش‌نامه فردی و ارزیابی متخصص بالینی مشخص گردید. جهت ارزیابی وضعیت قوس کف‌پایی، میزان افتادگی استخوان ناوی آزمودنی‌ها به روش رایج اندازه‌گیری شد (۱۵). در این روش تفاوت ارتفاع برجستگی استخوان ناوی در دو حالت ایستاده و نشسته اندازه‌گیری شده و میزان ۵-۹ میلی‌متر به‌عنوان محدوده‌ی طبیعی در نظر گرفته شد (۱۵). برای اندازه‌گیری واروس زانو، فرد با اندام تحتانی برهنه ایستاده؛ به طوری که زانو‌ها در باز شدن کامل (Extention)، قوزک‌ها به هم چسبیده و کشکک به طرف قدام باشد. آنگاه فاصله بین دو اپی‌کندیل داخلی زانو اندازه‌گیری و مقدار کمتر از ۲ سانتی‌متر به‌عنوان طبیعی در نظر گرفته شد (۱۶). برای والگوس زانو، طی ایستادن و اکستنشن کامل زانو‌ها و کشکک‌های رو به قدام، فاصله بین دو قوزک داخلی پا اندازه‌گیری شده و میزان کمتر از ۱۰ سانتی‌متر به‌عنوان طبیعی تعریف شد (۱۶). آزمون این پژوهش، ۳ کوشش صحیح دویدن با سرعت ۳-۳/۵ متر بر ثانیه با الگوی پاشنه-پنجه در وضعیت‌های پای برهنه، کفش کنترل و کفش ناپایدار به‌طور تصادفی بود. کوشش صحیح شامل جای‌گذاری مناسب گام روی دستگاه با الگوی دویدن صحیح پاشنه-پنجه در سرعت کنترل شده بود که از طریق ارزیابی نمودار نیروهای عکس‌العمل در دستگاه و همچنین ارزیابی دیداری دو ناظر کنترل و تأیید گردید. سرعت دویدن

بوده و متفاوت با سایر کفش‌های رایج می‌باشد. سازندگان این کفش‌ها مدعی هستند که انحناى گهواره‌ای شکل این کفش‌ها با انتقال بار، منجر به کاهش بارگیری (Weight acceptance) در پا حین راه رفتن شده و میزان پیشروی را افزایش می‌دهد (۱۰ و ۱۱). تانیگوشی و همکاران (Tanaguchi, et al) با بررسی همه‌جانبه این نوع کفش‌ها در راه رفتن گزارش دادند که کفش ناپایدار نیروی عمودی فعال و غیرفعال و مؤلفه قدامی - خلفی آن را کاهش می‌دهد (۱۰). علاوه بر این استفاده از آن را با افزایش گشتاور زانو و کاهش آن در مچ پا و همچنین افزایش توان منفی زانو و کاهش توان مثبت در مفصل مچ پا همراه دانسته‌اند (۱۰). در بعضی از تحقیقات، به واسطه کاهش نیروهای برخوردی، اثرات مثبتی برای کفش‌های ناپایدار در راه رفتن ذکر شده است (۱۱ و ۱۲). باوجود این، در تحقیقات دیگری به افزایش نیروهای برخوردی، افزایش ضربات حاصل از نیرو در جلو و عقب پا، افزایش نیروهای عمودی و سرعت اعمال آن نیز طی راه رفتن اشاره شده است (۱۳ و ۱۴). علی‌رغم این مشاهدات، هنوز تأثیر این کفش‌ها بر توان مفصلی و تعیین ظرفیت آسیبی و عملکردی، هنگام دویدن با ابهام همراه است؛ به طوری که محققان در توصیه آن به عنوان یک ابزار تمرینی بهینه به توافق عمومی نرسیده‌اند. با توجه به اینکه کفش‌های ناپایدار ممکن است میزان نیروی عکس‌العمل زمین و بازوی گشتاوری آن را تغییر دهند، می‌توانند اثرات متفاوتی را در مقایسه با کفش‌های رایج در دویدن داشته باشند. بدین جهت پژوهش حاضر با هدف بررسی تأثیر کفش ناپایدار بر توان مفاصل اندام تحتانی هنگام دویدن انجام گرفت. بر اساس نتایج حاصل از این پژوهش می‌توان در مورد ظرفیت پیشگیرانه از آسیب مفصلی و بهبود عملکردی در دویدن نسبت به این کفش‌ها نظرات مفیدی را بیان نمود.

روش کار

در این تحقیق نیمه تجربی، ۳۰ نفر آزمودنی با پای غالب راست از دانشجویان مرد جوان به‌صورت در دسترس انتخاب شدند. آزمودنی‌ها فرم



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

آزمودنی‌ها با استفاده از سیستم کنترل سرعت نوری (Photo cell) کنترل شد. به منظور جلوگیری از اثرات فوری، قبل از اجرای شرایط دویدن با کفش‌های مختلف، از آن‌ها خواسته شد تا هر یک از کفش‌ها را مدت ۲۰ دقیقه پوشیده و در محوطه آزمایشگاه شروع به گام برداری و دویدن نمایند. محوطه‌ای ۲۵ متری برای دویدن آزمودنی‌ها در نظر گرفته شد. کفش‌های مورد بررسی در این پژوهش، کفش ناپایدار (Perfect Steps TM-) و همچنین کفش کنترل (New VP 030709) و همچنین کفش کنترل (Balance 658) در اندازه‌های ۴۲-۴۴ بود (شکل ۱). این کفش‌ها به منظور مقایسه تأثیر شکل هندسی زیره کفش بر توان مفصلی اندام تحتانی انتخاب شدند. کفش ناپایدار انحنایی در راستای قدامی-خلفی داشته، در حالی که کفش کنترل دارای تخت معمولی بود.

