مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی کردستان / دوره بیستم / بهمن و اسفند ۱۳۹۴/ ۹۶-۸۵

اثر کفی طبی بر نیروی‌های عکس العمل زمین، ایمپالس و میزان بار وارد شده هنگام فرود تک پا

یاسین حسینی[۱]، نادر فرهپور[۲]، مجید معتمدزاده[۳]

۱. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه بوعلی سینا همدان، همدان، ایران.

۲. استاد بیومکانیک ورزشی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه بوعلی سینا همدان، همدان، ایران، (نویسنده مسئول)، تلفن ثابت: ۰۸۱-۳۸۳۸۱۴۲۱، naderfarahpour1@gmail.com

۳. استاد مهندسی بهداشت حرفه‌ای، گروه ارگونومی، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران.

چکیده:

زمینه و هدف: اندازه‌گیری نیروهای عکس‌العمل زمین در فعالیت‌های مختلف فیزیکی با ریسک آسیب مفاصل اندام تحتانی مرتبط است. کفی کفش در تعدیل نیروهای عکس‌العمل زمین موثر است. هدف پژوهش حاضر بررسی اثر کفی طبی بر اوج نیروهای عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به آن‌ها، ایمپالس و میزان بار وارد شده هنگام فرود در افراد سالم بود.

روش بررسی: ۱۳ مرد سالم به ترتیب با میانگین سن، جرم و قد (۱/۶±۲۱/۹ سال)، (۱۲/۶±۶۷/۱۵ کیلوگرم)، و (۴/۹±۱۷۵/۳۸ سانتی‌متر) در این مطالعه شرکت نمودند. با استفاده از یک صفحه نیرو (۱۰۰۰ هرتز) مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین هنگام فرود در دو شرایط با و بدون استفاده از کفی اندازه‌گیری شد. سپس متغیرهای اوج نیروهای عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به آن‌ها، ایمپالس، و میزان بار وارد شده استخراج شدند. آزمون آماری Repeated measure ANOVA با سطح معناداری ($P<۰/۰۵$) جهت تحلیل آماری مورد استفاده قرار گرفت.

یافته‌ها: پوشیدن کفی موجب کاهش اوج ثانویه مولفه عمودی عکس‌العمل زمین در لحظه تماس پاشنه با زمین ($P=۰/۰۰۹$)، اوج اولیه مولفه افقی نیروی عکس‌العمل زمین ($P=۰/۰۱۱$) و میزان بار وارد شده عمودی ($P=۰/۰۱$) شد، اما ایمپالس عمودی ($P=۰/۰۳۲$) را افزایش داد.

نتیجه گیری: به نظر می‌رسد استفاده از کفی طبی می‌تواند با کاهش نیروهای وارد بر بدن از بروز آسیب‌های ورزشی هنگام فرود جلوگیری کند.

واژگان کلیدی: فرود تک پا، نیروی عکس‌العمل زمین، ایمپالس، میزان بار وارد شده ، کفی.

وصول مقاله:۹۴/۸/۶ اصلاحیه نهایی:۹۴/۹/۱۰ پذیرش:۹۴/۹/۱۷

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-20]

[DOI: 10.22102/20.6.85]

مقدمه

در بسیاری از فعالیت‌های ورزشی پرش و فرود اجتناب ناپذیر است (۱)، هنگام فرود بسته به ارتفاع فرود و ویژگی-های مکانیکی سطح اتکا، کفش و نیز عملکرد عضلانی در جذب شوک، ممکن است نیروئی برخوردی تا حدود ۱۰ برابر وزن بدن ایجاد شود (۲و۱). بیشترین آسیب مچ پا و زانو در ورزش‌هایی مانند والیبال، هندبال، بسکتبال و فوتبال هنگام فرود رخ می‌دهد (۳و۲). یکی از مهمترین نیروهای وارد شده بر بدن هنگام فرود، نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (VGRF[1]) می‌باشد که بزرگی این نیرو یک شاخص خطر برای بروز آسیب در مفاصل مچ و زانو محسوب می شود (۷-۴). به این معنا که هرچه نیروی عمودی عکس العمل زمین (VGRF) کمتر باشد احتمال آسیب وارده به مفاصل نیز کمتر می‌باشد (۷و۶). با توجه به همبستگی مثبت بین مقدار نیروی عمودی عکس‌العمل و آسیب، شدت و فراوانی آسیب در فرود تک پا به مراتب بیشتر از فرود دوپا است، زیرا در فرود تک پا فقط یک پا همه فشار را تحمل می‌نماید. در حالی که در فرود دوپا فشار بین دوپا تقسیم می‌شود (۸).

با استفاده از نیروهای عکس‌العمل زمین می‌توان مقدار ضربه و میزان بار وارد شده عمودی در مفصل را نیز اندازه-گیری نمود (۹). بین مقدار میزان بار وارد شده عمودی و آسیب‌های اندام تحتانی ارتباط وجود دارد (۱۲-۱۰). رادین و همکاران در مطالعه‌ی خود، نشان دادند که درد زانو در افرادی که میزان بار وارد شده بالاتری هنگام فعالیت‌های فیزیکی داشتند، شایع‌تر است (۱۳). از همین روی، میزان بار وارد شده نیروی عمودی عکس‌العمل هنگام راه رفتن، به عنوان یکی از عوامل پیش‌بینی کننده عارضه استئوآرتریت معرفی شده است (۱۳).

