

## مقایسه حداکثر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری در حرکت فرود تک پا از ارتفاعات مختلف در مردان با و بدون زانوی پراتنزی

سید کاظم موسوی\*<sup>۱</sup>، دکتر امیرحسین پراتی<sup>۲</sup>، دکتر سیدصدرالدین شجاع‌الدین<sup>۳</sup>، دکتر رغد معمار<sup>۴</sup>

۱- کارشناس ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران. ۲- استادیار، متخصص پزشکی ورزشی، گروه فیزیولوژی ورزش، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی تهران. ۳- دانشیار، گروه آسیب شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران. ۴- استادیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران.

### چکیده

**زمینه و هدف:** زانوی پراتنزی عامل خطری برای بروز آرتروز شناخته شده است و درک متغیرهای بیومکانیکی در حرکت فرود افراد دارای زانوی پراتنزی در پیشگیری از بروز آرتروز در این افراد مفید است. این مطالعه به منظور مقایسه حداکثر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری در حرکت فرود تک پا از ارتفاعات مختلف در مردان با و بدون زانوی پراتنزی انجام شد.  
**روش بررسی:** این مطالعه شبه‌تجربی روی ۲۰ دانشجوی مرد با زانوی پراتنزی و ۲۰ دانشجوی مرد بدون زانوی پراتنزی انجام شد. ناهنجاری زانوی پراتنزی با استفاده از کولیس و گونیامتر اندازه‌گیری شد. آزمودنی‌ها حرکت فرود تک پا را از سه ارتفاع ۲۰، ۴۰ و ۶۰ سانتی‌متری روی صفحه نیرو انجام دادند.  
**یافته‌ها:** تفاوت حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین هنگام برخورد پاشنه پا و میزان بار بین دو گروه معنی‌دار بود ( $P < 0.05$ )؛ اما در میزان حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین به هنگام برخورد پنجه پا بین دو گروه اختلاف آماری معنی‌داری مشاهده نشد.  
**نتیجه‌گیری:** به نظر می‌رسد تغییرات زاویه مفصل زانو در صفحه فروتنال بر نرخ بارگذاری اثرگذار است. احتمالاً افزایش خطر آسیب‌دیدگی و ابتلا به آرتروز در افراد با زانوی پراتنزی، افزایش نیروهای عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری بالا است.  
**کلید واژه‌ها:** نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین، نرخ بارگذاری، فرود تک پا، زانوی پراتنزی

\* نویسنده مسؤول: سید کاظم موسوی، پست الکترونیکی kazem\_mosavi6486@yahoo.com

نشانی: تهران، دانشگاه خوارزمی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، تلفن ۰۲۴-۳۵۷۵۲۷۸۲-۰۲۴، نمابر ۰۲۱-۲۲۲۵۸۰۸۴-۰۲۱  
وصول مقاله: ۱۳۹۳/۳/۱۰، اصلاح نهایی: ۱۳۹۳/۶/۳۰، پذیرش مقاله: ۱۳۹۳/۷/۲

### مقدمه

مطالعاتی در خصوص اندازه‌گیری بزرگی نیروی عکس‌العمل عمودی زمین، میزان بار در حین راه رفتن، دویدن و فرود از ارتفاع خاص انجام شده است (۹و۸). با این حال، در ارتباط با بزرگی نیروی عکس‌العمل عمودی زمین، میزان بار در افراد با ناهنجاری زانوی پراتنزی در حرکت فرود از ارتفاع‌های مختلف مطالعات اندکی انجام شده است.  
راستای اندام تحتانی مسؤول اصلی توانایی بدن در جذب فشار در حین تماس با زمین و کاهش میزان بار است (۴). زانوی پراتنزی یکی از ناهنجاری‌های شایع اندام تحتانی در صفحه فروتنال بوده و در میان ورزشکاران نیز از شیوع بالایی برخوردار است (۱۱و۱۰). این آسیب با تغییر دادن مسیر نیروها از مرکز به سمت داخل زانو، احتمال بروز آسیب را افزایش می‌دهد و سبب اعمال میزان بار بیشتر به ساختار داخلی زانو می‌گردد؛ به صورتی که میزان نیروی