از دوربین ویدئویی (JVC-9X00; 200 HZ) به منظور اندازه‌گیری داده‌های سینماتیکی استفاده شد. ۵ نشان‌گر غیرفعال (passive Markers) ۲۲ میلی‌متری، بر اساس مدل سینماتیک اندام تحتانی وینتر (۱۷)، برای مشخص کردن اندام‌های پایین‌تنه، بر روی برجستگی‌های تروکانتر بزرگ ران، کندیدیل خارجی زانو، قوزک خارجی، برجستگی پاشنه و انتهای استخوان پنجم کف پای نصب شد. دوربین ویدئویی در محل مناسب نصب و ویژگی‌های تصویربرداری آن کنترل شد. به منظور محاسبه‌ی نیروی عمودی عکس‌العمل از صفحه نیروسنج (Kistler, Winter thur, Switzerland, 60*40cm) استفاده شد. کالیبریشن صفحه نیروسنج بر اساس مفروضات کارخانه‌ای مورد استفاده قرار گرفت. صفحه نیروسنج در ۱۵ متری نقطه شروع دویدن به گونه‌ای در راستای دویدن آزمودنی‌ها قرار گرفت که قادر به تشخیص آن نبودند. نیروهای عکس‌العمل زمین با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز نمونه‌گیری گردید. هر یک از داده‌های سینماتیکی و سینتیکی با فرکانس برشی ۲۰ از طریق تکنیک پایین‌گذر باترورت (Low-pass second-order zero lag butterworth filter) فیلتر و به وزن بدن هنجار (Normalize) گردیدند. مرحله اتکا (Stance) از لحظه‌ی برخورد پاشنه (Heel Contact) تا جدا شدن پنجه پا (Toe off) از زمین در نظر گرفته شد. برای مشخص شدن شروع و پایان مرحله اتکا، میزان نیروی عکس‌العمل ۵ نیوتنی تعیین شد. از آنجایی که ۵ نفر از آزمودنی‌ها دارای تکنیک دویدن با بخش میانی پا بوده و مغایر با فرض پژوهش بودند از مطالعه کنار گذاشته شده و داده‌های ۲۵ آزمودنی، با تکنیک دویدن پاشنه - پنجه، مورد استفاده قرار گرفت. میانگین سه کوشش صحیح در هر یک از شرایط دویدن با کفش ناپایدار، کنترل و پای برهنه به عنوان داده مربوط به هر سه وضعیت مورد بررسی در نظر گرفته شد. از نرم‌افزار MATLAB (نسخه ۲۰۱۰) به منظور آنالیز داده‌ها استفاده شد.

توان مفصلی به عنوان متغیر وابسته در این پژوهش تعیین شد. این متغیر از طریق گشتاور مفصل مربوطه و سرعت‌های زاویه‌ای اندام‌های تشکیل دهنده‌ی مفصل مذکور محاسبه شد (معادله ۱). گشتاور مفصلی از طریق مؤلفه‌های عمودی و افقی نیروی عکس‌العمل زمین، با

از دوربین ویدئویی (JVC-9X00; 200 HZ) به منظور اندازه‌گیری داده‌های سینماتیکی استفاده شد. ۵ نشان‌گر غیرفعال (passive Markers) ۲۲ میلی‌متری، بر اساس مدل سینماتیک اندام تحتانی وینتر (۱۷)، برای مشخص کردن اندام‌های پایین‌تنه، بر روی برجستگی‌های تروکانتر بزرگ ران، کندیدیل خارجی زانو، قوزک خارجی، برجستگی پاشنه و انتهای استخوان پنجم کف پای نصب شد. دوربین ویدئویی در محل مناسب نصب و ویژگی‌های تصویربرداری آن کنترل شد. به منظور محاسبه‌ی نیروی عمودی عکس‌العمل از صفحه نیروسنج (Kistler, Winter thur, Switzerland, 60*40cm) استفاده شد. کالیبریشن صفحه نیروسنج بر اساس مفروضات

کارخانه‌ای مورد استفاده قرار گرفت. صفحه نیروسنج در ۱۵ متری نقطه شروع دویدن به گونه‌ای در راستای دویدن آزمودنی‌ها قرار گرفت که قادر به تشخیص آن نبودند. نیروهای عکس‌العمل زمین با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز نمونه‌گیری گردید. هر یک از داده‌های سینماتیکی و سینتیکی با فرکانس برشی ۲۰ از طریق تکنیک پایین‌گذر باترورت (Low-pass second-order zero lag butterworth filter) فیلتر و به وزن بدن هنجار (Normalize) گردیدند. مرحله اتکا (Stance) از لحظه‌ی برخورد پاشنه (Heel Contact) تا جدا شدن پنجه پا (Toe off) از زمین در نظر گرفته شد. برای مشخص شدن شروع و پایان مرحله اتکا، میزان نیروی عکس‌العمل ۵ نیوتنی تعیین شد. از آنجایی که ۵ نفر از آزمودنی‌ها دارای تکنیک دویدن با بخش میانی پا بوده و مغایر با فرض پژوهش بودند از مطالعه کنار گذاشته شده و داده‌های ۲۵ آزمودنی، با تکنیک دویدن پاشنه - پنجه، مورد استفاده قرار گرفت. میانگین سه کوشش صحیح در هر یک از شرایط دویدن با کفش ناپایدار، کنترل و پای برهنه به عنوان داده مربوط به هر سه وضعیت مورد بررسی در نظر گرفته شد. از نرم‌افزار MATLAB (نسخه ۲۰۱۰) به منظور آنالیز داده‌ها استفاده شد.

