فصلنامه علمی پژوهشی بیهوشی و درد، دوره ۸، شماره ۲، زمستان ۱۳۹۶



بررسی نیروهای عکس‌العمل زمین، ایمپالس و میزان بار وارد شده هنگام فرود متقاطع در بیماران مبتلا به کمر درد ارجاعی

علی جلالوند*[۱]، یاسین حسینی[۲]، اشرف امینی[۳]، بهزاد همدانی[۴]

۱. دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان
۲. دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه ملایر
۳. دکتری فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر
۴. دانشجوی دکتری پرستاری دانشکده پرستاری و مامایی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان

تاریخ دریافت: ۱۳۹۶/۸/۱۸ تاریخ بازبینی: ۱۳۹۶/۸/۲۵ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۶/۹/۴

چکیده

زمینه و هدف: هدف مطالعه حاضر مقایسه پارامترهای نیروهای عکس‌العمل هنگام فرود در بیماران مبتلا به کمر درد مزمن است.

مـواد و روش‌هـا: ۲۱ نفـر مـرد سـالم و ۲۱ نفـر مـرد بیمـار مبتـلا بـه کمـر درد مزمـن در ایـن مطالعـه شـرکت نمودنـد. بـا اسـتفاده از یـک صفحـه نیـرو (۱۰۰۰ هرتـز) مولفه‌هـای نیـروی عکس‌العمـل زمیـن هنـگام فـرود اندازه‌گیـری شـد. سـپس متغیرهـای اوج نیروهـای عکس‌العمـل زمیـن و زمـان رسـیدن بـه آن‌هـا، ایمپالـس، و نـرخ بارگـذاری اسـتخراج شـدند. آزمـون آمـاری t دو گـروه مسـتقل بـا سـطح معنـاداری ($P<۰/۰۵$) جهـت تحلیـل آمـاری مـورد اسـتفاده قـرار گرفـت.

یافته‌هـا: افـراد مبتـلا بـه کمـر درد مزمـن مولفه‌هـای نیـروی عکس‌العمـل داخلـی- خارجـی کمتـری ($Fy_{1,2,3}$) و حداقـل نیـروی عکس‌العمـل عمـودی بیشـتری در تمـاس پنجـه پـا بـا زمیـن (FZ_2) هنـگام فـرود در مقایسـه بـا افـراد سـالم دارنـد ($P<۰/۰۵$). بیمـاران مولفه‌هـای $Fy_{1,2}$ سـریع‌تر، زمـان رسـیدن بـه مولفه‌هـای $FZ_{1,2}$ طولانی‌تـر و $FZ_{3,4}$ سـریع‌تری دارد ($P<۰/۰۵$). بیمـاران مبتـلا بـه کمـر درد مزمـن نـرخ توسـعه نیـرو Y کمتـری هنـگام فـرود دارنـد ($P=۰/۰۴۹$).

نتیجه‌گیـری: افـراد مبتـلا بـه کمـر درد میـزان نیـروی عکس‌العمـل عمـودی بیشـتری نسـبت بـه افـراد سـالم داشـتند و ایـن عوامـل بـه عنـوان یـک فاکتـور خطـر زا در افزایـش نیروهـا کامپرسـی بـه سـتون فقـرات در نظـر گرفتـه می‌شـود.

واژه‌های کلیدی: فرود متقاطع، نیروی عکس‌العمل، ایمپالس، نرخ بارگذاری

مقدمه

کمـر درد ظرفیـت کاری فـرد را تحـت تأثیـر قـرار داده و منجـر بـه از دسـت رفتـن نیـروی کاری می‌شـود. کمـر درد بخـش قابـل ملاحظـه‌ای از جمعیـت را مبتـلا کـرده ویکـی از شـایع‌ترین دلایـل مراجعـه بـه پزشـک خانـواده اسـت[۱]. کمـردرد یکـی شـایع‌ترین و بزرگتریـن مشـکلات سـلامتی می‌باشـد کـه باعـث تحمیـل هزینه‌هـای سـنگینی بـه جامعـه و مراجعـه افـراد بـه پزشـک در کشـورهای غربـی شـده اسـت. ۶۰ تـا ۹۰ درصـد افـراد بزرگسـال حداقـل یـک بـار کمـردرد را در طـول زندگـی تجربـه می‌کننـد اکثـر کمردردهـا بعـد

نویسنده مسئول: علی جلالوند، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان، همدان، ایران
پست الکترونیک: jalalvand_ali@yahoo.com

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-20]

از هفته اول خوب می‌شوند در حالی که بعضی از آن‌ها مداوم شده و بیش از ۳ ماه طول می‌کشند که به عنوان کمردرد مزمن شناخته شده تأثیر مهمی در فعالیت‌های طبیعی دارد[۲]. حدود ۶۰ درصد از این بیماران تا یک سال پس از اولین ابتلا، مجدداً به این درد مبتلا می‌شوند و حدود ۴۵ تا ۶۰ درصد از این عده برای بارهای متوالی درد کمر را در طول زندگی تجربه می‌نمایند[۳]. ۷۵ تا ۹۰ درصد مبتلایان به کمر درد حاد در عرض ۶ هفته بهبود می‌یابند، ۱۰ تا ۵ درصد باقی مانده در معرض کمر درد مزمن قرار می‌گیرند[۴].

علاوه بر اثرات اقتصادی شامل هزینه‌های غیرمستقیم مرتبط با کاهش بهره‌وری و ساعت کاری، زایل شدن شدن ساعات کاری و حقوق را در پی خواهد داشت. علیرغم هزینه‌های بالا، با افزایش و رشد تکنولوژی و درمانهای پزشکی برای مدیریت کمر درد، شیوع کمر درد همچنان ادامه دارد[۵]. فرود ضعیف یکی از متداولترین و تخریب کننده‌ترین مکانیسم‌های آسیب زانو است[۶]. آسیب‌های ACL در وضعیت‌های غیرتماسی در تغییرجهت‌ها و کاهش شتاب ناگهانی هنگام فرود خیلی رایج است[۷و۸]. نیروهای عکس‌العمل زمین که هنگام فرود بر بدن وارد می‌گردد با آسیب‌های اندام تحتانی مرتبط است[۹].