فرود از جمله حرکات متداول ورزشی است که می‌تواند نیروی برخوردی به بزرگی ۲ تا ۱۲ برابر وزن بدن ایجاد نماید (۲و۱). این ضربه مکانیکی باستی توسط سیستم اسکلتی - عضلانی کاهش یابد. افزایش نیروهای برخوردی در ضمن فرود و تکرار این نیروها زمینه را برای آسیب ساختاری بافت نرم تسهیل می‌سازد (۳). کلید پیشگیری از آسیب، توانایی در جذب مناسب این نیروها طی فعالیت‌های پویا است. شناخت عوامل موثر توانایی بدن در جذب این نیروها، در پیشگیری از آسیب‌های اندام تحتانی موثر است (۴).  
با افزایش ارتفاع فرود، اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (vertical ground reaction force: VGRF) و اوج نیروی خلفی عکس‌العمل زمین (posterior ground reaction force: PGRF) و میزان بار افزایش می‌یابند (۷-۵).

آرتروز یا روماتوئید مفصلی، اختلاف طول حقیقی پا بیش از یک سانتی‌متر از طریق معاینه آزمودنی‌ها، داشتن ناهنجاری‌های دیگر مثل کف پای صاف و گود، زانوی ضربدری، ژنور کورواتوم بود.

ارزیابی اولیه‌ای از مفصل زانو توسط کولیس با دقت ۱/۱ سانتی‌متر (شرکت Ltd، ژاپن) انجام شد. پایایی استفاده از کولیس توسط Ravaud و همکاران ۰/۹۸-۰/۹۵ گزارش شده است (۲۴).

برای تعیین ناهنجاری زانوی پراتنزی با توجه به حرکت فرود تک پا، زاویه Q پای برتر آزمودنی‌های واجد شرایط برای انجام آزمون، با گونیامتر (Lafayette Instruments, Lafayette, IN) اندازه‌گیری شد. Weiss و همکاران پایایی گونیامتر را برای اندازه‌گیری زاویه Q در زنان ۰/۸۵ و در مردان ۰/۷۷ گزارش کردند (۲۵). برای اندازه‌گیری این زاویه، در حالت ایستاده یک خط از خار خاصره فوقانی قدامی (Anterior Superior Iliac Spines) به مرکز کشکک (Patella) رسم شد. سپس خط دیگری از مرکز استخوان کشکک و برجستگی استخوان درشت‌نی (Tibia) رسم گردید. زاویه به‌وجود آمده بین این دو خط نشان‌دهنده زاویه Q بود. زاویه کمتر از ۸ درجه به عنوان ناهنجاری زانوی پراتنزی و زاویه بین ۸ تا ۱۰ درجه طبیعی در نظر گرفته شد (۲۶).

قبل از انجام آزمون، افراد به مدت ۵ دقیقه به انجام حرکات کششی و گرم کردن عضلات اندام تحتانی پرداختند. سپس ۴-۵ دقیقه به منظور آشنایی با آزمون و احساس راحتی در اجرای آن، حرکت فرود تک پا را انجام دادند و پیش از شروع آزمون‌های اصلی به مدت ۵ دقیقه استراحت نمودند. اگر دو فرود از سه فرود فرد با یک پا انجام شد؛ آن پا به عنوان پای برتر در نظر گرفته شد. از آزمودنی‌ها خواسته شد تا فرود طبیعی خود را انجام دهند و هیچگونه دست‌ورالعملی در مورد نحوه فرود ارایه نشد.

در ابتدا فرد روی سکو به گونه‌ای که روی دو پا ایستاده و دست‌هایش روی لگن بود؛ قرار گرفت. سپس با پای برتر (برهنه) از روی سکو که لبه جلویی آن از صفحه نیرو ۱۵ سانتی‌متر فاصله داشت؛ به مرکز صفحه نیرو فرود آمد. آزمودنی‌ها فقط عمل فرود و نه عمل پرش به بالا و یا جلو را انجام دادند و برای حداقل یک ثانیه تعادل خود را با نگه‌داشتن دستشان روی لگن، حفظ کردند. سه فرود قابل قبول از هر ارتفاع ثبت گردید. فرود قابل قبول شامل تماس سینه پا در ابتدا، حفظ تعادل و توانایی فرود آمدن بدون جهش بود (۴).