علاوه بر اینکه عضلات مفاصل هیپ، زانو و مچ طی انقباض اکسنتریک می‌توانند در جذب بار مکانیکی ناشی از نیروهای عکس‌العمل موثر باشند، استفاده از کفش مناسب با کفی خاص نیز می‌تواند در جذب شوک موثر باشد (۲۰-۱۴). کفی‌های متعددی از جمله کفی آنتی پرونیشن برای کاهش آسیب‌های ناشی از بارگذاری هنگام فعالیت‌های فیزیکی توصیه شده‌است (۲۳-۲۱). این کفی‌ها با توجه به ساختار پا و برای اصلاح ناهنجاری‌های پا و همچنین در افراد سالم برای استفاده از اثر ضربه‌گیری طراحی شده اند (۲۳-۲۱). برای بررسی اثرات مکانیکی کفی‌ها تحقیقات متعددی انجام گرفته است پری و همکاران (۱۹۹۵) نشان دادند که استفاده از کفی طبی باعث افزایش نیروی عکس العمل عمودی زمین می‌شود (۲۴). متقابلاً نیگ و همکاران با مطالعه بر روی دوندگان مشاهده کردند که در اثر استفاده از کفی تغییر معنی داری در موقعیت مرکز فشار و نیروی عمودی عکس‌العمل و میزان بار وارد شده عمودی افراد هنگام دویدن ایجاد نمی‌شود (۲۵و۲۰). همچنین دورسی و همکاران نشان دادند که کفی‌ها هیچگونه تاثیر معنی داری در متغیرهای کینتیکی و کینماتیکی ایجاد نکرده است (۲۶). اما اولری و همکاران بیان کردند استفاده از کفی باعث کاهش ۶/۸ درصدی در نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و کاهش ۸/۳ درصدی در میزان بار وارد شده هنگام دویدن می‌شود (۲۷). اسلامی و همکاران نیز نشان دادند که استفاده از کفی نیمه سخت هنگام دویدن باعث کاهش ۵/۵ درصدی مقادیر اوج نیروی عمودی عکس العمل زمین و کاهش ۴۰ درصدی اورژن پای عقبی می‌شود که علت احتمالی آن را انعطاف‌پذیری این نوع کفی معرفی نمودند (۲۸). همچنین گزارش شده است که کفی‌ها نیروهای وارد بر قسمت‌های مختلف پا را در افرادی با ناهنجاری کف پای صاف کاهش می‌دهد (۳۰و۲۹).

اکثر مطالعات گذشته در زمینه اثرات مکانیکی کفی‌ها هنگام راه رفتن و دویدن انجام گرفته‌اند. در حالی که مکانیزم اعمال نیرو و نیز شدت و بزرگی نیروهای عکس العمل زمین هنگام فرود حدود ۵ برابر بیش از مقادیر آن در دویدن است. بنابراین بررسی دقیق اثر کفی‌ها در فرود کاملاً

[1]: Vertical Groud Reaction Force

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-20]

[DOI: 10.22102/20.6.85]

ضروری است. لذا هدف پژوهش حاضر بررسی اثر کفی-های آنتی پرونیشن بر اوج نیروهای عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به آن‌ها، ایمپالس، و میزان بار وارد شده هنگام فرود در افراد سالم بود.

روش بررسی

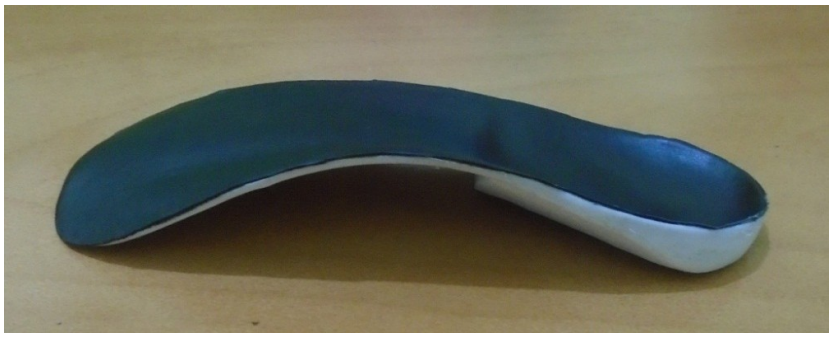
آزمودنی‌ها

پژوهش حاضر از نوع شبه‌تجربی و آزمایشگاهی است. در این پژوهش از بین دانشجویان مرد داوطلب در دسترس دانشگاه تعداد ۱۳ نفر واجد شرایط انتخاب و مورد مطالعه قرار گرفتند. تعداد ۱۳ آزمودنی با توجه به α=۰/۰۵، ۰/۲= β (توان آماری ۸۰%) براساس روش محاسبه توان et al Erdfelde 2007 درنظر گرفته شد (۳۴-۳۱و۲۸و۸). میانگین و انحراف استاندارد سن، قد و جرم آزمودنی‌ها به ترتیب (۱/۶±۲۱/۹ سال)، (۴/۹±۱۷۵/۳ سانتی‌متر)، و (۱۲/۶±۶۷/۱ کیلوگرم) بودند. معیارهای ورود به پژوهش عبارت بودند از برخورداری از سیستم اسکلتی-عضلانی طبیعی، داشتن ساختار اسکلتی طبیعی پا (داشتن نمره ۰ تا ۵+ در شاخص پاسچر پا) (۳۵). همچنین، معیارهای خروج از مطالعه عبارت بودند از وجود اختلاف بیش از ۳ میلیمتر بین طول دو اندام تحتانی، سابقه جراحی، ناهنجاری‌های اسکلتی، داشتن سابقه ورزش حرفه‌ای، یا ورزش منظم هفتگی طی دو سال گذشته. همه آزمودنی ها راست دست و راست پا بودند که به ترتیب با آزمون پرتاب توپ برای دست و ضربه به توپ برای پا سنجیده شد. به آزمودنی‌ها توصیه شده بود تا از پرداختن به فعالیت فیزیکی خسته کننده از ۴۸ ساعت قبل از آزمایش خودداری نمایند.

قبل از اجرای آزمون اهداف و روش مطالعه برای آزمودنی-ها شرح داده شد. آزمودنی‌ها رضایت‌نامه کتبی برای شرکت در پژوهش را امضا نمودند. طرح پژوهش در کمیته اخلاق در مطالعات پزشکی دانشگاه علوم پزشکی همدان در تاریخ ۱۳۹۴/۳/۲ با شماره ۱۶/۳۵/۹/۱۱۹۹/پ مورد تائید قرار گرفت.