علاوه بر این کمر درد مزمن توانایی عملکردی را به شدت تحت تاثیر قرار می‌دهد. افراد مبتلا به کمر درد مزمن در معرض خطر آسیب‌های اندام تحتانی هستند. بنابراین سابقه کمر درد می‌تواند یکی از علل پیشگویی کننده آسیب ACL و نقصان عصبی-عضلانی در مردان و زنان باشد[۱۰]. افراد مبتلا به کمر ممکن است هنگام فرود تغییرات بیومکانیکی و عصبی- عضلانی را که افزایش دهنده خطر آسیب اندام تحتانی است را از خود نشان دهند. برخی از این تغییرات عبارتند از: تغییر فعالیت عضلات ران و هیپ، والگوس زانو و آبداکشن هیپ[۱۱و۱۳]. تحقیقات بسیار اندکی بر روی مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در افراد مبتلا به کمر درد، و تاثیر تقابلی کمر درد بر پارامترهای نیروی عکس‌العمل هنگام فرود انجام گرفته است[۱۲و۱۳]. مولفه‌های نیروی عکس‌العمل ممکن است ارزش کلینیکی داشته باشند و می‌توانند به منظور ارائه بازخوردهایی در شناسایی مکانیسم‌های بالقوه ریسک فاکتورهای آسیب شامل جذب شوک، پایداری مفصل و کاهش استرس خم کننده استخوان مورد استفاده قرار گیرد[۱۴]. اکثر متغییرهای کینتیکی هنگام فرود پایایی خوبی دارند[۱۵].

پارامترهای کینتیکی که در اکثر مطالعات به منظور شناسایی فاکتورهای خطر مورد ارزیابی قرار می‌گیرند شامل: مولفه‌های نیروی عکس‌العمل، زمان رسیدن به مولفه‌های نیرو، نرخ بارگذاری (نرخ توسعه نیرو) و سطح زیر منحنی نیروهای عکس‌العمل (ایمپالس) می‌باشد. در میان این پارامترها، نیروهای عکس‌العمل زمین از اهمیت کلینیکی برخوردار است[۱۶]. افزایش مقدار نرخ بارگذاری با خطر استرس فراکچر، التهاب غلاف کف پا و درد کشکی‌رانی در ارتباط است[۱۷].

آگاهی از تاثیرات کمر درد بر تغییرات بیومکانیکی فرود می‌تواند در پیشگیری از آسیب مفید باشد. طبق جستجوهای محققین در پایگاه‌های علمی مختلف تحقیقات محدودی در مورد تاثیر کمر درد مزمن بر پارامترهای نیروهای عکس‌العمل و ریسک فاکتورهای مرتبط با این مولفه‌ها هنگام فرود وجود دارد. لذا هدف از این تحقیق بررسی تاثیرات کمر درد مزمن بر پارامترهای نیروی عکس‌العمل حین فرود متقاطع در مقایسه با افراد سالم است.

مواد و روش‌ها

این تحقیق توصیفی از نوع علمی- مقایسه‌ای پس از وقوع (Ex-post facto) یا مورد- شاهدی می‌باشد. جامعه آماری این پژوهش را بیماران مرد مبتلا به کمر درد مزمن تشکیل می‌دادند. که از بین مراجعه کنندگان به کلینیک‌های درمانی و ارتوپدی شهر X که شرایط ورود به مطالعه را دارا و حاضر به شرکت در مطالعه بودند (پرکردن رضایتنامه) انتخاب و گروه همتای سالم به

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-20]

عنوان گروه کنترل از بین کارکنان دانشگاه X انتخاب شدند. به منظور سنجش میزان درد و ناتوانی در عملکرد روزانه از مقیاس بصری درد و پرسشنامه ناتوانی موریس رولند استفاده گردید[۱۸] (جدول ۱).

حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار جی پاور نسخه[۳۰،۱۰] برای آزمون آماری مربوطه با توان آماری ۰/۸۰، اندازه اثر ۰/۸۰ و سطح آلفا ۰/۰۵، ۲۱ نفر برای هر گروه برآورد گردید[۱۹]. پروتکل تحقیق در کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه علوم پزشکی همدان (IR.UMSHA.REC.۱۳۹۶,۴۱۸) تصویب شد. معیارهای ورود به مطالعه نمونه‌ها شامل: داشتن علائم کمر به مدت بیش از سه ماه، سابقه درد و ناراحتی در ناحیه کمر بدون انتشار به اندام تحتانی.

همچنین معیارهای خروج از مطالعه نیز عبارتند از: سابقه جراحی، سیاتیک، شکستگی یا ناهنجاری‌های ستون فقرات مانند اسپوندیلولیسیس یا اسپوندیلولیستزیس، نشانه‌هایی از گیر افتادگی عصب یا محدودیت حرکتی، تشخیص تومور، التهاب یا عفونت ستون فقرات و اختلالات تعادلی.

آزمودنیها همچنین قابلیت انجام فعالیتهای عادی روزانه مثل راه رفتن، دویدن و بالا و پایین رفتن از پله را داشتند. گروه همتای سالم از نظر سن، شاخص توده بدن و سطح فعالیت بصورت همگن و متناسب با افراد مبتلا به کمر درد انتخاب گردیدند.

ابزار و روش اجرا

برای کنترل ارتفاع فرود و ارزیابی سه بعدی متغیرهای کینماتیکی از سیستم تحلیل حرکتی Vicon شامل ۴ دوربین پرسرعت مادون قرمز سری T استفاده گردید. مدل مورد استفاده شده در این تحقیق Plug-In-Gait lower body models می‌باشد که لازمه دستیابی و اجرای آن مشتمل بر مراحل زیر است: کالیبراسیون دوربین‌ها، آماده‌سازی آزمودنی، کپچر استاتیک، تصحیح - کنترل و بررسی داده‌ها و پوست پردازش(Post process)، فیلترینگ داده‌ها، نمایان‌سازی مراحل و رویدادهای فرود(شکل ۱)[۲۰].

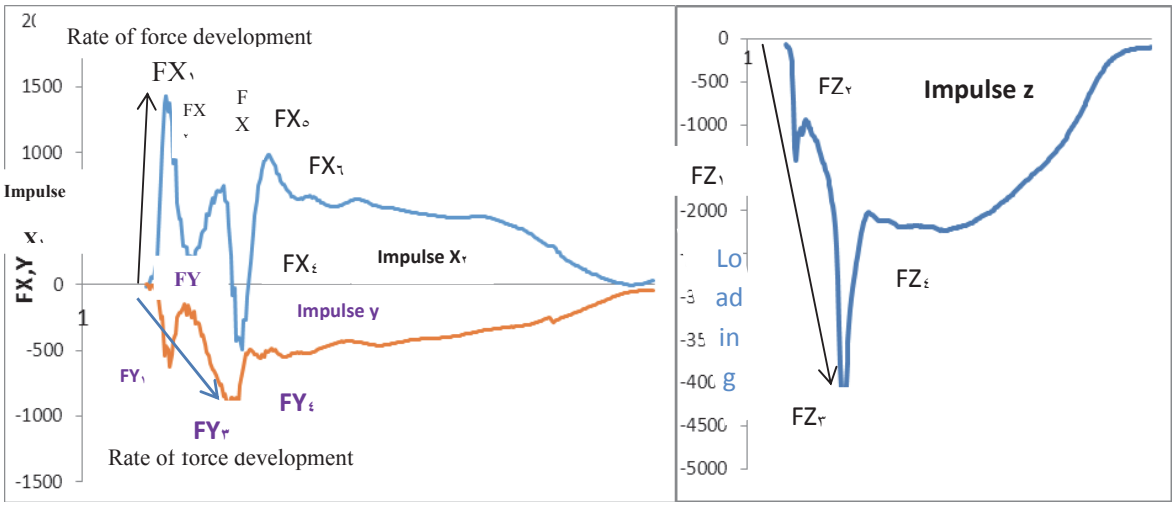


شکل۱. قرارگیری مارکرها برای مدل پلاگین گیت اندام تحتانی (نمای جلویی، عقبی).