از صفحه نیرو سه محوره (مدل BERTEC، ۷×۶×۴ سانتی‌متر، ساخت آمریکا) که در راهرو (walkway) جاسازی شده بود؛ برای اندازه‌گیری حداکثر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری استفاده شد. این صفحه قابلیت ثبت نیروهای عکس‌العمل در دامنه ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز را داشت. اطلاعات فرود تک پا

عکس‌العمل در این بخش حدود ۳/۵ برابر قسمت خارجی می‌شود (۱۳ و ۱۲). زانوی پراتنزی از یک سو سبب از بین رفتن غضروف مفصلی در قسمت داخلی مفصل رانی-درشت‌نی شده و از سوی دیگر زمینه‌ساز بروز استئوآرتریت است (۱۳). در برخی مطالعات از زانوی پراتنزی به عنوان عامل خطری برای ایجاد سندرم درد رانی-کشککی نام برده شده و این ناهنجاری را عامل پیش‌بینی کننده در بروز آسیب لیگامنت‌های مفصل زانو ذکر کرده‌اند (۱۵ و ۱۴).

بیش از تماس پا با زمین در حرکت فرود عضلات اکستنسور زانو و پلاتنار فلکسور فعال می‌گردند تا نیروهای اعمال شده در هنگام تماس را جذب کنند (۱۶). یکی از عوامل موثر در بروز آسیب، میزان نیروهای وارده به مفاصل اندام تحتانی است (۱۷ و ۱۸). میزان کاربرد نیروهای فرود یا میزان بار معیاری در جهت میزان فشار وارد بر بافت‌ها است (۱۸). عواملی که در بزرگی میزان بار اثرگذارند شامل ارتفاع فرود، سرعت حرکت، نوع کفش، موقعیت و سطح فرود، وزن بدن و نیز استراتژی فرود است (۲۱-۱۸). نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین پارامترهایی هستند که نحوه فرود را از لحاظ میزان شدت توصیف میکنند (۲۲).

در حرکت پرش - فرود، مرحله فرود نسبت به مرحله پرش به مراتب فشار بیشتری وارد می‌کند (۲۳). خطر آسیب غیربرخوردی (anterior cruciate ligament: ACL) در فرود تک پا نسبت به فرود دو پا بیشتر است (۶). اوج نیروی عکس‌العمل زمین بالاتر در طول فرود تک پا و ارتفاع فرود بالاتر مشاهده می‌شود (۶).

این مطالعه به منظور مقایسه حداکثر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری در حرکت فرود تک پا از ارتفاعات مختلف در مردان با و بدون زانوی پراتنزی انجام شد.

### روش بررسی

این مطالعه شبه‌تجربی روی ۲۰ مرد با زانوی پراتنزی و ۲۰ مرد با زانوی طبیعی به روش نمونه‌گیری در دسترس از دانشجویان دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران در آزمایشگاه بیومکانیک و حرکات اصلاحی آن دانشگاه طی سال تحصیلی ۹۲-۱۳۹۱ انجام شد. دو گروه از نظر سن و وزن همسان بودند.

پس از شرح کامل تحقیق، آزمودنی‌ها رضایت‌نامه کتبی آگاهانه شرکت در مطالعه را تکمیل نمودند. قبل از انجام فرود تک پا از سه ارتفاع مختلف ۲۰، ۴۰ و ۶۰ سانتی‌متری با متخصص طب ورزشی مشورت شد.