توان مفصلی به عنوان متغیر وابسته در این پژوهش تعیین شد. این متغیر از طریق گشتاور مفصل مربوطه و سرعت‌های زاویه‌ای اندام‌های تشکیل دهنده‌ی مفصل مذکور محاسبه شد (معادله ۱). گشتاور مفصلی از طریق مؤلفه‌های عمودی و افقی نیروی عکس‌العمل زمین، با

در مرحله اتکای دویدن نشان می‌دهد. همان طوری که مشاهده می‌شود، تغییرات منحنی توان در هر سه مفصل ران، زانو و مچ پا در هر سه شرایط دویدن مشابه است. ولی در مقایسه در سه شرایط، مقادیر اوج و در زمان رسیدن به اوج تفاوت مشاهده می‌شود. اوج توان منفی در هر سه مفصل تقریباً در مرحله تماس کامل کف پا تا میانه اتکا مشاهده می‌شود. اوج توان مثبت در مفاصل مچ پا و ران تقریباً در اواخر مرحله اتکا و هنگام پیشروی مشاهده می‌شود. با وجود این، در مفصل زانو اوج توان مثبت در مراحل ابتدایی اتکا و هنگام تماس کف پا با زمین مشاهده می‌شود. در توان مثبت اثر کفش بر مقادیر اوج در مفاصل زانو و ران قابل ملاحظه است. در مفصل ران کفش کنترل اثر قابل توجهی را در اوج توان مثبت در مقایسه با کفش کنترل و پای برهنه ایجاد کرده است. در توان منفی نیز اثر کفش و تفاوت‌های بین شرایط پوشش پا مشاهده می‌شود. مقادیر اوج توان جذبی و تولیدی در مفاصل مچ پا و زانو، بیشتر از کفش ناپایدار و پای برهنه شده است. در مفصل ران، کفش ناپایدار و پای برهنه مقدار اوج توان جذبی بیشتری را در مقایسه با کفش کنترل نشان داد. در حالی که توان تولیدی در کفش کنترل بیشتر از دو شرایط دیگر بود. همچنین مقادیر اوج مفاصل زانو و ران در کفش کنترل در مقایسه با کفش ناپایدار و پای برهنه با تأخیر همراه شد. با توجه به تفاوت مقادیر اوج و برای فهم بهتر و اهمیت اوج توان منفی و مثبت به ترتیب در تولید و جذب شوک، ما از تحلیل استنباطی استفاده نمودیم که نتایج آن در ادامه گزارش شده است.

بخش اول - توان منفی: اثر تعاملی (Interaction

$$P = M * \omega$$

$$\text{Muscle work}^+ = \int_{\text{pos}} P dt$$

$$\text{Muscle work}^- = \int_{\text{neg}} P dt$$

معادله ۱

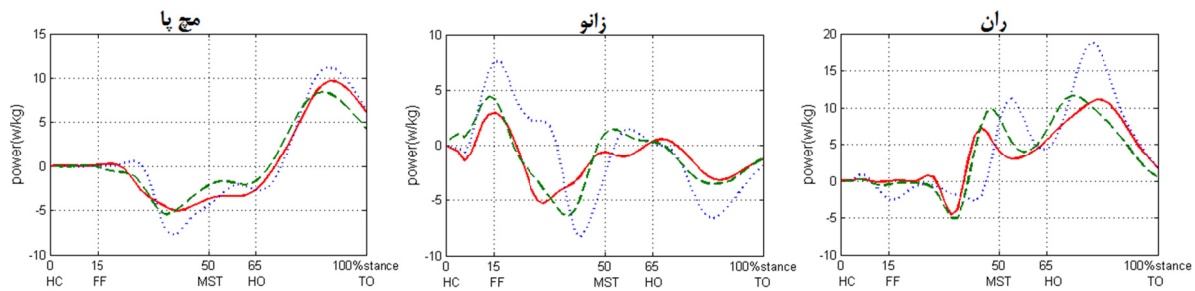
معادله ۱ - فرمول محاسباتی توان مفصلی. P توان مفصلی، M گشتاور مفصلی، ω سرعت زاویه‌ای مفصل و t نیز زمان انجام حرکت می‌باشد. استفاده از تکنیک دینامیک معکوس (Inverse dynamic) و معادله‌ی نیوتن- اولر (-Newton Euler) تعیین شد. همچنین از داده‌های سینماتیکی دوربین ویدئویی برای محاسبه سرعت زاویه‌ای مفاصل اندام تحتانی استفاده شد. اوج توان مثبت و منفی در فاز اتکای دویدن از منحنی توان - زمان در مفاصل مچ و زانو مشخص شد. برای بدست آوردن مقادیر مثبت و منفی کار یک گروه عضلانی در طول حرکت از معادله ۱ استفاده می‌شود. از روش آماری تحلیل واریانس با داده‌های تکراری دو عاملی (نوع کفش ۳ × نوع مفصل ۳) (2 Factor Repeated measure) و همچنین آزمون تعقیبی در نرم افزار SPSS 20 به منظور تشخیص تفاوت‌ها بین انواع کفش‌ها و تفاوت بین مفاصل استفاده شد ($p < 0.05$).