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-20]

برای اندازه گیری نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام فرود از صفحه نیرو Kistler (۴۰۰*۶۰۰ میلی‌متر) با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. داده‌های کینتیکی با استفاده از فیلتر پایین گذر باتروورث با برش فرکانس ۲۰ هرتز هموار گردیدند. همه مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین به وزن و درصدی از وزن نرمال سازی گردیدند.

مولفه‌های نیروی عکس‌العمل در جهت‌های قدامی- خلفی (Fx)، جهت داخلی- خارجی (Fy) و جهت عمودی (Fz)، زمان رسیدن به مولفه‌های نیروی عکس‌العمل، سطح زیر منحنی نیروهای عکس‌العمل(ایمپالس) و نرخ بارگذاری (نرخ توسعه نیرو) هنگام فرود محاسبه گردیدند (شکل ۲).



شکل ۲. اجزاء مختلف هر یک از مولفه‌های نیروهای عکس‌العمل، سطح زیر منحنی نیروهای عکس‌العمل (ایمپالس) و نرخ بارگذاری (نرخ توسعه نیرو) در سه محور حرکتی هنگام فرود

مولفه‌های نیروی عکس‌العمل هنگام فرود در جهت قدامی- خلفی شامل سه اوج (قله) و سه قعر (دره)، در جهت داخلی- خارجی و عمودی شامل دو اوج (قله) و دو قعر (دره) بودند[۲۱، ۲۲]. سطح زیر منحنی نیروهای عکس‌العمل (ایمپالس) در همه جهت‌ها (Imp x1,2, Impy, Impz) بر اساس روش انتگرال‌گیری ذوزنقه‌ایی بصورت زیر محاسبه گردید[۲۳]:

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

نرخ بارگذاری(نرخ توسعه نیرو) بصورت حداکثر نیروی ثبت شده عکس‌العمل زمین بر زمان رسیدن به آن در سه جهت (x,y,z) هنگام فرود تعریف می‌گردد. نرخ بارگذاری (نرخ توسعه نیرو) نرمالسازی شده بصورت زیر محاسبه گردید[۲۴].

$$RFD - \left[\frac{peak\ Fz(N)/body\ wight\ (N)}{time\ to\ peak\ Fz}\right]$$

پس از کالیبراسیون دوربین‌ها، صفحه نیرو و نصب مارکرها از هر آزمودنی ۷ تریال فرود از یک سکو به ارتفاع ۴۵ سانتی‌متری گرفته و میانگین ۷ بار تکرار برای محاسبات آماری در نظر گرفته شد. به منظور اخذ تریال‌ها هنگام فرود متقاطع روی یک پا آزمودنی‌ها در حالی‌که دست‌های خود

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-20]

را بـر روی سـتیغ خاصـره گذاشـته روی پـای غیرغالب بـا زاویه فلکشـن زانویـی ۹۰ درجه قرار گرفته، سـپس با پـای غالب روی صفحـه نیـرو فرود آمدنـد. پس از فـرود آزمودنی‌هـا این وضعیت را بـه مـدت ۲۰ ثانیـه حفـظ می‌کردنـد. در تحقیقات پـای غالب بصـورت پایـی کـه بـا آن بـه تـوپ ضربـه زده می‌شـود، تعریـف می‌گـردد. پارامترهـای کینتیکـی فـرود بـا کمـک نـرم افزارهای Vicon Nexus 1.8.5, Polygon 4.1.2 و Visual3D v5 اندازه‌گیـری و محاسـبه گردیـد.

روش آماری

جهت بررسـی نرمال بودن داده‌ها و امکان اسـتفاده از آزمون‌های پارمتریک، از آزمون Shapiro-Wilks اسـتفاده شـد. اعداد پرت، پس از شناسـایی، از تحلیل آماری کنار گذاشـته شـدند. تجزیه و تحلیـل داده‌هـا بـا اسـتفاده از روش آماری t دو گروه مسـتقل در نـرم افـزار SPSS 20.0 (SPSS Inc., Chicago, IL,USA) و سـطح معنـاداری (P<۰/۰۵) صورت گرفت.

یافته‌ها

جـدول(۱) متغیرهـای دموگرافـی (سـن، قـد، وزن) آزمودنی‌هـا را نشـان می‌دهـد کـه نتایـج آزمـون Shapiro-wilk نشـان داد کـه توزیـع اکثـر پارامترهـا نرمـال بـود. تفـاوت معنـاداری در قـد، وزن و سـن بیـن گروه‌هـا مشـاهده نگردیـد (p≥۰/۰۵).

جدول۱. ویژگی‌های آزمودنی‌های شرکت‌کننده در مطالعه

متغیرها	گروه بیمار	گروه سالم	p
سن (سال)	۲۵/۰۹±۵/۰۶	۲۴/۱۹±۴/۱۲	۰/۴۶۹
قد(سانتی متر)	۱۷۵/۱۹±۶/۶۳	۱۷۴/۹۰±۷/۵۶	۰/۸۹۷
جرم(کیلوگرم)	۷۴/۰۹±۸/۱۷	۷۵/۲۳±۹/۲۴	۰/۶۹۴
شاخص بصری درد(میلیمتر)	۳۹/۱۰±۷/۱۵	-	-
شاخص ناتوانی	۱۲/۲۷±۳/۱۷	-	-
دوره درد(ماه)	۱۹/۵	-	-

مقایسـه نتایـج مولفه‌هـای نیروهـای عکس‌العمـل هنـگام فـرود بیـن افـراد مبتـلا بـه کمـر درد و سـالم حاکـی از عـدم تفـاوت معنـی‌دار در مولفه‌هـای نیـروی عکس‌العمـل نرمالایزشـده در جهـت قدامـی- خلفی بیـن دو گروه داشـت (P<۰/۰۵). مقایسـه نتایـج مولفه‌هـای نیـروی عکس‌العمـل نرمالایـز شـده در جهـت داخلـی- خارجـی هنـگام فـرود بیـن افـراد مبتـلا به کمـر درد و سـالم حاکـی از میانگیـن پایین‌تـر (۳۴درصـد، P=۰/۰۱۸) Fy_1، (۴۷درصـد، P =۰/۰۱۴) Fy_2 و (۱۸/۹۸درصـد، P=۰/۰۰۶) Fy_3 در افـراد مبتـلا بـه کمـر درد داشـت. مقایسـه نتایـج مولفه‌هـای نیـروی عکس‌العمـل نرمالایزشـده در جهت عمودی هنـگام فرود بیـن افـراد مبتـلا بـه کمـر درد و سـالم حاکـی از میانگیـن بالاتر (۲۴/۱۱درصـد، P=۰/۰۲۴) FZ_2 در افـراد مبتـلا بـه کمـر درد و عـدم تفـاوت معنـی‌دار در سـایر مولفه‌هـای نیـروی عکس‌العمـل عمـودی بیـن دو گـروه داشـت (P>۰/۰۵) (جـدول ۲).