معیارهای عدم ورود به مطالعه شامل ورزشکار حرفه‌ای، آسیب دیدگی سر در شش ماه گذشته، سابقه جراحی و آسیب‌دیدگی در کمر و اندام تحتانی، محدودیت فعالیت با توجه به نظر پزشک،

سن (سال)	وزن (کیلوگرم)	قد (سانتی متر)	شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مجذور متر)	فاصله بین دو ایپی کندیل داخلی مفصل زانو (سانتی متر)	زاویه Q (درجه)
۲۱/۷۷±۱/۱۳	۶۷/۴±۵/۳۸	۵/۴۶±۱۷۳/۵۶	۱/۲۴±۲۲/۳۷	۵/۵۵±۰/۸۰	۵/۴۵±۰/۸۱
۲۱/۴۳±۰/۷۱	۶۷/۷±۵/۷۶	۱۷۳/۳۳±۶/۲۳	۲۲/۵۴±۱/۴۲	۱/۳۵±۰/۹۹	۸/۱۶±۰/۷۹

جدول ۲: میانگین و انحراف استاندارد حداکثر نیروی عمودی عکس العمل زمین (VGRF) در برخورد پنجه، پاشنه و نرخ بارگذاری در سه ارتفاع ۲۰، ۴۰ و ۶۰ سانتی متری دو گروه دارای زانوی پراتنزی و طبیعی

گروه	ارتفاع (سانتی متر)	میانگین و انحراف استاندارد	p-value
حداکثر VGRF در برخورد پنجه (نیوتن)	۲۰	۹/۷۰±۰/۸۸	۰/۶۷
	۴۰	۹/۵۳±۱/۰۲	
	۶۰	۱۳/۳۳±۱/۴۲	۰/۹۶
	۲۰	۱۳/۲۸±۲/۰۹	
	۴۰	۱۶/۶۳±۱/۹۸	۰/۸۱
	۶۰	۱۶/۴۴±۱/۱۴	
حداکثر VGRF در برخورد پاشنه (نیوتن)	۲۰	۱۹/۵۹±۲/۰۶	۰/۰۱*
	۴۰	۱۷/۶۷±۱/۲۷	
	۶۰	۲۵/۱۸±۲/۹۵	۰/۰۴*
	۲۰	۲۲/۵۷±۲/۵۲	
	۴۰	۲۷/۹۳±۲/۸۴	۰/۰۳*
	۶۰	۲۵/۵۱±۱/۷۰	
نرخ بارگذاری (نیوتن بر ثانیه)	۲۰	۳۶۴/۸۰±۱۴۷/۸۱	۰/۰۳*
	۴۰	۱۴۸/۱۶±۸۴/۰۹	
	۶۰	۴۷۶/۵۸±۱۴۶/۶۶	۰/۰۳*
	۲۰	۳۴۴/۶۶±۱۲۲/۴۶	
	۴۰	۷۹۲/۴۷±۱۵۵/۱۴	۰/۰۴*
	۶۰	۶۵۶/۵۴±۱۴۰/۹۸	

\* P < ۰/۰۵

داده‌ها استفاده شد. برای مقایسه حداکثر نیروی عمودی عکس العمل زمین و میانگین نرخ بارگذاری در حرکت فرود تک پای مردان دارای زانوی پراتنزی و نرمال در ارتفاعات مختلف از آزمون تحلیل واریانس دو طرفه / کوواریانس تک متغیره و برای بررسی اختلاف هر کدام از متغیرهای وابسته بین دو گروه از آزمون t مستقل استفاده شد. تمام تجزیه و تحلیل‌های آماری با نرم افزار SPSS-21 و سطح معنی داری کمتر از ۰/۰۵ انجام شد.

#### یافته‌ها

شاخص‌های توصیفی مربوط به متغیرهای سن، وزن، قد، شاخص توده بدنی، میزان فاصله بین دو ایپی کندیل داخلی مفصل زانو و زاویه Q در جدول یک آمده است.

حداکثر نیروی عمودی عکس العمل زمین در ضربه پاشنه و نرخ بارگذاری در سه ارتفاع ۲۰، ۴۰ و ۶۰ سانتی متری بین گروه‌های با و بدون زانوی پراتنزی تفاوت آماری معنی داری مشاهده شد (P < ۰/۰۵). حداکثر نیروی عمودی عکس العمل زمین در ضربه پنجه در هر سه ارتفاع ارزیابی شده گروه دارای زانوی پراتنزی به طور غیرمعنی داری بیش از گروه دارای زانوی طبیعی بود (جدول ۲).