یافته‌ها

جدول ۱ مشخصات آنترومتریکی و دموگرافیکی آزمودنی‌ها را نشان می‌دهد. نتایج پژوهشی در دو قسمت ارائه شده است. در قسمت اول نتایج جهت تحلیل توصیفی، نمودار شده‌اند. نمودار ۱ توان مفاصل ران، زانو و مچ پا را

جدول ۱- ویژگی‌های آنترومتریکی آزمودنی‌ها

مشخصات آنتروپومتریک	آزمودنی‌ها	مشخصات آنتروپومتریک	آزمودنی‌ها
جرم (کیلوگرم)	۷۲/۳±۸/۸۴	ارتفاع ناوی راست (سانتی‌متر)	۰/۶±۰/۰۸
شماره پا (EU)	۴۳/۳±۱/۰۵	ارتفاع قوزک خارجی (سانتی‌متر)	۷/۵±۰/۶۵
قد (سانتی‌متر)	۱۷۶/۹±۵/۳۹	ارتفاع ناوی چپ (سانتی‌متر)	۰/۶±۱۸
سن (سال)	۲۱±۲/۲۷	فاصله بین قوزک‌ها (سانتی‌متر)	۷/۳±۰/۵۵
طول ساق (سانتی‌متر)	۳۷/۹±۲/۱۰	فاصله ۲ اپی کندیل (سانتی‌متر)	۹/۷±۰/۷۳
طول پا (سانتی‌متر)	۲۷/۱±۱/۳۶	ارتفاع قوزک داخلی (سانتی‌متر)	۹/۴±۰/۶۴
عرض پا (سانتی‌متر)	۹/۷±۰/۸۹	قطر پاشنه (سانتی‌متر)	۴/۵±۰/۵۴



نمودار ۱- توان مفصلی در پوشش‌های متفاوت پا (نقطه: کفش کنترل؛ خط چین: کفش ناپایدار؛ خط ممتد: پای برهنه-HC : تماس پاشنه) شروع مرحله اتکا؛ FF: تماس کف پا؛ MST: میانه اتکا؛ HO: جدا شدن پاشنه؛ TO: جدا شدن انگشتان - مقادیر منفی توان نشان دهنده کار منفی گروه عضلانی که به عنوان انقباض پرونگر تفسیر می‌شود. مقادیر صفر در نمودار توان (در صورتی که مقدار گشتاور مفصلی صفر نباشد) نشان دهنده انقباض ایزومتریک در آن گروه عضلانی می‌باشد.

مقایسه با مچ پا و ران شد ($p < 0.05$). علاوه بر این توان منفی مچ پا نیز در مقایسه با ران 2.03% در کفش کنترل افزایش معنادار یافت. در پای برهنه توان منفی زانو به ترتیب در مقایسه با مچ پا 1.65% و ران 3.31% افزایش معنادار یافت ($p < 0.05$). با وجود این، بین مفاصل ران و مچ پا در توان منفی در پای برهنه اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد (جدول ۳).

بخش دوم- توان مثبت: در توان مثبت اثر تعاملی معناداری در شرایط نوع پوشش پا \times نوع مفصل مشاهده نشد ($p = 0.25, F = 1.37$). این یافته نشان می‌دهد که اختلاف اوج توان مثبت بین مفاصل به نوع پوشش پا بستگی ندارد. در مچ پا کفش ناپایدار، اوج توان مثبت را در مقایسه با پای برهنه 2.3% کاهش داد ($p = 0.01$). با وجود این، بین دو کفش در توان مثبت مچ پا تفاوت معناداری مشاهده نشد. همچنین در مفاصل زانو و ران نیز در کلیه شرایط ممکن تفاوت معنادار وجود نداشت (جدول ۴).

همان طوری که در بخش توصیفی اشاره شد، تأخیر زمانی بین مفاصل در توان مثبت وجود دارد؛ به طوری که مقادیر اوج در مفاصل در مراحل

Effect) معناداری بین نوع پوشش پا \times نوع مفصل در توان منفی مشاهده شد ($p < 0.05, F = 7.03$). این یافته نشان می‌دهد که اختلاف اوج توان منفی بین مفاصل به نوع پوشش پا بستگی دارد. توان منفی مفصل مچ پا در کفش ناپایدار در مقایسه با کفش کنترل ($p = 0.02, 49\%$) و پای برهنه به طور معناداری کاهش یافت ($p < 0.05, 35\%$). کفش ناپایدار منجر به افزایش معنادار 3.6% در توان منفی زانو در مقایسه با پای برهنه شد ($p < 0.05$). با وجود این، تفاوت معناداری بین دو نوع کفش و همچنین بین کفش کنترل و شرایط پابرهنه در اوج توان منفی مفصل زانو یافت نشد. علاوه بر این، در مفصل ران تفاوت معناداری در وضعیت‌های مورد مقایسه بین سه شرایط کفش‌های ناپایدار، کنترل و پای برهنه مشاهده نشد (جدول ۲).