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-20]

جدول ۲: مقایسه نیروهای عکس‌العمل محورهای Y، X و Z در مراحل مختلف فرود بین افراد سالم و افراد مبتلا به کمر درد (نرمالسازی شده بر حسب درصدی از وزن بدن)

نیروهای عکس العمل	مولفه های نیروی عکس العمل	سالم	مبتلا به کمر درد	سطح معنی داری
Fx	Fx1	۹۱/۴۰±۱۸/۲۷	۹۷/۴۴±۱۷/۳۸	۰/۳۰۳
	Fx2	۳۹/۲۷±۱۹/۴۸	۴۳/۰۷±۱۹/۲۶	۰/۵۴۹
	Fx3	۹۶/۳۴±۲۳/۶۴	۷۹/۲۳±۴۰/۷۵	۰/۱۲۲
	Fx4	۴۰/۰۱±۳۰/۲۶	۴۴/۵۸±۳۵/۹۲	۰/۶۷۴
	Fx5	۱۳۵/۵۹±۳۳/۳۴	۱۲۷/۰۷±۲۷/۵۳	۰/۳۸۹
	Fx6	۸۸/۵۴±۲۳/۰۴	۸۴/۶۷±۲۱/۷۸	۰/۵۹۸
Fy	Fy1	۶۴/۵۹±۲۵/۴۵	۴۲/۳۱±۲۹/۸۸	*۰/۰۱۸
	Fy2	۵۲/۲۹±۳۲/۹۰	۲۷/۶۹±۲۵/۴۳	*۰/۰۱۴
	Fy3	۱۲۱/۷۲±۲۸/۹۸	۹۸/۶۱±۱۸/۶۲	*۰/۰۰۶
	Fy4	۶۲/۶۳±۲۲/۸۹	۶۵/۶۹±۱۴/۳۵	۰/۶۲۴
Fz	Fz1	۱۳۹/۱۰±۳۷/۵۸	۱۴۰/۲۸±۳۱/۳۷	۰/۹۱۷
	Fz2	۱۱۵/۷۸±۲۷/۱۸	۱۴۳/۷۰±۴۳/۷۶	*۰/۰۲۴
	Fz3	۴۷۲/۱۴±۱۳۱/۳۷	۴۴۰/۶۶±۱۲۴/۰۲	۰/۴۵۲
	Fz4	۲۴۴/۸۲±۸۱/۹۲	۲۵۴/۸۱±۳۶/۲۰	۰/۶۳۰

Fx1: حداکثر نیروی قدامی/خلفی عکس‌العمل در تماس پنجه پا با زمین، Fx2: حداقل نیروی قدامی/خلفی عکس‌العمل(دره) در تماس پنجه پا با زمین، Fx3: حداکثر نیروی قدامی/خلفی عکس‌العمل بعد از تماس پنجه با زمین، Fx4: حداقل نیروی قدامی/خلفی عکس‌العمل بعد از تماس پنجه با زمین، Fx5: حداکثر نیروی قدامی/خلفی عکس‌العمل در تماس پاشنه با زمین، Fx6: حداقل نیروی قدامی/خلفی عکس‌العمل(دره) در تماس پاشنه با زمین، Fy1: حداکثر نیروی داخلی/خارجی عکس‌العمل در تماس پنجه پا با زمین، Fy2: حداقل نیروی داخلی/خارجی عکس‌العمل(دره) در تماس پنجه پا با زمین، Fy3: حداکثر نیروی داخلی/خارجی عکس‌العمل در تماس پاشنه با زمین، Fy4: حداقل نیروی داخلی/خارجی عکس‌العمل در تماس پاشنه با زمین FZ1: حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پنجه پا با زمین، FZ2: حداقل نیروی عمودی عکس‌العمل(دره) در تماس پنجه پا با زمین، FZ3: حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پاشنه با زمین، FZ4: حداقل نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پاشنه با زمین، * نشان دهنده اختلاف معنی‌دار می‌باشد($P<۰/۰۵$) .

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-20]

مقایسه نتایج زمان رسیدن به مولفه‌های نیروهای عکس‌العمل در جهت داخلی- خارجی هنگام فرود بین افراد مبتلا به کمر درد و سالم حاکی از میانگین پایین تر(۴۸/۷۰درصد،P=۰/۰۰۲) TFy1 و (۲۸/۲۵درصد، P=۰/۰۰۳) TFy2 در افراد مبتلا به کمر درد یا بعبارتی زمان طولانی‌تر این مولفه‌ها در افراد سالم داشت. مقایسه نتایج زمان رسیدن به مولفه‌های نیروهای عکس‌العمل در جهت عمودی هنگام فرود بین افراد مبتلا به کمر درد و سالم حاکی از زمان رسیدن به (۳۷/۵درصد، P=۰/۰۲۱) TFz1 و (۵۱/۳۶ درصد، P =۰/۰۰۱ TFz2 (طولانی‌تر در افراد مبتلا به کمر درد بود، و این در حالیست که بالعکس زمان رسیدن به (۸/۷۵ درصد، P=۰/۰۵) TFz3 و (۳۶/۷۲ درصد،P=۰/۰۳) TFz4 در افراد مبتلا به کمر درد کوتاهتر بود (جدول ۳).