توسط صفحه نیرو با فرکانس نمونه برداری ۴۰۰ هر تر ثبت شد. زمان تماس آغازین پا با زمین لحظه‌ای در نظر گرفته شد که میزان نیروی عمودی عکس العمل زمین (FZ) از ۱۰ نیوتن فراتر رود (۲۷).

با استفاده از نرم افزار Matlab (نسخه R2009a ساخت شرکت Mathworks آمریکا)، حداکثر نیروهای عمودی عکس العمل زمین ثبت شده در حین فرود آمدن در لحظه برخورد پنجه (F1) و پاشنه (F2) و زمان رسیدن به اوج نیرو از لحظه تماس پا به دست آمدند که با تقسیم بر وزن آزمودنی (N) نرمال شده و به صورت مضربی از وزن بدن (BW) بیان شدند. نرخ بارگذاری به صورت حداکثر نیروی عمودی نرمال شده تقسیم شده بر زمان رسیدن به حداکثر نیرو از لحظه تماس آغازین پا با زمین محاسبه شد (۴).

میانگین داده‌های حاصل از سه فرود موفق برای سه ارتفاع، برای محاسبه این متغیرها مورد استفاده قرار گرفت. به منظور توصیف دو گروه از آمار توصیفی و برای تجزیه و تحلیل داده‌ها و اطلاعات خام از آمار استنباطی استفاده شد. با توجه به این که آزمون کولموگروف-اسمیرنوف نشان داد که پراکندگی تمام عوامل از توزیع نرمال تبعیت می‌کنند؛ لذا از آزمون‌های پارامتری برای تحلیل

حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در ضربه پنجه در ارتفاع ۲۰ با ۴۰ و ۶۰ سانتی متری و نیز ارتفاع ۴۰ با ۶۰ سانتی متری در هر دو گروه زانوی پراتنزی و طبیعی تفاوت آماری معنی‌داری نشان داد ( $P < 0/05$ ).

### بحث

نتایج این مطالعه نشان داد که بین مقدار حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در برخورد پنجه از سه ارتفاع ۲۰، ۴۰ و ۶۰ سانتی متری در دو گروه با و بدون زانوی پراتنزی تفاوت آماری معنی‌داری وجود ندارد؛ ولی افراد با زانوی پراتنزی مقدار حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین را در برخورد پاشنه و نرخ بارگذاری بیشتری در حرکت فرود تک پا متحمل شده بودند.

در مطالعه مهکی و همکاران فعالیت عضلات پلانتار فلکسور در افراد دارای زانوی پراتنزی نسبت به افراد با زانوی طبیعی قبل از فرود تفاوت آماری معنی‌داری نداشتند. از آنجایی که فعالیت این عضلات منجر به سفتی مفصل مچ پا می‌گردند؛ نتیجه‌گیری شد میزان سفتی مفصل مچ پا در این دو گروه تفاوت ناچیزی داشت و استراتژی این دو گروه برای لحظه برخورد پنجه یکسان بود و احتمالاً این تفاوت ناچیز ناشی از تفاوت کم در میزان فعالیت عضلات ساق پا بین دو گروه اندکی قبل از تماس پا با زمین بود (۸). زنان فلکشن زانو، ران و تنه کمتر و ولگوس بیشتری در زانو طی فرود دارند (۲۸-۳۰). همچنین زنان نسبت به مردان، فعالیت بیشتر عضلات چهارسر و فعالیت کمتر عضلات همسترینگ را طی فرود دارند (۲۸) و عضلات همسترینگ آنها از عضلات چهارسر ضعیف‌تر است (۳۱). این عوامل منجر به افزایش ۲ تا ۱۰ برابری نرخ آسیب ACL در زنان نسبت به مردان است (۳۲).

با انحراف راستا در صفحه فرونتال قطعاً طول ظاهری اندام تحتانی کمتر می‌شود؛ اما به‌طور کلی در حرکت فرود بیشترین میزان اثر بر نیروهای عکس‌العمل زمین، فعالیت فید فورواری (feed forward) عضلات مرکزی (core) و یا به عبارتی عضلات ناحیه لمبولویک لگن (lumbopelvic hip) است (۲۷).