ابزار و روش اجرا

کفی مورد استفاده در این پژوهش متناسب با پای افراد و توسط متخصص ارتوپد فنی ساخته شد. اوج ارتفاع قوس طولی داخلی در این کفی برابر ۲۵ میلی‌متر و درجه Posting آن ۸ درجه بود. طول این کفی به اندازه‌ای بود که بخش عقب و میانی پا را پوشش داده و در بخش جلویی پا قرار نداشت. جنس این کفی از نوع نیمه سخت بوده و به طور کامل قوس پا را پوشش می‌داد (شکل ۱). کفی داخل کفش آزمودنی‌ها تعبیه شد.



شکل(۱): نمای جانب داخلی کفی مورد استفاده در پژوهش

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-20]

[DOI: 10.22102/20.6.85]

با استفاده از یک صفحه نیروی Kistler (Kistler Instrument Switzerland) با ابعاد ($۴۰۰\times۶۰۰mm^2$) نیروهای عکس‌العمل زمین (GRF) در جهت‌های عمودی (F_z)، قدامی ـ خلفی (F_y) و داخلی-خارجی(F_x) هنگام فرود اندازه‌گیری شدند. فرکانس نمونه‌برداری برابر ۱۰۰۰Hz بود. این صفحه نیرو در نیمه راه یک مسیر ۲۰ متری طوری قرار گرفته بودند که آزمودنی حداقل ۵ گام قبل از رسیدن به صفحه نیرو برمی‌داشت و مانعی به ارتفاع ۴۰ سانتی متر در مسیر دویدن افراد تعبیه شده بود که افراد با پرش از روی این مانع عبور کرده و با پای برتر بر روی صفحه نیرو فرود می‌آمدند. سرعت گام‌برداری افراد با مترنوم کنترل شد و برابر با ۱۷۰ گام در دقیقه بود (۲۸). قبل از شروع ثبت داده‌ها ابتدا صفحه نیرو کالیبره شدند. در پژوهش حاضر نوع کفش (طرح ASICS) برای تمام آزمودنی‌ها یکسان و با توجه به شماره پای آن‌ها انتخاب شد. آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان به عنوان محل اجرای پژوهش انتخاب شد.

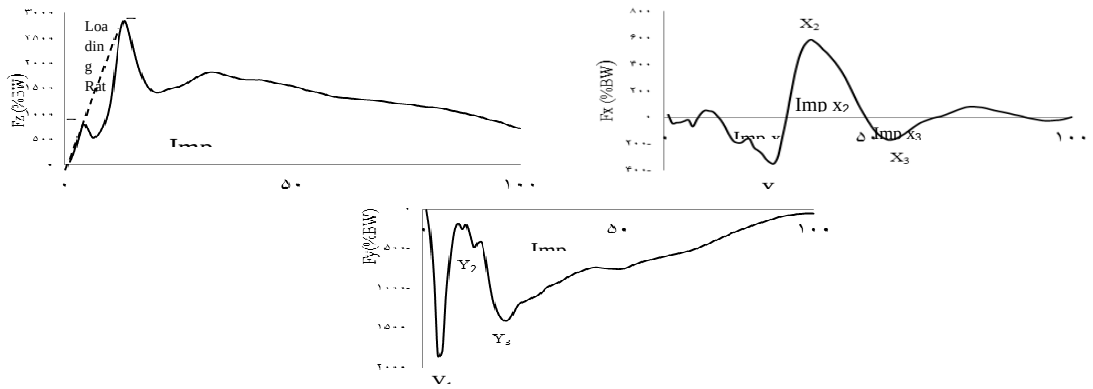
طی فرود، با توجه به مانع تعبیه شده به افراد آموزش داده می‌شد که حداقل ۲ سانتی متر بالاتر از مانع پرش را انجام دهند. این ارتفاع با استفاده از دستگاه تحلیل سه بعدی Motion Lab Systems,)Vicon (200Hz Inc.15045 Old Hammond Highway, Baton Rouge, LA 70816USA) و چهار عدد دوربین سری T و مارکرهای منعکس‌کننده نور کنترل شد. قبل از اجرای آزمون، جهت ایجاد هماهنگی برای حرکت با کفی هر آزمودنی حدود ۱۰ دقیقه با کفی در سطح آزمایشگاه شروع به حرکت و گرم کردن می‌نمود همچنین به مدت ۵ دقیقه حرکاتی شامل پرش و فرود را اجرا می‌کردند. سپس هر آزمودنی به طور تصادفی ۶ بار با "کفش" و ۶ بار با "کفش+کفی" عملیات فرود را انجام می‌دادند و اطلاعات کینتیکی و کینماتیکی آن‌ها ثبت گردید. در ضمن کفش مورد استفاده در این تحقیق برای همه‌ی آزمودنی‌ها با توجه شماره پا یکسان بود.

پردازش داده‌ها

داده‌های کینتیکی بدست آمده با استفاده از فیلتر پایین گذر باترورث سطح چهار و بدون اختلاف فازی (Fourth order Butterworth low pass filter, zero lag) با فرکانس برش ۲۰Hz هموار شدند. متغیرهای اوج نیروهای عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به آن‌ها، میزان بار وارد شده (Loading rate)، و ایمپالس اندازه‌گیری شدند. برای متغیرهای GRF دو مولفه عمودی، سه مولفه داخلی - خارجی و سه مولفه قدامی ـ خلفی استخراج شدند. برای نیروهای عکس‌العمل زمین، در راستای عمودی ۲ نقطه شامل مقدار اوج نیروی عمودی در لحظه تماس اولیه پنجه (Initial contact)، و اوج نیروی عمودی ثانویه در لحظه تماس پاشنه بود، در راستای قدامی - خلفی سه نقطه خلفی، و در راستای داخلی - خارجی ۳ نقطه اوج (داخلی و خارجی) محاسبه شدند. همه نیروهای GRF برحسب وزن فرد همسان‌سازی شدند (شکل ۲).