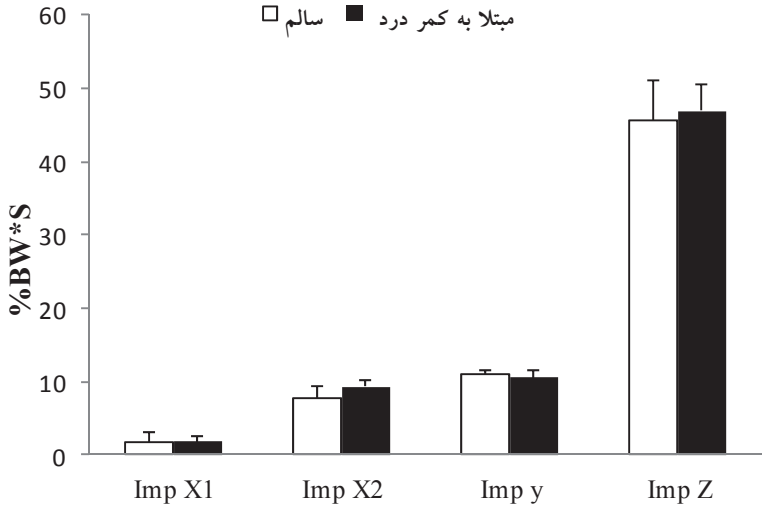
جدول ۳: مقایسه زمان رسیدن به مولفه‌های نیروهای عکس‌العمل محورهای X ،Y و Z در مراحل مختلف فرود بین افراد سالم و افراد مبتلا به کمر درد (بر حسب ثانیه)

زمان نیروهای عکس العمل	زمان رسیدن به مولفه‌های نیروی عکس العمل	سالم	مبتلا به کمر درد	P-value
زمان رسیدن به مولفه‌های Fx	TFx۱	۰/۰۰۹±۰/۰۰۲	۰/۰۱۰±۰/۰۰	۰/۱۵۴
	TFx۲	۰/۰۲۰۲±۰/۰۰۸	۰/۰۲۲۹±۰/۰۰۵	۰/۲۴۰
	TFx۳	۰/۰۳۱۳±۰/۰۱۲	۰/۰۳۴۱±۰/۰۰۵	۰/۳۶۹
	TFx۴	۰/۰۴۲۵±۰/۰۱۹۳	۰/۰۴۵۸±۰/۰۰۹	۰/۵۱۳
	TFx۵	۰/۰۵۴۰±۰/۰۲۲	۰/۰۵۹۶±۰/۰۰۹	۰/۳۱۹
	TFx۶	۰/۰۵۸۱±۰/۰۳۷	۰/۰۷۵۷±۰/۰۰۹	۰/۰۵۹
زمان رسیدن به مولفه‌های Fy	TFy۱	۰/۰۲۳۲±۰/۰۱۲۷	۰/۰۱۱۹±۰/۰۰۶	٭۰/۰۰۲
	TFy۲	۰/۰۲۶۹±۰/۰۰۹	۰/۰۱۹۳±۰/۰۰۱	٭۰/۰۰۳
	TFy۳	۰/۰۴۸۶±۰/۰۱۱	۰/۰۴۷۷±۰/۰۱۳	۰/۸۳۳
	TFy۴	۰/۰۶۴۱±۰/۰۱۶	۰/۰۶۲۳±۰/۰۱۷	۰/۷۵۲
زمان رسیدن به مولفه های Fz	TFz۱	۰/۰۰۹۶±۰/۰۱۶	۰/۰۱۳۲±۰/۰۰۶	٭۰/۰۲۱
	TFz۲	۰/۰۱۴۶±۰/۰۰۳	۰/۰۲۲۱±۰/۰۰۷	٭۰/۰۰۱
	TFz۳	۰/۰۴۸۰±۰/۰۰۷	۰/۰۴۳۸±۰/۰۰۵	٭۰/۰۵
	TFz۴	۰/۰۹۹۴±۰/۰۷۰۱	۰/۰۶۲۹±۰/۰۰۵	٭۰/۰۳۰

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-20]

TFx1: زمان رسیدن به حداکثر نیروی قدامی/خلفی عکس‌العمل در تماس پنجه پا با زمین، TFx2: زمان رسیدن به حداقل نیروی قدامی/خلفی عکس‌العمل(دره) در تماس پنجه پا با زمین، TFx3: زمان رسیدن به حداکثر نیروی قدامی/خلفی عکس‌العمل بعد از تماس پنجه با زمین، TFx4: زمان رسیدن به حداقل نیروی قدامی/خلفی عکس‌العمل بعد از تماس پنجه با زمین، TFx5: زمان رسیدن به حداکثر نیروی قدامی/خلفی عکس‌العمل در تماس پاشنه با زمین، TFx6: زمان رسیدن به حداقل نیروی قدامی/خلفی عکس‌العمل(دره) در تماس پاشنه با زمین، TFy1: زمان رسیدن به حداکثر نیروی داخلی/خارجی عکس‌العمل در تماس پنجه پا با زمین، TFy2: زمان رسیدن به حداقل نیروی داخلی/خارجی عکس‌العمل(دره) در تماس پنجه پا با زمین، TFy3: زمان رسیدن به حداکثر نیروی داخلی/خارجی عکس‌العمل در تماس پاشنه با زمین، TFy4: زمان رسیدن به حداقل نیروی داخلی/خارجی عکس‌العمل در تماس پاشنه با زمین TFZ1: زمان رسیدن به حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پنجه پا با زمین، TFZ2: زمان رسیدن به حداقل نیروی عمودی عکس‌العمل(دره) در تماس پنجه پا با زمین، TFZ3: زمان رسیدن به حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پاشنه با زمین، TFZ4: زمان رسیدن به حداقل نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پاشنه با زمین، * نشان دهنده اختلاف معنی‌دار می‌باشد($P<0/05$).

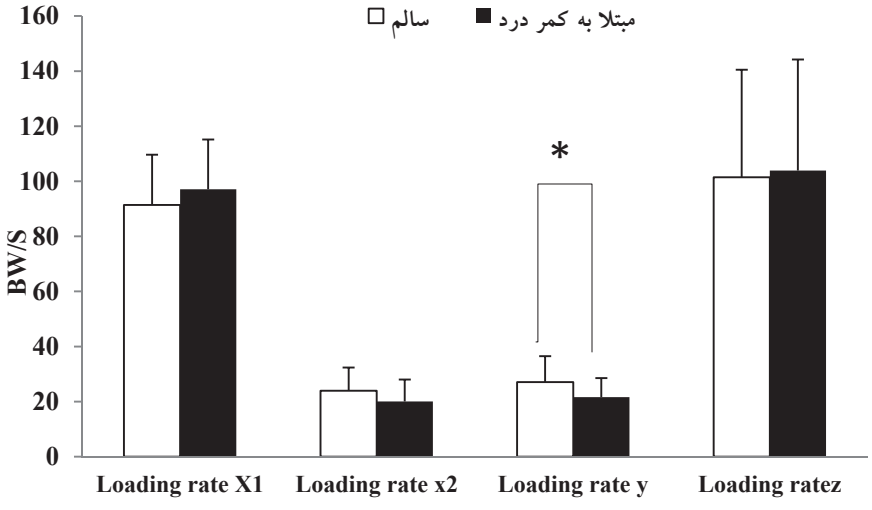
مقایسه نتایج سطح زیر منحنی نیروهای عکس‌العمل (ایمپالس) هنگام فرود بین افراد مبتلا به کمر درد و سالم حاکی از عدم تفاوت معنی‌دار در همه سطوح زیر منحنی مولفه‌های نیروی عکس بین دو گروه داشت($P<0/05$) (نمودار ۱).