کفش ناپایدار توان منفی مفصل زانو را در مقایسه با مفاصل مچ پا (2.42%) و ران (6.65%) به طور معناداری افزایش داد ($P < 0.05$). همچنین این کفش افزایش معنادار 1.21% را نیز در توان منفی مچ پا در مقایسه ران ایجاد نمود ($p = 0.01$). استفاده از کفش کنترل نیز منجر به افزایش 1.01% و 6.47% توان منفی زانو به ترتیب در

جدول ۲- میانگین و انحراف استاندارد توان منفی مفاصل پایین تنه هنگام دویدن در شرایط پوشش مختلف.

متغیرهای سیستمیکی	کفش ناپایدار	کفش کنترل	پا برهنه	***	**	*
توان منفی مچ پا (W)	۵۱/۴±۴۲/۶۶	۸۱/۷±۸۲/۰۲	۷۹/۲±۵۵/۰۷	۰/۰۲	۱/۰۰	۰/۰۰
توان منفی زانو (W)	۱۷۵/۸±۱۰۰/۸۲	۱۷۱/۷±۱۱۲/۳۵	۱۲۸/۸±۱۰۲/۲۹	۱/۰۰	۰/۱۱	۰/۰۰
توان منفی ران (W)	۲۲/۸۱±۱۸/۳۶	۲۶/۹±۲۵/۴۴	۲۹/۸±۲۰/۸۱	۱/۰۰	۱/۰۰	۰/۷۹

* مقدار معنی‌داری بین کفش ناپایدار و پا برهنه ($P < 0.05$). ** مقدار معنی‌داری بین کفش کنترل و پا برهنه ($P < 0.05$). *** مقدار معنی‌داری بین کفش ناپایدار و کفش کنترل ($P < 0.05$).

جدول ۳- اثر نوع پوشش پا در توان مثبت مفاصل مختلف.

شرایط پوشش	مچ پا	زانو	ران	*	**	***
پای برهنه	۷۹/۲±۵۵/۰۷	۱۲۸/۷±۱۰۲/۲۹	۲۹/۸±۳۰/۸۱	۰/۲۵	۰/۰۰	۰/۰۰
کفش کنترل	۸۱/۷±۸۲/۰۲	۱۷۱/۷±۱۱۲/۳۵	۲۶/۹±۲۵/۴۴	۰/۰۳	۰/۰۰	۰/۰۰
کفش ناپایدار	۵۱/۴±۴۲/۶۶	۱۷۵/۸±۱۰۰/۸۲	۲۲/۸±۱۸/۳۶	۰/۰۰	۰/۰۱	۰/۰۰

* مقدار معنی‌داری بین کفش ناپایدار و پا برهنه ($P<0.05$). ** مقدار معنی‌داری بین کفش کنترل و پا برهنه ($P<0.05$). *** مقدار معنی‌داری بین کفش ناپایدار و کفش کنترل ($P<0.05$).

جدول ۴- میانگین و انحراف استاندارد توان مثبت مفاصل پایین تنه هنگام دوییدن در شرایط پوشش مختلف.

متغیرهای سینتیکی	کفش ناپایدار	کفش کنترل	پا برهنه	***	**	*
توان مثبت مچ پا (W)	۸۷/۷±۲۹/۸۰	۱۱۵/۸±۵۵/۷۳	۱۱۴/۶±۳۶/۵۸	۰/۰۹	۱/۰۰	۰/۰۱
توان مثبت زانو (W)	۳۸/۱±۲۱/۴۲	۶۰/۵±۹۲/۹۲	۴۱/۲±۲۷/۵۵	۰/۷۸	۱/۰۰	۱/۰۰
توان مثبت ران (W)	۱۲۵/۱±۷۳/۶۲	۱۶۴/۱±۱۱۷/۹۹	۱۴۰/۴±۶۱/۵۲	۰/۰۶	۰/۷۶	۰/۳۴

* مقدار معنی‌داری بین کفش ناپایدار و پا برهنه ($P<0.05$). ** مقدار معنی‌داری بین کفش کنترل و پا برهنه ($P<0.05$). *** مقدار معنی‌داری بین کفش ناپایدار و کفش کنترل ($P<0.05$).

جدول ۵- اوج توان مثبت در پوشش‌های متفاوت

پوشش پا	پای برهنه	کفش کنترل	کفش ناپایدار
اوج توان مثبت (W)	۹۸/۷±۶۰/۸۱*	۱۱۳/۴±۱۰۰/۶۳	۸۳/۶±۵۸/۹۸*

* مقدار معنی‌داری بین کفش ناپایدار و پا برهنه ($P<0.05$).

جدول ۶- اثر نوع پوشش پا در توان مثبت مفاصل مختلف

شرایط پوشش	مچ پا	زانو	ران	*	**	***
پای برهنه	۱۱۴/۶±۳۶/۵۸	۴۱/۲±۲۷/۵۵	۱۴۹/۴±۶۱/۵۲	۰/۰۰	۰/۰۸	۰/۰۰
کفش کنترل	۱۱۵/۸±۵۵/۷۳	۶۰/۵±۹۲/۹۲	۱۶۴/۱±۱۱۷/۹۹	۰/۰۰	۰/۰۶	۰/۰۰
کفش ناپایدار	۸۷/۷±۲۹/۸۰	۳۸/۱±۲۱/۴۲	۱۲۵/۱±۷۳/۶۲	۰/۰۰	۰/۱۰	۰/۰۰

* مقدار معنی‌داری بین مفاصل مچ پا و زانو ($P<0.05$). ** مقدار معنی‌داری بین مفاصل مچ پا و ران ($P<0.05$). *** مقدار معنی‌داری بین مفاصل ران و زانو ($P<0.05$).