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-20]

[DOI: 10.22102/20.6.85]



شکل(۲): اجزاء مختلف هر یک از مولفه‌های نیروی عکس‌العمل در منحنی‌هایFz ، Fy وFx، ایمپالس و میزان بار وارد شده

اندازه ایمپالس نیز در سه جهت x (Imp_x)، y (Imp_y)، و z (Imp_z) اندازه‌گیری گردید. برای محاسبه اندازه ایمپالس، از روش انتگرال‌گیری Trapezoidal استفاده شد(۹).

$$\text{Impulse} = \Delta t\left(\left(\frac{F1 + Fn}{2}\right) + \sum_{i=2}^{n-1} Fi\right)$$

میزان بار وارد شده عمودی به عنوان شیب بخش اولیه (بین لحظه تماس پاشنه تا اولین اوج نیروی عمودی عکس - العمل زمین) منحنی نیروی عمودی عکس العمل زمین تعریف و با فرمول زیر محاسبه شد (شکل ۲)(۱۴).

$$\text{Loading rate} = \left[\frac{\text{peak Fz(N)/body weight(N)}}{\text{time to peak Fz}}\right]$$

روش آماری

برای تحلیل آماری داده‌ها ابتدا از آزمون Shapiro-Wilk برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها استفاده شد. با توجه به نرمال توزیع داده‌ها از آزمون Repeated measure ANOVA برای مقایسه درون‌گروهی در سطح معنی‌داری P<۰/۰۵ استفاده گردید.

یافته‌ها

نتایج نشان دادند که در هر دو شرایط با و بدون استفاده از کفی هنگام فرود مقدار Fz_2 حدود دو برابر بزرگتر از Fz_1 بود (p=۰/۰۰). همچنین اوج‌های Fy_1 و Fy_3 کاملاً مشابه بودند(P>۰/۰۵). اما در شرایط استفاده از کفی اوج نیروی Fx1 به طور معنی داری کوچکتر از Fx2 بود (P=۰/۰۱۱).

همانطور که در جدول ۱ قابل ملاحظه است، پوشیدن کفی هنگام فرود موجب کاهش معنی‌داری در مولفه‌های Fz_2 (۱۳ درصد، P=۰/۰۰۹) و Fx_1 (۲۰ درصد، P=۰/۰۱۱) شد. اما در سایر مولفه‌های پوشیدن کفی اثری نداشت (P>۰/۰۵).

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-20]

[DOI: 10.22102/20.6.85]

جدول ۱ : اوج نیروهای عکس‌العمل همسان‌سازی شده Fx، Fy و Fz بر حسب درصدی از وزن بدن در دو شرایط با و بدون پوشیدن کفی هنگام فرود

	BW%	بدون کفی	با کفی	P value
Fz	Fz_1	۱۶۳/۷۹±۳۸/۳۸	۲۲۲/۴۸±۱۰۶/۹	۰/۰۵۹
	Fz_2	۴۸۲/۵۵±۵۴/۰۱	۴۱۵/۹۹±۷۸/۵۱	*۰/۰۰۹
Fx	Fx_1	۵۵/۴۳±۱۵/۴۲	۴۴/۲۵±۱۴/۵۳	*۰/۰۱۱
	Fx_2	۶۷/۲۱±۳۰/۷	۶۵/۹۷±۲۲/۱۶	۰/۷۰۲
	Fx_3	۲۰/۵۷±۹/۸۶	۲۳/۱۱±۱۰/۸۴	۰/۴۳۳
Fy	Fy_1	۱۵۷/۴۷±۴۴/۷۱	۱۶۲/۰۱۷±۳۹/۵	۰/۴۵۶
	Fy_2	۲۷/۱۲±۱۶/۰۸	۲۶/۹۹±۱۷/۲۴	۰/۹۷۸
	Fy_3	۱۵۷/۹۵±۲۸/۴۳	۱۶۲/۶۷±۲۵/۲۲	۰/۳۳۵

Fz_1: حدکثر نیروی عمودی در تماس پنجه پا با زمین، Fz_2: حداکثر نیروی عمودی در تماس پاشنه با زمین، Fx_1: حداکثر نیروی افقی در تماس پنجه با زمین، Fx_2: حداکثر نیروی افقی بعد از تماس پنجه با زمین، Fx_3: حداکثر نیروی افقی در تماس پاشنه با زمین، Fy_1: حداکثر نیروی خلفی در تماس پنجه با زمین، Fy_2: کمترین نیروی خلفی بعد از تماس پنجه با زمین، Fy_3: حداکثر نیروی خلفی در تماس پاشنه با زمین. علامت ضربدر (*) نشان‌دهنده اختلاف معنی‌دار می باشد.

جدول ۲ نتایج مربوط به زمان رسیدن به اوج اجزاء GRF را نشان می‌دهد. براین اساس در زمان رسیدن به اوج مولفه‌ی نیروهای عکس العمل زمین بین دو شرایط با و بدون استفاده از کفی طبی اختلاف معناداری مشاهده نشد (P>۰/۰۵).