نمودار ۱. مقایسه سطح زیر منحنی نیروهای عکس‌العمل (ایمپالس) محورهای X ،Y و Z هنگام فرود بین افراد سالم و افراد مبتلا به کمر درد (نرمالسازی شده بر حسب درصدی از وزن بدن)

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-20]

مقایسه نتایج نرخ بارگذاری(نرخ توسعه نیرو) هنگام فرود بین افراد مبتلا به کمر درد و سالم حاکی از نرخ توسعه نیرو y (۲۵/۳۱ درصد، P =۰/۴۹) بالاتر در افراد سالم در مقایسه با افراد مبتلا به کمر درد داشت(نمودار ۲).



نمودار ۲. مقایسه نرخ بارگذاری (نرخ توسعه نیروهای عکس‌العمل) محورهای X، Y و Z هنگام فرود بین افراد سالم و افراد مبتلا به کمر درد (نرمالسازی شده به وزن بدن)

بحث و بررسی

هدف پژوهش حاضر مقایسه اوج نیروهای عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به آن‌ها، ایمپالس و نرخ بارگذاری هنگام فرود تک پا در افراد مبتلا به عارضه کمر درد در مقایسه با گروه کنترل بود. در لحظه تماس پا با زمین هنگام فرود فاکتورهای مختلفی از قبیل جنس سطح، نوع کفش، نحوه فعالیت عضلات، دامنه حرکتی مفاصل و... بر میزان نیروی عکس‌العمل زمین تاثیر می‌گذارد[۲۵و۲۶]. از آنجا که در این تحقیق هم سطحی که بر روی آن فرود صورت می‌گرفت و هم نوع کفش برای هر دو گروه یکسان در نظر گرفته شد پس می‌توان علت تفاوت در نیروی عکس‌العمل زمین را در نتیجه اختلال در عملکرد عضلات و تغییر در دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی از قبیل مچ و زانو دانست[۲۷]. نتایج این تحقیق نشان داد گروه کمردرد نسبت به گروه کنترل نیروی عکس‌العمل عمودی بزرگتری در لحظه تماس پا در فاز FZ2 دارد. تحقیقات نشان داده‌اند یکی از مهمترین نیروهای وارد شده بر بدن هنگام فرود، نیروی عمودی عکس‌العمل زمین می‌باشد که از بزرگی این نیرو به عنوان یک شاخص خطر برای بروز آسیب در مفاصل مچ، زانو، هیپ و ستون فقرات یاد شده‌است[۲۸و۲۹]. به این معنا که هرچه نیروی عمودی عکس‌العمل زمین(VGRF) بیشتر باشد احتمال آسیب وارده به مفاصل نیز بیشتر می‌باشد[۳۰، ۳۱]. از آنجا که بدن انسان به عنوان یک زنجیره حرکتی در نظر گرفته می‌شود و نیروهای عکس‌العمل زمین به ترتیب از مچ به زانو، هیپ به ستون فقرات منتقل می‌شود این نیروها می‌توانند باعث افزایش ریسک ابتلا به کمردرد و انواع آسیب‌های عضلانی شوند. تحقیقات قبلی نشان داده‌اند که افزایش نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین باعث افزایش نیروی کمپرسی بر روی دیسک‌های ستون

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-20]

فقرات می‌شود [۳۲، ۳۳]. فرهپور و همکارانش در سال ۲۰۱۶ با بررسی نیروهای عکس‌العمل زمین در افرادی با عارضه کمر درد مشاهده کردند که نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در افرادی با عارضه کمر درد بالاتر از افراد گروه کنترل بود البته تحقیق مذکور تمرکز ویژه‌ای بر راه رفتن داشتند[۳۴]. سیای و همکارانش ۲۰۱۳ بیان کردند که افزایش نیروهای عکس‌العمل عمودی ناشی از خشکی تنه می‌باشد و این استراتژی در افراد مبتلا به کمر درد دیده می‌شود [۳۵]. نتایج این تحقیق نشان داد افرادی با عارضه کمر درد در زمان تماس پنجه پا با زمین نیروی دخلی- خارجی کمتری نسبت به گروه کنترل داشتند. کاهش نیروی عکس‌العمل داخلی- خارجی ناشی از اختلالات عصبی- عضلانی در عملکرد عضلات اینورتور و اورتور مچ پا می‌شود و از نظر بروز شکستگی‌های ناشی از فشار حائز اهمیت می‌باشد[۳۶، ۳۷]. نتایج این تحقیق نشان داد در لحظه تماس پاشنه با زمین زمان رسیدن به حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین به طور معناداری بالاتر از گروه کنترل بود. تحقیقات مختلف نشان داده‌اند هر چه زمان رسیدن به اوج نیرو کمتر باشد میزان اثرگذاری نیرو نیز بیشتر می‌شود[۳۸، ۳۹]. باتوجه به خاصیت ویسکوالاستیکی بافت‌های بدن، زمان اعمال نیرو در بروز آسیب‌ها بسیار مهم است[۳۸]. از آنجا که بیشترین نیروی عمودی عکس‌العمل در زمان تماس پاشنه پا به زمین ایجاد شده‌است و از طرفی دیگر این نیرو در زمان کمتری اعمال شده است به نظر می‌رسد بار بیشتری به مفاصل اندام تحتانی و کمر وارد می‌آید. تحقیقات قبلی نشان داده‌اند که افراد مبتلا به کمر درد دارای پرونیشن اضافی در مفصل ساب‌تالار هنگام اعمال بار می‌شود[۳۴]. به نظر می‌رسد افزایش زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین را در لحظه تماس پنجه ناشی از این حرکت باشد اما برای بررسی دقیق‌تر این موضوع، در تحقیقات آینده باید از دستگاه تجزیه و تحلیل حرکتی استفاده شود. نتایج پژوهش حاضر نشان داد بین دو گروه در میزان ایمپالس اختلاف معناداری وجود ندارد. یکی از دلایل احتمالی این قضیه را می‌توان به نحوه محاسبه ایمپالس مرتبط دانست چراکه در محاسبه ایمپالس سطح زیر نمودار کل الگوی نیروی وارد شده را مورد بررسی قرار می‌دهیم[۲۳]. و با توجه به اینکه میزان افت و خیز دو الگوی باهم یکسان نبود به عنوان مثال در رابطه با ایمپالس عمودی باید متذکر شویم در دو فاز اول میزان نیروی عکس‌العمل در گروه سالم بیشتر از گروه مبتلا به کمر درد بود اما در دو فاز دوم نیروی عکس‌العمل عمودی در گروه مبتلا به کمردرد بیشتر از گروه سالم بود و به نوعی اثر هم را خنثی می‌کردند. با توجه به موارد مطرح شده در بررسی کلی این نیروها منطقی به نظر می‌رسد اختلاف معناداری در ایمپالس بین گروه‌ها مشاهده نشده است. برای بررسی فاکتورهای خطرزا استفاده از فاکتور نرخ بارگذاری از درجه کلینیکی بالاتری برخوردار می‌باشد. در رابطه با نرخ بارگذاری نتایج این پژوهش نشان داد که افراد مبتلا به کمر درد میزان نرخ بارگذاری داخلی- خارجی کمتری نسبت به افراد گروه کنترل دارند. همانطور که بیان شد، از آنجایی که بافت‌های بدن انسان خاصیت ویسکوالاستیک دارند، پاسخ بارگذاری آن‌ها وابسته به زمان است. بنابراین در نرخ‌های بارگذاری عمودی بالاتر احتمال بروز آسیب بسیار بیشتر می‌باشد[۳۸، ۴۰]. محققین عوامل متعددی را در افزایش نرخ بارگذاری موثر دانسته‌اند از آن جمله می‌توان به میزان دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی و نحوه فعالیت عضلات اشاره کرد. به عنوان مثال سیمپسون و همکارانش(۲۰۱۳) گزارش کردند که استفاده از بریس حمایتی در مچ پا موجب کاهش دامنه حرکتی مفاصل مچ پا و زانو می‌گردد، در نتیجه باعث افزایش میزان نرخ بارگذاری شد[۴۱]. در بیمارانی که در آستانه ابتلا به استئوآرتریت هستند نرخ بارگذاری نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بیشتر و فلکشن زانو در ابتدای فاز استقرار راه‌رفتن در آنها کمتر از حد طبیعی است[۴۲]. دو فاکتور اصلی در محاسبه نرخ بارگذاری شامل حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به آن نیرو می‌باشد. اگر میزان نیروی