ران در مقایسه با زانو شد ($p<0.05$). همچنین کفش کنترل منجر به افزایش معنادار ۹۱٪ در توان مثبت مچ پا در مقایسه با زانو گردید ($p<0.05$). با وجود این، توان مثبت در زانو و مچ پا تفاوت معناداری نداشت. در پای برهنه نیز توان مثبت ران در مقایسه با زانو ۲۶۳٪ و ۱۷۸٪ کاهش معنادار یافت ($p<0.05$). با وجود این، توان مثبت زانو و مچ پا در پای برهنه تفاوت معناداری نداشت (جدول ۶).

بحث و نتیجه گیری

نتایج تحقیق نشان می‌دهد که کفش ناپایدار در جذب نیروی اعمال شده به مفصل مچ پا در مقایسه با کفش کنترل مزیت و اثربخشی پایین‌تری دارد. این کفش ظرفیت کمتری در

متفاوتی از اتکا ایجاد شد. بر این اساس، بررسی تفاوت‌های بین مفاصل در توان مثبت ضرورتی ندارد. با وجود این، نوع پوشش پا تفاوت معناداری را در توان مثبت نشان داد ($p<0.05$, $F=2.97$). کفش ناپایدار به نسبت شرایط پابرهنه ۲۲٪ توان مثبت را کاهش داد. با این وجود بین دو کفش و همچنین بین کفش کنترل و پای برهنه تفاوت معناداری یافت نشد (جدول ۵).

کفش ناپایدار توان مثبت مفصل ران را ۱۲۹٪ در مقایسه با مفاصل زانو به طور معناداری افزایش داد ($p<0.05$). همچنین این کفش توان مفصلی مچ پا را در مقایسه با زانو ۲۲۹٪ افزایش معنادار داد. با وجود این، تفاوت معناداری در توان مثبت بین مفاصل ران و مچ پا یافت نشد. استفاده از کفش کنترل نیز منجر به افزایش ۱۷۳٪ در توان مثبت

باشد. یافته حاصل از تحقیق حاضر نشان می‌دهد که کفش ناپایدار نسبت به پای برهنه می‌تواند در ارائه روش ایمن‌تر در فعالیت‌های بازتوانی و حرکتی برای افرادی با مشکلات زانو مد نظر قرار گیرد.

در توان مثبت، نوع پوشش پا \times نوع مفصل تفاوت معناداری را نشان نداد. این یافته نشان می‌دهد که اختلاف اوج توان مثبت بین مفاصل به نوع پوشش پا بستگی ندارد. با وجود این، ظرفیت جلو بردگی بالقوه‌ی این نوع کفش‌ها، به واسطه‌ی کاهش توان مثبت در این مطالعه تأیید شد. این یافته با بعضی از تحقیقات قبلی همسو می‌باشد (۱۰ و ۱۲). در واقع استفاده از این کفش‌ها در مفصل شاخص نمی‌تواند مزیت جلو بردگی داشته باشد اما به طور کلی به پیش‌رانی در دویدن کمک می‌کند.

نوع پوشش پا نیز تفاوت معناداری را در توان مثبت نشان داد. این یافته نشان می‌دهد که مقادیر توان مثبت در دویدن به نوع پوشش پا بستگی دارد. کفش ناپایدار به نسبت شرایط پابرهنه ۲۲٪ توان مثبت را کاهش داد. با وجود این، بین دو کفش و همچنین بین کفش کنترل و پای برهنه تفاوت معناداری یافت نشد (جدول ۴). یافته‌های قبلی نیز از این نتیجه حمایت می‌کنند (۱۰). این یافته‌ها نشان می‌دهد که به طور کلی کفش ناپایدار صرف نظر از مفصل، در مقایسه با کفش کنترل تفاوتی در مقادیر اوج توان تولیدی ندارد. با این حال در مقایسه با دویدن پابرهنه می‌تواند نیاز به نیروی کمتری در پیشروی داشته باشد.

در شرایط پای برهنه، توان منفی در مچ پا و زانو در مقایسه با ران افزایش معنادار یافت. در حالی که استفاده از هر دو کفش منجر به افزایش معنادار توان منفی زانو در مقایسه با مچ پا و ران و همچنین مچ پا در مقایسه با ران شد. این یافته‌ها حاکی از آن هستند که استفاده از کفش ظرفیت مفصل زانو را در جذب در مقایسه با مچ پا افزایش می‌دهد. این یافته می‌تواند در ارائه تمریناتی ایمن به ویژه در مراحل اولیه بازتوانی افراد آسیب دیده و کاهش ریسک فاکتورهای آسیب مفصلی مد نظر قرار گیرد. به واسطه افزایش توان منفی، کفش