جدول ۲: مقایسه زمان رسیدن به حداکثر نیروهای Fx، Fy و Fz در دو شرایط با و بدون استفاده از کفی هنگام فرود (بر حسب ثانیه)

		بدون کفی	با کفی	سطح معناداری
زمان رسیدن به مولفه‌های Fz	TFz_1	۰/۰۱۵۱±۰/۰۰۲	۰/۰۱۹۴±۰/۰۰۸	۰/۰۵۵
	TFz_2	۰/۰۴۶۲±۰/۰۰۷	۰/۰۵۶۳±۰/۰۱۷	۰/۰۶۴
زمان رسیدن به مولفه‌های Fx	TFx_1	۰/۰۳۲±۰/۰۱۷۱	۰/۰۳۰۷±۰/۰۰۷	۰/۲۳۵
	TFx_2	۰/۰۵±۰/۰۰۷	۰/۰۴۸±۰/۰۰۹	۰/۲۳۲
	TFx_3	۰/۰۸۷۳±۰/۰۲۸	۰/۰۸۴۴±۰/۰۱۹	۰/۷۳۶
زمان رسیدن به مولفه‌های Fy	TFy_1	۰/۰۳۱±۰/۰۰۵۴	۰/۰۱۴۷±۰/۰۰۳	*۰/۰۴۷
	TFy_2	۰/۰۳۶±۰/۰۰۶۴	۰/۰۲۷۲±۰/۰۱۵	۰/۹۸۵
	TFy_3	۰/۰۶۳۵±۰/۰۱	۰/۰۶۱۴±۰/۰۱	۰/۵۵۸

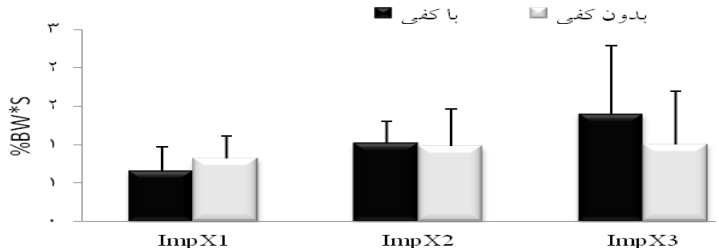
علامت ضربدر (*) نشان‌دهنده اختلاف معنی‌دار می باشد.

TFz_1: زمان رسیدن به حداکثر نیروی عمودی در تماس پنجه با زمین، TFz_2: زمان رسیدن به حداکثر نیروی عمودی در تماس پاشنه با زمین، TFx_1: زمان رسیدن به حداکثر نیروی افقی در تماس پنجه با زمین، TFx_2: زمان رسیدن به حداکثر نیروی افقی بعد از تماس پنجه با زمین، TFx_3: زمان رسیدن به حداکثر نیروی افقی در تماس پاشنه با زمین، TFy_1: زمان رسیدن به حداکثر نیروی خلفی در تماس پنجه با زمین، TFy_2: زمان رسیدن به کمترین نیروی خلفی بعد از تماس پنجه با زمین، TFy_3: زمان رسیدن به حداکثر نیروی خلفی در تماس پاشنه با زمین. علامت ضربدر (*) نشان‌دهنده اختلاف معنی‌دار می باشد.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-20]

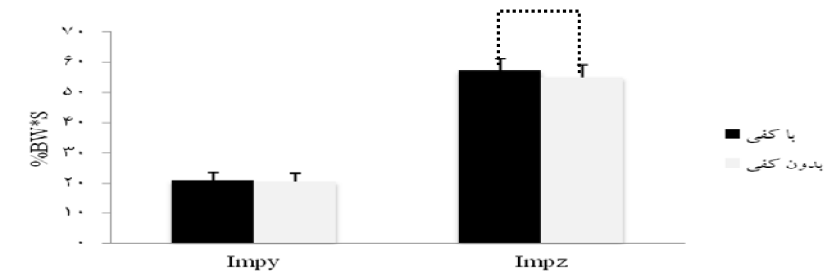
[DOI: 10.22102/20.6.85]

نمودار ۱، نتایج مربوط به Imp_x را دو شرایط فرود با و بدون کفی کفش نشان می‌دهد. هنگام پوشیدن کفی در مقایسه با شرایط عدم استفاده از کفی تغییر معناداری وجود ندارد (P>۰/۰۵).



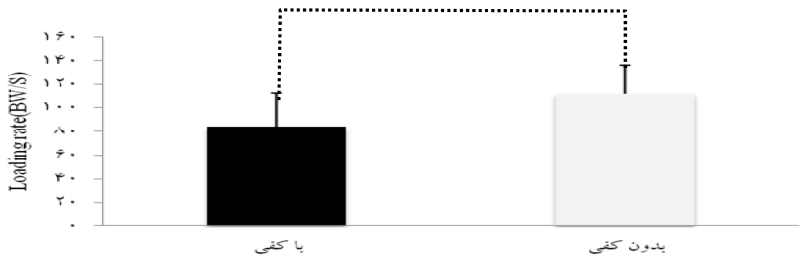
نمودار (۱): میانگین ایمپالس نیروهای Fx با و بدون استفاده از کفی هنگام فرود

نمودار ۲، نتایج مربوط به میانگین ایمپالس‌هایImpy ، Impz را در دو شرایط با و بدون کفی نشان می‌دهد. هنگام استفاده از کفی مقدار Impz به طور معناداری بیشتر از مقدار این متغییر هنگام فرود بدون استفاده از کفی است (P=۰/۰۱۸). اما در مقادیر مربوط به Impy در هنگام پوشیدن کفی در مقایسه با شرایط عدم استفاده از کفی تغییر معناداری مشاهده نشد.



نمودار (۲): میانگین ایمپالس نیروهای Fyو Fz با و بدون استفاده از کفی هنگام فرود

نمودار شماره۳ ، میزان بار وارد شده نیروی عمودی با و بدون استفاده از کفی هنگام فرود را نشان می‌دهد. میزان بار وارد شده نیروی عمودی هنگام فرود بدون کفی برابر ۱۱۱/۹±۲۴/۱۷ وزن بدن بر ثانیه(BW/S) بود که پوشیدن کفی موجب کاهش ۲۴/۶۶درصدی در این متغیر شد (P=۰/۰۱).