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-20]

عکس‌العمل زمین زیاد باشد و زمان رسیدن به آن نیز زیاد باشد نرخ بارگذاری افزایش پیدا نمی‌کند و اما اگر زمان رسیدن به آن کاهش یابد باعث افزایش نرخ بارگذاری می‌شود. دلیل اصلی کاهش در نرخ بارگذاری افقی در افراد مبتلا به کمر درد ناشی از پرونیشن بیش ازحد این افراد هنگام فرود باشد چرا که پرونیشن بیش از حد باعث افزایش انطباق‌پذیری پا با زمین می‌شود و در نتیجه نرخ بارگذاری را کاهش می‌دهد.

این تحقیق محدویت‌های خاصی نیز داشت که عبارتند از: آزمودنی‌های این پژوهش را فقط مردان تشکیل می‌دادند در نتیجه تعمیم این نتایج به کل جامعه با مشکل مواجه است. همچنین با توجه به ابزار مورد استفاده در این پژوهش امکان بررسی نحوه فعالیت عضلات و الکترومایوگرافی وجود نداشت. در خاتمه توصیه می‌گردد اثرات تقابلی تثبیت ستون فقرات و خستگی اندام تحتانی بر روی کنترل تنه در هنگام فرود مورد بررسی قرار گیرد، همچنین تاثیر ضعف کنترل عصبی- عضلانی ستون فقرات افراد مبتلا به کمر درد بر ریسک فاکتورهای آسیب ACL در این افراد مورد بررسی قرار گیرد.

نتیجه گیری

افراد مبتلا به کمر درد میزان نیروی عکس‌العمل عمودی بیشتری نسبت به افراد سالم داشتند و این عوامل به عنوان یک فاکتور خطر زا در افزایش نیروها کامپرسی به ستون فقرات در نظر گرفته می‌شود. بهتر است افراد مبتلا به کمر درد با تقویت عضلات اندام تحتانی به‌ویژه عضلات چهارسررانی در جهت کمتر شدن نیروی عکس‌العمل زمین گام بردارند.

تشکر و قدردانی

مؤلفین این مقاله تشکر صمیمانه خود را به خاطر همکاری بیماران مبتلا به کمر درد اظهار می‌نمایند. هم چنین از دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان به خاطر در اختیارگذاردن آزمایشگاه بیومکانیک تقدیر به عمل می‌آید.

حمایت مالی

این مقاله با حمایت مالی دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان انجام شده است.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-20]

References

1. Kinkade S. Evaluation and treatment of acute low back pain. American Family Physician. 2007;75(8).
2. Koumantakis GA, Watson PJ, Oldham JA. Trunk muscle stabilization training plus general exercise versus general exercise only: randomized controlled trial of patients with recurrent low back pain. Physical therapy. 2005;85(3):209-25.
3. Hultman G, Nordin M, Saraste H, Ohlsen H. Body composition, endurance, strength, cross-sectional area, and density of MM erector spinae in men with and without low back pain. Clinical Spine Surgery. 1993;6(2):114-23.
4. Nachemson A, Waddell G, Norlund A. Epidemiology of neck and low back pain. Neck and Back Pain: The scientific evidence of causes, diagnosis and treatment. 2000:165-88.
5. Bridges SL. National Institute of Arthritis and Musculoskeletal and Skin Diseases. Arthritis Research & Therapy. 2000;2(1):0003.
6. Louw Q, Grimmer K, Vaughan C. Knee movement patterns of injured and uninjured adolescent basketball players when landing from a jump: a case-control study. BMC musculoskeletal disorders. 2006;7(1):22.
7. Gamada K, Kubota S. International Journal of Physical Medicine & Rehabilitation. 2014.
8. Yu B, Garrett WE. Mechanisms of non-contact ACL injuries. British journal of sports medicine. 2007;41(suppl 1):i47-i51.
9. McNair PJ, Prapavessis H, Callender K. Decreasing landing forces: effect of instruction. British Journal of Sports Medicine. 2000;34(4):293-6.
10. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk. The American journal of sports medicine. 2007;35(7):1123-30.
11. Haddas R. Effects of volitional spine stabilization and lower extremity fatigue on landing performance in a recurrent low back pain population 2013.
12. Haddas R, Sawyer SF, Sizer PS, Brooks T, Chyu M-C, James CR. Effects of Volitional Spine Stabilization and Lower Extremity Fatigue on Knee and Ankle during Landing Performance in a Recurrent Low Back Pain Population. Journal of sport rehabilitation. 2016:1-28.
13. Nadler SF, Malanga GA, DePrince M, Stitik TP, Feinberg JH. The relationship between lower extremity injury, low back pain, and hip muscle strength in male and female collegiate athletes. Clinical Journal of Sport Medicine. 2000;10(2):89-97.
14. Madigan ML, Pidcoe PE. Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2003;13(5):491-8.
15. Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Reliability of landing 3D motion analysis: implications for longitudinal analyses. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2007;39(11):2021-8.
16. Niu W, Feng T, Jiang C, Zhang M. Peak vertical ground reaction force during two-leg landing: A systematic review and mathematical modeling. BioMed research international. 2014;2014.
17. Samaan CD, Rainbow MJ, Davis IS. Reduction in ground reaction force variables with instructed barefoot running. Journal of Sport and Health Science. 2014;3(2):143-51.
18. Mousavi SJ, Parnianpour M, Mehdian H, Montazeri A, Mobini B. The Oswestry disability index, the Roland-Morris disability questionnaire, and the Quebec back pain disability scale: translation and validation studies of the Iranian versions. Spine. 2006;31(14):E454-E9.
19. Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-20]

Behavior research methods. 2007;39(2):175-91.