جذب ضربات ناشی از دویدن به نسبت کفش کنترل دارد؛ توان منفی آن حتی از پای برهنه نیز کمتر بوده است. توان منفی کمتر کفش ناپایدار را می‌توان به حذف پاشنه در طراحی این کفش‌ها نسبت داد. به دلیل قوس پاشنه‌ای، هنگام دویدن پاشنه به طور مستقیم با زمین برخورد می‌کند. در واقع شکل قوسی تخت این کفش طول بازوی گشتاور را کاهش داده و نقطه‌ی برخورد را از خلفی‌ترین قسمت تخت کفش به بخش‌های میانی‌تر سوق داده است. در حالی که در کفش کنترل، قسمت انتهایی کفش قبل از برخورد قسمت پاشنه‌ای و متحمل بار شدن آن، به زمین برخورد کرده و اندکی از بار را به واسطه‌ی بزرگ‌تر بودن بازوی گشتاوری جذب می‌کند. براین اساس کفش ناپایدار پاشنه پا را با زمین روبرو نموده و ضربه مستقیماً متوجه آن می‌شود. بنابراین استفاده از این نوع کفش نمی‌تواند در جلوگیری از آسیب‌های مفصلی ناشی از ضربات تکراری در مفصل مچ پا نقش مهمی ایفا نماید. به این منظور استفاده از آن در افراد مستعد چنین آسیبی توصیه نمی‌گردد. این یافته در تضاد با یافته‌ی مشابه این نوع کفش‌ها در راه رفتن بود (۱۰). این تفاوت را می‌توان به تفاوت‌های نوع فعالیت حرکتی از جمله مکانیک حرکت و عضلات درگیر نسبت داد.

کفش ناپایدار منجر به افزایش معنادار ۳۶٪ در توان منفی زانو به نسبت وضعیت پای برهنه شد. با وجود این، تغییر معناداری در سایر وضعیت‌ها مشاهده نشد. این یافته نشان می‌دهد که دویدن با کفش ناپایدار در مقایسه با کفش کنترل برتری خاصی جهت فعالیت جذبی ندارد. ولی به نسبت دویدن پابرهنه می‌تواند بار کمتری را متحمل مفصل زانو سازد. یافته‌های قبلی اثرات کفش ناپایدار در راه رفتن، از افزایش توان مثبت نسبت به پای برهنه حمایت می‌کند، در حالی که همسو با عدم تفاوت آن با کفش کنترل نمی‌باشد (۱۰). این یافته‌ها را می‌توان به تفاوت در نوع فعالیت حرکتی دویدن و راه رفتن نسبت داد. هرچند ویژگی‌های ساختاری کفش ناپایدار مورد استفاده در این تحقیق و تحقیقات گذشته نظیر جنس لایه‌های کف، متفاوت بوده و می‌تواند دلیلی بر این تفاوت

دویدن پابرهنه افزایش دهد. بنابراین به نسبت پای برهنه می‌تواند در افرادی با مشکل تولید نیروی پیش‌روی و همچنین در مراحل اولیه بازتوانی افراد آسیب دیده مفید باشد.

تقدیر و تشکر

از مسئولین آزمایشگاه بیومکانیک اندام تحتانی دانشگاه مازندران جهت انجام همکاری شایسته کمال تشکر را داریم.

منابع

1. Eslami M, Damavandi M. [Osoul va mabaniye biomechanic va tajziye va tahlile harekat]. first ed. Tehran: Research of sport science ; 2012. P. 255-280 (Persian).
2. Winter, D.A. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. 3rd ed. Canada, Alberta: John Wiley & Sons; 2009. P. 107-170.
3. Grimshaw P, Burden A. Sport & Exercise Biomechanics. 2nd ed. University of South Australia, Adelaide, Australia: Taylor & Francis Group; 2007. P. 211-217.
4. Watkins J. [Sakhtar va amalkarde dastgahe azolani-eskeleti]. First ed. Tehran: Omide danesh publisher; 2003. P. 505-545.
5. Alison C, Novak A, Qingguo Li B, Shuozhi S, Yang b, Brouwer B. Mechanical energy transfers across lower limb segments during stair ascent and descent in young and healthy older adults. *Gait & Posture*; 2011. 34: 384-390.
6. Siegel K, Kepple T, Stanhope S. Joint moment control of mechanical energy flow during normal gait. *Gait and Posture*; 2004. 19: 69-75.
7. Cofre L, Lythgo N, Morgan D, Galea M. Aging modifies joint power and work when gait speeds are matched. *Gait & Posture*; 2011. 33: 484-489.
8. Teixeira L, Nadeau S, Milot M. Effects of cadence on energy generation and absorption at lower extremity joints during gait. *Clinical Biomechanics*; 2008. 23: 769-778.
9. Boyer R, Gitter A, Barnes L. Determination of ankle muscle power in normal gait using an EMG-to-force processing approach. *Journal of Electromyography and Kinesiology*; 2010. 20: 46-54.
10. Tanaguchi M, Tateuchi H, Takeoka T, Ichihashi N. Kinematic and Kinetic Characteristics of Masai Barefoot Technology Footwear. *Gait & Posture*; 2012. 35: 567-572.
11. Nigg BM, Emery C, Hiemstra LA. Unstable Shoe Construction and Reduction of Pain in