نمودار (۳): میزان بار وارد شده نیروی عمودی با و بدون استفاده از کفی هنگام فرود

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-20]

[DOI: 10.22102/20.6.85]

بحث

نتایج حاصل از این تحقیق نشان داد که کفی طبی به‌طور معنی داری باعث کاهش مقدار نیروی عکس‌العمل عمودی Fz_2 می‌شود. این نتیجه با نتایج تحقیقات نیگ و همکاران (۱۹۸۸) و میلر و همکاران (۱۹۹۶)، اسلامی و همکاران (۲۰۰۹)، که اثر استفاده از کفی آنتی پرونیشن هنگام دویدن و راه رفتن را مطالعه کردند در توافق است (۳۶و۲۸و۲۰). تحقیقاتی که تاکنون در زمینه تاثیر کفی بر متغیرهای نیروی عکس‌العمل زمین صورت گرفته است تمرکز ویژه‌ای بر راه رفتن و دویدن داشته‌اند و اکثر محققان کاهش معنی داری در میزان نیروی عکس‌العمل عمودی Fz_1 در اثر استفاده از کفی را گزارش کرده اند. اما در تحقیق حاضر در مقدار نیروی عکس‌العمل Fz_2 کاهش معنی‌داری مشاهده شد. به نظر می‌رسد علت این اختلاف ناشی از تفاوت در وظیفه حرکتی است. براساس گزارشات علمی موجود در مرحله اتکا هنگام راه رفتن و دویدن پاشنه پا اولین نقطه از پا است که با زمین برخورد می‌نماید. در حالی‌که هنگام فرود ابتدا پنجه پا با زمین تماس می‌یابد (۲۸و۲۷و۱۴). هنگام فرود، اثر cushioning کفی و سطح باعث کاهش در نیروهای عکس‌العمل زمین می‌شود (۳۷و۲۳-۲۱). در حالی‌که هنگام راه‌رفتن، کفی کفش در مرحله Heel strike عمل می‌کند و موجب جذب نیروی عکس‌العمل می‌گردد.

همچنین نتایج این تحقیق نشان داد در شرایط استفاده از کفی مولفه‌ی Fx_1 بطور معنی داری کاهش می‌یابد. این یافته‌ها با نتایج میلر و همکاران که گزارش کردند پوشیدن کفی تاثیری در مقادیر نیروی عکس‌العمل داخلی-خارجی ندارد، در تضاد است. آنها علت این یافته را دامنه کم اورژن استخوان پاشنه هنگام راه رفتن و عدم حساسیت صفحه نیرو در مواجه با نیروهای کوچک دانستند (۳۶). به نظر می‌رسد علت اصلی تفاوت بین نتایج تحقیق حاضر با نتایج میلر ناشی از میزان حساسیت ابزار اندازه‌گیری و همچین تفاوت در وظیفه حرکتی باشد. ارانگیو و همکاران بیان کردند که ظرفیت تحمل نیرو در سومین استخوان کف پایی در جهت عرضی در مقایسه با نیروی عمودی بسیار کمتر است (۳۸). از این رو مولفه‌های افقی نیروی عکس‌العمل زمین نیز در رویداد استرس فراکچر مهم هستند (۳۹)، بنابراین، تجزیه و تحلیل مولفه‌های نیروی عکس‌العمل افقی به ویژه برای تحلیل ریسک آسیب‌های استرس فرکچر استخوان‌های کف پایی ضروری می‌باشد (۱۰). نتایج پژوهش هسو و همکاران نشان داد که پوشیدن کفی موجب کاهش معنی‌دار در نیروی عکس‌العمل افقی ($Fx_{P.O}$) طی اواخر مرحله استقرار راه رفتن می‌شود (۴۰). اما تاکنون تحقیقی در زمینه تاثیر استفاده از کفی آنتی پرونیشن هنگام فرود انجام نشده است. در مطالعه حاضر، زمانبندی نیروهای عکس‌العمل زمین تنها در مولفه Fy_1 در هنگام استفاده از کفی افزایش معناداری را نشان داد و در سایر موارد اختلاف معناداری به لحاظ آماری مشاهده نشد. محققین گزارش کرده‌اند افزایش زمان رسیدن به اوج نیروهای وارده بر بدن به منزله کاهش بار وارد شده بر بدن می‌باشد. میشایل و همکاران گزارش کردند در اثر خستگی زمان رسید به اوج نیروی عکس‌العمل زمین کاهش می‌یابد (۴۱). برایان و همکاران گزارش کردند. استفاده از بریس حمایت کننده مچ پا هنگام فرود باعث کاهش زمان رسیدن به اوج در نیروی عکس‌العمل زمین می‌شود و در نتیجه از مدت زمان جذب انرژی کم کرده و باعث افزایش فشار به سیستم اسکلتی عضلانی می شود (۴۲). زمان‌بندی مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین محاسبه شده توسط دستگاه صفحه نیرو در مقایسه با مقادیر این مولفه‌ها از ثبات و پایایی بالاتری برخوردار می‌باشد (۴۳).

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که استفاده از کفی موجب کاهش در مقادیر Imp_z شد، اما در Imp_x و Imp_y تاثیر معناداری نداشت. به‌علاوه میزان بار وارد شده نیروی عمودی عکس‌العمل زمین طی راه رفتن با کفی حدود BW/S ۲۴/۶۶ درصد کاهش یافت. از آنجایی که بافت-های بدن انسان خاصیت ویسکوالاستیک دارند، پاسخ بارگذاری آن‌ها وابسته به زمان است. بنابراین در نرخ‌های

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-20]

[DOI: 10.22102/20.6.85]