20. Guide VP-iGP. Foundation Notes Revision 2.0 March 2010. For use with Plug-in Gait Version. 2010;2.
21. Dufek JS, Bates BT. Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. Sports medicine. 1991;12(5):326-37.
22. Zadpoor AA, Nikooyan AA. The effects of lower-extremity muscle fatigue on the vertical ground reaction force: a meta-analysis. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine. 2012;226(8):579-88.
23. Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics, 2E: Human Kinetics; 2013.
24. Hargrave MD, Carcia CR, Gansneder BM, Shultz SJ. Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing. Journal of athletic training. 2003;38(1):18.
25. Frederick EC, Hagy JL. Factors affecting peak vertical ground reaction forces in running. International journal of sport biomechanics. 1986;2(1):41-9.
26. McNitt-Gray JL. Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights. International journal of sport biomechanics. 1991;7(2):201-24.
27. Brown C, Padua D, Marshall SW, Guskiewicz K. Individuals with mechanical ankle instability exhibit different motion patterns than those with functional ankle instability and ankle sprain copers. Clinical biomechanics. 2008;23(6):822-31.
28. Leuty PM. Understanding the effects of progressive fatigue on impact landing force and knee joint mechanics, during the landing phase of continuous maximal vertical jumps: University of Windsor (Canada); 2016.
29. Kijowski R, Sanogo ML, Lee KS, Muñoz del Río A, McGuine TA, Baer GS, et al. Short-term clinical importance of osseous injuries diagnosed at MR imaging in patients with anterior cruciate ligament tear. Radiology. 2012;264(2):531-41.
30. Frobell R, Le Graverand M-P, Buck R, Roos E, Roos H, Tamez-Pena J, et al. 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(2):161-7.
31. Quatman CE, Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Maturation leads to gender differences in landing force and vertical jump performance. The American journal of sports medicine. 2006;34(5):806-13.
32. Pinto RZ, Souza TR, Trede RG, Kirkwood RN, Figueiredo EM, Fonseca ST. Bilateral and unilateral increases in calcaneal eversion affect pelvic alignment in standing position. Manual therapy. 2008;13(6):513-9.
33. Betsch M, Wild M, Große B, Rapp W, Horstmann T. The effect of simulating leg length inequality on spinal posture and pelvic position: a dynamic rasterstereographic analysis. European Spine Journal. 2012;21(4):691-7.
34. Farahpour N, Jafarnezhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. Journal of biomechanics. 2016;49(9):1705-10.
35. Seay JF, Van Emmerik RE, Hamill J. Low back pain status affects pelvis-trunk coordination and variability during walking and running. Clinical biomechanics. 2011;26(6):572-8.
36. Arangio G, Beam H, Kowalczyk G, Salathe E. Analysis of stress in the metatarsals. Foot and Ankle Surgery. 1998;4(3):123-8.
37. Damavandi M, Dixon PC, Pearsall DJ. Ground reaction force adaptations during cross-slope walking and running. Human movement science. 2012;31(1):182-9.
38. Schaffler M, Radin E, Burr D. Mechanical and

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-20]

morphological effects of strain rate on fatigue of compact bone. Bone. 1989;10(3):207-14.

39. 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(1):57-75.
40. Riemann BL, Schmitz RJ, Gale M, McCaw ST. 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(12):628-35.
41. Simpson KJ, Yom JP, Fu Y-C, Arnett SW, O'Rourke S, Brown CN. Does wearing a prophylactic ankle brace during drop landings affect lower extremity kinematics and ground reaction forces? Journal of Applied Biomechanics. 2013;29(2):205-13.
42. Radin EL, Yang KH, Riegger C, Kish VL, O'Connor JJ. Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. Journal of orthopaedic research. 1991;9(3):398-405.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-20]

Journal of Anesthesiology and Pain Winter 2018, Vol 8, NO 2

A comparative study of ground reaction forces, loading rate and impulse during single leg drop landing in Recurrent Low Back Pain Population

Ali Jalalvand[1*], Yasin Hosseini[2], Ashraf Amini[3], behzad hamedani[4]

1. *Phd in Sport biomechanics, Department of Physical Education, Hamedan Branch, Islamic Azad University, Hamedan*
2. *Phd in Sport biomechanics, Department of Physical Education, Faculty of human Science, University of Malayer*
3. *Phd in Sport physiology, Department of Physical Education, Amirkabir University of Technology, Tehran*
4. *Nursing and Midwifery Student, Research Committee, Isfahan University of Medical Sciences*

ABSTRACT

Aims and background: The purpose of this study was to compare the parameters of ground reaction force during landing in patients with chronic low back pain.

Material and Methods: 21 healthy men and 21 men with chronic low back pain participated in this study. Using a Kistler force plate (1000Hz) GRF during landing was measured. Then, maximum GRF and their related time-to-peak, impulse and loading rate were obtained. Independent t student was used to analyze the data (α=0.05).

Findings: People with chronic low back pain have lower internal-external GRF and have a lower vertical GRF to touching the ground (FZ2) when landing compared to healthy people. Patients with chronic low back pain have a lower loading rate(Y)(P=.049).

Conclusion: People with low back pain have a higher vertical ground reaction force than healthy people, and these factors are considered as a risk factor for increasing compressive forces to the spine.

Keywords: Crossover landing, ground reaction force, impulse, loading rate

▶ Please cite this paper as:
Jalalvand A, Hosseini Y, Amini A, Hamedani B [A comparative study of ground reaction forces, loading rate and impulse during single leg drop landing in a Recurrent Low Back Pain Population(Persian)]. J Anesth Pain 2017;8(2):44-53.

Corresponding Author: Ali Jalalvand, Department of Physical Education, Hamedan Branch, Islamic Azad University.
Email: jalalvand_ali@yahoo.com

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-20]