می‌تواند با افزایش بالقوه جذب مفصلی، نیروهای آسیب رسان و ریسک فاکتورهای آسیب مفصلی نظیر مقادیر اوج نیروهای برخوردی و سرعت اعمال آن را در دویدن کاهش دهند. با وجود این، بین دو کفش در این مقایسه تفاوت معناداری یافت نشد. در توان مثبت نیز در هر سه شرایط، توان مثبت در مفصل ران در مقایسه با مچ پا و زانو و همچنین در مفصل مچ پا در مقایسه با زانو افزایش معنادار مشاهده شد (جدول ۳). با این وجود نوع کفش نتوانست ویژگی خاصی را در پیش‌برندگی نشان دهد. از جمله محدودیت‌های این پژوهش می‌توان به عدم توانایی در کنترل و ارزیابی سختی کفش به واسطه نبود تجهیزات آزمایشگاهی مناسب اشاره نمود. سختی کفش بر میزان نیروهای وارد شده به زمین اثر گذار بوده و ممکن است در جذب ضربات طی دویدن اثرات قابل ملاحظه‌ای داشته باشد. در تحقیقات آتی پیشنهاد می‌شود اثرات این نوع کفش‌ها در سرعت‌ها و الگوهای مختلف دویدن مد نظر پژوهشگران علاقه‌مند قرار گیرد. از سویی دیگر، تحقیق حاضر اثرات فوری استفاده از کفش ناپایدار را بررسی نمود، در حالی که طی استفاده درازمدت، این کفش‌ها ممکن است اثرات متفاوتی را نشان دهد.

نتایج تحقیق حاضر نشان می‌دهد که کفش ناپایدار در جذب نیروی اعمال شده به مفصل مچ پا در مقایسه با کفش کنترل ظرفیت کمتری داشته و اثربخشی ویژه‌ای را نشان نمی‌دهد. با توجه به اهمیت توان منفی در عمل جذبی و کاهش بار اعمالی کمتر به سطوح مفصلی، استفاده از این کفش می‌تواند با افزایش اثرات حاصل از نیروی اینرسی بدن طی دویدن همراه شود. با افزایش اثرات حاصل از بار وارده به مفصل مچ پا، شرایط ایجاد آسیب‌های مفصلی دویدن در این کفش‌ها ممکن است افزایش یابد. بنابراین کفش‌های ناپایدار به جهت ظرفیت بالقوه آسیب مفصلی مچ پا در مقایسه با کفش کنترل برای دوندگان توصیه نمی‌شود. با وجود این، این نوع کفش‌ها ممکن ظرفیت عضلات عمل‌کننده در مچ پا را در تولید نیروی پیش‌ران در مقایسه با

Osteoarthritis Patients. *Med Sci Sports Exerc*; 2006. 38: 1701-1708.

12. Nigg BM, Karella E, Tecante G, Federolf P, Landry C. Gender differences in lower extremity gait biomechanics during walking using an unstable shoe. *Clinical Biomechanics*; 2010. 25:1047-1052.

13. Sacco IC, Sartor CD, Cacciari LP, et al. Effect of a rocker non-heeled shoe on EMG and ground reaction forces during gait without previous training. *Gait & Posture*; 2012. 35: 24-33.

14. Stöggl T, Haudum A, Birklbauer J, Murrer M, Müller E. Short and long term adaptation of variability during walking using unstable (Mbt) shoes. *Clinical Biomechanics*; 2010. 25(8): 816-822.

15. Eslami M, Gandomkar A, Hosseini nejad SE, Jahedi V, Gandomkar E. 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. (Persian).

16. 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. (Persian).

17. Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. *Research methods in Biomechanics*. First ed: Human Kinetics, 2009. P 39-50.

Effect of unstable shoes on lower extremity joint power during stance phase of running

***Amin Gandomkar**, MSc of Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Mazandaran, Mazandaran, Iran (*Corresponding author). amin.gandomkar14@gmail.com

Mansour Eslami, Assistant Professor, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Mazandaran, Mazandaran, Iran. m.eslami@umz.ac.ir

Seyed Esmacil Hosseini nejad, PhD student, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Mazandaran, Mazandaran, Iran. esmaeilhoseninejad@gmail.com

Vahid Jahedi, MSc of Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Mazandaran, Mazandaran, Iran. v.jahedi17@chmail.ir

Abstract

Background: Nowadays, unstable shoes have been developed in motor activities among people. The purpose of this study was to test the effect of unstable shoes on lower extremity joints power during stance phase of running.

Methods: In this semi experimental study, 30 subjects (age of 21 ± 2.27 years, mass of 72.3 ± 8.84 kg, height of 176.9 ± 5.39 cm) ran in barefoot, unstable and control shoe conditions. Kinematic and kinetic variables were recorded with video camera and force plate. Joint power was calculated via dot product of the joint's moment and angular velocity of the joint. A 2 way repeated measure variances performed to test the hypothesis using SPSS software (version 20, $p < 0.05$).

Results: Ankle joint negative power was reduced significantly during unstable shoe running compared to control shoe ($p = 0.02$, 49%) and barefoot conditions ($p = 0.02$, 35%). However there were no significant difference between shoes in hip joint. Negative power in knee joint was increased significantly in running with unstable shoe compared to hip (665%) and ankle joints (242%).

Conclusion: Our findings showed that use of unstable shoes may lead to decrease in controlling capacity of shank muscles and active stability in ankle joint. Unstable shoe with increase of ankle positive power compared to barefoot running, could improve the produced force capacity in quadriceps group muscles.

Keywords: Joint power, Unstable shoe, Running