بارگذاری پایین‌تر کمتر مستعد آسیب می‌باشند (۴۵و۴۲). محققین عوامل متعددی را در افزایش میزان بار وارد شده موثر دانسته‌اند از آن جمله می‌توان به میزان دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی و نوع کفش اشاره کرد. به عنوان مثال سیمپسون و همکاران (۲۰۱۳) گزارش کردند که استفاده از بریس حمایتی در مچ پا موجب کاهش دامنه حرکتی مفاصل مچ پا و زانو می‌گردد، اما میزان بار وارد شده را افزایش می‌دهد (۴۶). در بیمارانی که در آستانه ابتلا به استئوآرتریت هستند میزان بار وارد شده نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بیشتر و فلکشن زانو در ابتدای فاز استقرار راه‌رفتن در آنها کمتر از حد طبیعی است (۱۳). از این رو برخی محققین برای پیشگیری از آسیب‌های ناشی از میزان بار وارد شده استفاده از کفش مناسب را توصیه نموده‌اند(۴۷). اما نتایج پژوهش حاضر نشان داد که کاهش مقادیر میزان بار وارد شده عمودی ناشی از کاهش اوج ثانویه نیروی عمودی عکس‌العمل زمین یا Impact force می‌باشد و زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین تغییر معناداری را از خود نشان نداده است. به نظر می‌رسد کفی مورد استفاده در پژوهش حاضر با توجه به کاهش مقادیر میزان بار وارد شده عمودی و کاهش نیروی عکس‌العمل عمودی و افقی می‌تواند ریسک آسیب اندام تحتانی را کاهش دهد. کفی مقادیر ایمپالس را در راستای عمودی افزایش می‌دهد اما در نیروی Fy و ایمپالس در راستای قدامی -خلفی و افقی تاثیری ندارد.

این تحقیق از محدودیت های خاصی نیز برخوردار است. این محدودیت ها عبارتند از اینکه نتایج تحقیق مبتنی بر آزمودنی‌های مرد می‌باشد و با توجه به تفاوت های فردی بین زن و مرد در مشخصات آناتومیکی و بیومکانیکی تعمیم این نتایج به کل جامعه زن و مرد با اشکال مواجه خواهد شد. به نظر می‌رسد تفاوت در اندازه و ابعاد بدنی و زاویه Q زنان ممکن است نتایج متفاوتی را نشان دهد. همچنین با توجه به ابزار و روش مورد استفاده در این تحقیق نیروهای shear بین پا و کفش محاسبه نشد. این فاکتور به عنوان یک فاکتور خطرزا در بروز آسیب‌ها در نظر گرفته شده است (۴۸). بعلاوه آزمودنی های این مطالعه همه سالم بودند. استفاده کفی ممکن است تعامل متفاوتی با مکانیک پای پرونیت داشته باشد و این موضوع ممکن است نتایج خاصی را متفاوت از استفاده کفی در افراد سالم نشان دهد.

نتیجه گیری

به نظر می‌رسد، کفی مورد استفاده در پژوهش با توجه به کاهش مقادیر میزان بار وارد شده عمودی، نیروی عمودی و افقی عکس‌العمل زمین احتمالا می‌تواند ریسک آسیب اندام تحتانی را کاهش دهد.

تشکر و قدردانی

این مقاله بخشی از نتایج پایان نامه دکتری نویسنده اول است. بدینوسیله از همه آزمودنی‌های شرکت کننده در پژوهش، مسئولین آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان که در اجرای این پژوهش مارا یاری کردند، کمال تشکر و سپاسگزاری را می‌نماییم. نویسندگان مقاله هیچگونه ارتباط مادی و معنوی با سازندگان کفی مورد استفاده در پژوهش نداشتند.

Reference

1. Dufek JS, Bates BT. Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. Sports Medicine 1991; 12: 326-337.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-20]

[DOI: 10.22102/20.6.85]

2. DiStefano LJ, Padua DA, Brown CN, Guskiewicz KM. Lower extremity kinematics and ground reaction forces after prophylactic lace-up ankle bracing. Journal of athletic training 2008; 43: 234-241.
3. Yeow CH, Peter VS, James CH. Regression relationships of landing height with ground reaction forces, knee flexion angles, angular velocities and joint powers during double-leg landing. The Knee 2009; 16: 381-386.
4. Zhang N, Song N, Barry T, Bates BT, Janet S. Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. Medicine and Science in Sports and Exercise 2000; 32: 812-819.
5. Yeow CH, Lee S, Goh J. Effect of landing height on frontal plane kinematics, kinetics and energy dissipation at lower extremity joints. Journal of biomechanics 2009; 42: 1967-1973.
6. Quatman C, Ford K, Myer G, Hewett T. Maturation Leads to Gender Differences in Landing Force and Vertical Jump Performance A Longitudinal Study. The American journal of sports medicine 2006; 34: 806-813.
7. Kijowski R, Sanogo M, Lee K. Mu?oz R, McGuine T, Baer G. The acutely ACL injured knee assessed by MRI: changes in joint fluid, bone marrow lesions, and cartilage during the first year. Osteoarthritis and Cartilage 2009; 17: 161-167.
8. Yeow CH, Peter Ve, James CH. An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. Human movement science 2011; 30: 624-635.
9. Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics. 2nd ed. New York: Human Kinetics, 2013: 88.
10. Zadpoor AA, Nikooyan AA. The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review. Clinical Biomechanics 2011; 26: 23-8.
11. Zifchock RA, Davis I, Hamill J. Kinetic asymmetry in female runners with and without retrospective tibial stress fractures. Journal of Biomechanics 2006; 39: 2792–7.
12. Crowell HP, Davis IS. Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. Clinical Biomechanics 2011; 26: 78–83.
13. Radin E, Yang K, Riegger C, Kish V, O'Connor J. Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. Journal of orthopaedic research 1991; 9: 398-405.
14. Hargrave M, Carcia C, Gansneder B, Shultz S. Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing. Journal of athletic training 2003; 38: 18-23.
15. Frederick E, Edward C, John L. Factor’s affecting peak vertical ground reaction forces in running. Journal of Applied Biomechanics 2010; 2: 41-49.
16. McNitt G, Jill L. Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights. Journal of Applied Biomechanics 2010; 7: 201-224.
17. McNitt G, Jill L, Takashi Y, Carl M. Landing strategy adjustments made by female gymnasts in response to drop height and mat composition. Journal of Applied Biomechanics 1993; 9: 173-190.
18. Nigg BM, Morlock M. The influence of lateral heel flare of running shoes on pronation and impact forces. Med Sci Sports Exerc 1987; 19: 294-302.
19. Ricard D, Steve V. Effect of running speed and aerobic dance jump height on vertical ground reaction forces. Journal of Applied Biomechanics 1994; 10: 14-27.
20. Nigg BM, Herzog W, Read LJ. Effect of viscoelastic shoe insoles on vertical impact forces in heel-toe running. The American journal of sports medicine 1988; 16: 70-76.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-20]

[DOI: 10.22102/20.6.85]

21. Lafortune M, Hennig E, Lake M. Dominant role of interface over knee angle for cushioning impact loading and regulating initial leg stiffness. Journal of biomechanics 1996; 29: 1523-1529.
22. Schwellnus M, Jordaan P, Noakes T. Prevention of common overuse injuries by the use of shock absorbing insoles a prospective study. The American Journal of Sports Medicine 1990; 18: 636-641.
23. Nigg BM, Matthew A, Darren J. Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. Medicine and Science in Sports and Exercise 1999; 3: 421-428.
24. Perry S, Lafortune M. Influences of inversion/eversion of the foot upon impact loading during locomotion. Clinical Biomechanics 1995; 10: 253-257.
25. Mundermann A, Nigg BM, Humble RN, Stefanyshyn DJ. Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. Clinical Biomechanics 2003; 18: 254-262.
26. Dorsey S, Irene M, Stephen P. Effect of inverted orthoses on lower-extremity mechanics in runners. Medicine & Science in Sports & Exercise 2003; 35: 2060-2068.
27. O'Leary M, Katherine M, Kristin A, Bryan H. Effect of cushioned insoles on impact forces during running. Journal of the American Podiatric Medical Association 2008; 98: 36-41.
28. Eslami M, Begon M, Hinse S, Sadeghi H, Popov P, Allard P. Effect of foot orthoses on magnitude and timing of rear foot and tibial motions, ground reaction force and knee moment during running. Journal of Science and Medicine in Sport 2009; 12: 679-684.
29. Drez D. Running footwear Examination of the training shoe, the foot, and functional orthotic devices. The American Journal of Sports Medicine 1980; 8: 140-151.
30. Noll KH. The use of orthotic devices in adult acquired flatfoot deformity. Foot and Ankle Clinics 2011; 6: 25-36.
31. Faul F, Erdfelder E, Lang A, Buchner A: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. Behavior Research Methods 2007; 39: 175-191.
32. Yeow C, Lee P, and Goh J. Sagittal knee joint kinematics and energetics in response to different landing heights and techniques. The Knee 2010; 17: 127-131.
34. Nicholas A, Gordon D, Rouhi Gh. Sagittal plane body kinematics and kinetics during single-leg landing from increasing vertical heights and horizontal distances: Implications for risk of non-contact ACL injury. The Knee 2014; 21: 38-46.
5. Xie D, Urabe Y, Ochiai J, Kobayashi E, Maeda N. Sidestep cutting maneuvers in female basketball players: stop phase poses greater risk for anterior cruciate ligament injury. The Knee 2013; 20: 85-89.
36. Redmond A. The foot posture index. Easy quantification of standing foot posture. Six item version FPI-6. User Guide and Manual 2005; 2: 2-18.
37. Miller CD, Laskowski ER, Suman VJ. Effect of corrective rear foot orthotic devices on ground reaction forces during ambulation. In Mayo Clinic Proceedings 1996; 71: 757-762.
38. Skinner E, Karl E, Arthur D. Subjective valuation of cushioning in a human drop landing task as quantified by trade-offs in mechanical work. Journal of Biomechanics 2015; 48: 1887–1892.
39. Arangio GA, Beam H, Kowalczyk G, Salathe EP. Analysis of stress in the metatarsals. Foot and Ankle Surgery 1988; 4: 123–128.
40. Dixon SJ, Creaby MW, Allsopp AJ. Comparison of static and dynamic biomechanical measures in military recruits with and without a history of third metatarsal stress fracture. Clinical Biomechanics 2006; 21: 412–419.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-20]

[DOI: 10.22102/20.6.85]

41. Hsu W, Lewis CL, Monaghan GM, Saltzman E, Hamill J, Holt KG. Orthoses posted in both the forefoot and rear foot reduce moments and angular impulses on lower extremity joints during walking. Journal of Biomechanics 2014; 47: 2618-2625.
42. Michael L, Peter E. Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. Journal of Electromyography and Kinesiology 2003; 13: 491-498.
43. Riemann B, Schmitz R, Gale M, McCaw S. Effect of ankle taping and bracing on vertical ground reaction forces during drop landings before and after treadmill jogging. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy 2002; 32: 628-635.
44. Damavandi M, Dixon PC, Pearsall DJ. Ground reaction force adaptations during cross-slope walking and running. Human Movement Science 2012; 31: 182-189.
45. Kulin RM, Jiang F, Vecchio KS. Effects of age and loading rate on equine cortical bone failure. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials 2011; 4: 57–75.
46. Schaffler MB, Radin EL, Burr DB. Mechanical and morphological effects of strain rate on fatigue of compact bone. Bone 1989; 10: 207–214.
47. Simpson K, Yom J, Fu Y, Arnett S, O'Rourke S, Brown C. Does wearing a prophylactic ankle brace during drop landings affect lower extremity kinematics and ground reaction forces? Journal of Applied Biomechanics 2013; 29: 205-213.
48. Queen R, Mall N, Nunley J, Chuckpaiwong B. Differences in plantar loading between flat and normal feet during different athletic tasks. Gait and Posture 2009; 29: 582-586.
49. Giza E, Fuller C, Junge A, Dvorak J. Mechanisms of foot and ankle injuries in soccer. The American Journal of Sports Medicine 2003; 31: 550-554.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-20]

[DOI: 10.22102/20.6.85]