در افراد دارای زانوی پراتنزی به علت تغییر راستای وتر عضلات چهارسر، این عضلات دچار کاهش عملکرد شده و نیروهای بیشتری را در هنگام برخورد پاشنه تجربه می‌کنند. هرچه فلکشن مفاصل ران و زانو هنگام فرود بیشتر باشد؛ میزان نیروهای عکس‌العمل زمین کمتر خواهد بود (۱). این احتمال هست که افراد دارای زانوی پراتنزی فرود را با پاسچر صاف‌تری در مقایسه با افراد با زانوی طبیعی انجام دهند.

نرخ بارگذاری با توجه به فرمول آن، به دو عامل حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به حداکثر نیرو وابسته است (۴). با افزایش حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، نرخ

بارگذاری افزایش می‌یابد که این افزایش در ارتفاعات بالاتر بیشتر است (۶). همچنین افزایش انقباضات برون‌گرای عضلات بازکننده زانو (چهار سر رانی) و پلنتار فلکسور مچ پا به عنوان جذب‌کننده‌های شوک، زمان رسیدن به حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین افزایش می‌یابد (۵) که در مطالعه ما حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (ضربه پاشنه) در افراد با زانوی پراتنزی در مقایسه با افراد دارای زانوی طبیعی به‌طور معنی‌داری بیشتر بود. نشان داده شده در حرکت فرود تک پا، فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و نعلی افراد دارای زانوی پراتنزی در مقایسه با افراد دارای زانوی طبیعی کمتر است (۸) که این دو عامل باعث افزایش نرخ بارگذاری در این گروه می‌شوند. از طرفی در مطالعه حاضر وزن آزمودنی‌های گروه زانوی پراتنزی در مقایسه با گروه زانوی طبیعی کمتر بود و نمی‌توان افزایش نرخ بارگذاری در گروه زانوی پراتنزی را به وزن این گروه نسبت داد. این موضوع ممکن است در طولانی‌مدت سبب آسیب‌دیدگی و بروز بیماری‌های تخریب مفصلی در افراد دارای این ناهنجاری شود (۱۱). در این رابطه نتایج مطالعه حاضر با نتایج مطالعات (۸-۵ و ۳۳) همخوانی داشت و با نتایج مطالعه Hargrave و همکاران (۴) همراستا نبود. دلیل ناهم‌خوانی نتایج مطالعه ما با مطالعه ملیسا و همکاران را می‌توان به تفاوت نوع حرکت (حرکت پرش - فرود) در آن تحقیق نسبت داد. از محدودیت این مطالعه عدم بررسی وضعیت روحی و ساعت خواب آزمودنی‌ها در شب قبل از اجرای آزمون و نیز تفاوت سطح انگیزش افراد بود.

با پی‌بردن به اثر احتمالی زاویه زانو در صفحه فرونتال در طراحی پروتکل‌های درمانی و برنامه‌های تمرینی برای افراد دارای زانوی پراتنزی، توجه به تقویت عضلات پلنتار فلکسور مچ پا و اکستنسورهای زانو به عنوان جذب‌کننده نیروهای عکس‌العمل زمین در هنگام فرود، شاید با نتایج بهتری همراه باشد و پیشنهاد می‌شود برای کاهش این خطرات بر تمرینات اصلاحی تمرکز شود. پیشنهاد می‌گردد مطالعات آتی با حجم نمونه بیشتر انجام شود. همچنین افراد دارای زانوی ضربداری و پراتنزی مورد مقایسه قرار گیرند. با توجه به تفاوت در راستای اندام تحتانی در زنان نسبت به مردان (مثل عریض بودن لگن و افزایش زاویه Q)، پیشنهاد می‌گردد تحقیقی مشابه روی دو جنس مذکر و مونث انجام گیرد. همچنین از سایر حرکات ورزشی نظیر حرکات برشی و فرود دو پا و فرود با استفاده از کفش بهره گرفته شود.

### نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که در حرکت فرود تک پا پیش‌فعال‌سازی عضلات در زمان تماس پنجه بیشتر از تماس با پاشنه است و بدین لحاظ ثبات مچ پا در وضعیت تماس پنجه بیشتر از

## تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل پایان‌نامه آقای سید کاظم موسوی برای اخذ درجه کارشناسی ارشد در رشته آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی از دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران بود. بدین وسیله از همکاری تمام مسئولین آزمایشگاه دانشکده تربیت بدنی دانشگاه خوارزمی تهران و دانشجویان شرکت کننده در مطالعه، صمیمانه قدردانی می‌گردد.

باشنه است. این وضعیت به خنثی‌سازی نیروهای عکس‌العمل زمین بیشتر کمک می‌کند. افزایش پلاتنار فلکسیون می‌تواند نقصان افزایش نیروهای عکس‌العمل زمین ناشی از ناهنجاری در راستای مفصل زانو را تعدیل کند. در حالی که این مزیت در تماس با باشنه به دلیل عدم به‌کارگیری الگوی انقباضی در عضلات پلاتنار فلکسوری وجود ندارد و افزایش نیروهای عکس‌العمل در گروه پراتزی را می‌توان برخاسته از اثر ناهنجاری زانو دانست.

## References

- McNair P, Prapavessis H, Callender K. Decreasing landing forces: effect of instruction. *Br J Sports Med.* 2000 Aug; 34(4): 293-6.
- Louw Q, Grimmer K. Biomechanical factors associated with the risk of knee injury when landing from a jump. *South African Journal of Sports Medicine.* 2006; 18(1): 18-23.
- Hong-Wen W, Yi-Wen Ch, Chia-Wei L, Lin-Hwa W. Biomechanical analysis of landing from counter movement jump and vertical jump with run-up in the individuals with functional ankle instability. *International Journal of Sport and Exercise Science.* 2010; 2(2):43-8.
- Hargrave MD, Carcia CR, Gansneder BM, Shultz SJ. Subtalar Pronation Does Not Influence Impact Forces or Rate of Loading During a Single-Leg Landing. *J Athl Train.* 2003 Jan-Mar; 38(1): 18-23.
- Ali N, Robertson DG, Rouhi G. 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. *Knee.* 2014 Jan;21(1):38-46.
- Yeow CH, Lee PV, Goh JC. Sagittal knee joint kinematics and energetics in response to different landing heights and techniques. *Knee.* 2010 Mar;17(2):127-31.
- Yeow CH, Lee PV, Goh JC. Effect of landing height on frontal plane kinematics, kinetics and energy dissipation at lower extremity joints. *J Biomech.* 2009 Aug; 42(12):1967-73.
- Mahaki MR, Shojaedin S.S, Mimar R, Khaleghi M. [The Comparison of the Electromyography of leg muscles and peak vertical ground reaction forces during single leg drop landing between men with genu varum deformity and normal knee]. *Journal of Sports Medicine.* 2012;4(3):87-106. [Article in Persian]
- Anbarian M, Esmailie H, Hosseini Nejad S.E, Rabiei M, Binabaji H. [Comparison of knee joint muscle's activity in subjects with genu varum and the controls during walking and running]. *J Rehabil Sci.* 2012; 8(2): 298-309. [Article in Persian]
- Hadadnezhad M, Letafatkar A. [The relationship between genu varum abnormality and lower extremity's performance and strength in teenage footballers]. *J Rehabil Sci.* 2011; 7(2): 188-96. [Article in Persian]
- Witvrouw E, Danneels L, Thijs Y, Cambier D, Bellemans J. Does soccer participation lead to genu varum? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2009 Apr;17(4):422-7.
- Lewek MD, Rudolph KS, Snyder-Mackler L. Control of frontal plane knee laxity during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage.* 2004 Sep; 12(9): 745-51.
- Brouwer GM, van Tol AW, Bergink AP, Belo JN, Bernsen RM, Reijman M, et al. Association between valgus and varus

- alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum.* 2007 Apr;56(4): 1204-11.
- Lun V, Meeuwisse WH, Stergiou P, Stefanyshyn D. Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. *Br J Sports Med.* 2004;38:576-80.
- Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, McKenzie DC, Lloyd Smith DR, Zumbo BD. A retrospective case-control analysis of running injuries. *Br J Sports Med.* 2002; 36:95-101.
- Fu SN, Hui-Chan CW. Are there any relationships among ankle proprioception acuity, pre-landing ankle muscle responses, and landing impact in man? *Neurosci Lett.* 2007 May; 417(2): 123-7.
- Chappell JD, Herman DC, Knight BS, Kirkendall DT, Garrett WE, Yu B. Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. *Am J Sports Med.* 2005 Jul;33(7):1022-9.
- Sterzing T, Schweiger V, Ding R, Tak-Man Cheung J, Brauner T. Influence of rearfoot and forefoot midsole hardness on biomechanical and perception variables during heel-toe running. *Footwear Science.* 2013;5(2):71-9.
- Seegmiller JG, McCaw ST. Ground Reaction Forces Among Gymnasts and Recreational Athletes in Drop Landings. *J Athl Train.* 2003;38(4):311-14.
- Sheets A, Hubbard M. A dynamic approximation of balanced gymnastics landings. *Sports Engineering.* 2007; 10(4):209-19.
- Ricard MD, Veatch S. Effect of running speed and aerobic dance jump height on vertical ground reaction forces. *J Appl Biomech.* 1994;10(1):14-27.
- Zhang SN, Bates BT, Dufek JS. Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Med Sci Sports Exerc.* 2000 Apr;32(4):812-9.
- Chappell JD, Yu B, Kirkendall DT, Garrett WE. A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. *Am J Sports Med.* 2002 Mar-Apr;30(2):261-7.
- Ravaud P, Chastang C, Auleley GR, Giraudeau B, Royant V, Amor B, et al. Assessment of joint space width in patients with osteoarthritis of the knee: a comparison of 4 measuring instruments. *J Rheumatol.* 1996 Oct;23(10):1749-55.
- Weiss L, DeForest B, Hammond K, Schilling B, Ferreira L. Reliability of goniometry-based Q-angle. *PM R.* 2013 Sep; 5(9):763-8.
- Smith TO, Hunt NJ, Donell ST. The reliability and validity of the Q-angle: a systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2008 Dec;16(12):1068-79.
- Iida Y, Kanehisa H, Inaba Y, Nakazawa K. Activity modulations of trunk and lower limb muscles during impact-

absorbing landing. *J Electromyogr Kinesiol.* 2011 Aug;21(4): 602-9.

28. Malinzak RA, Colby SM, Kirkendall DT, Yu B, Garrett WE. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clinical Biomechanics.* 2001 Jun; 16(5): 438-45.

29. Chappell JD, Creighton RA, Giuliani C, Yu B, Garrett WE. Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump: risks for noncontact anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med.* 2007 Feb;35(2):235-41.

30. McLean SG, Walker KB, van den Bogert AJ. Effect of gender on lower extremity kinematics during rapid direction changes: an integrated analysis of three sports movements. *J Sci Med Sport.* 2005 Dec;8(4):411-22.

31. Anderson AF, Dome DC, Gautam S, Awh MH, Rennirt GW. Correlation of anthropometric measurements, strength, anterior cruciate ligament size, and intercondylar notch characteristics to sex differences in anterior cruciate ligament tear rates. *Am J Sports Med.* 2001 Jan-Feb;29(1):58-66.

32. Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, Bahr R, Beynonn BD, Demaio M, et al. Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. *Am J Sports Med.* 2006 Sep;34(9): 1512-32.

33. Nyland J, Smith S, Beickman K, Armsey T, Caborn DN. Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance. *Med Sci Sports Exerc.* 2002 Jul; 34(7):1150-7.

## Original Paper

# Comparision of peak vertical ground reaction forces and the rate of loading during single leg drop landing between men with genu varum deformity and normal knee from different heights

Mosavi SK (M.Sc)\*<sup>1</sup>, Barati AH (Ph.D)<sup>2</sup>, Shojaeddin SS (Ph.D)<sup>3</sup>, Memar R (Ph.D)<sup>4</sup>

<sup>1</sup>M.Sc in Sports Injury and Corrective Exercises, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University of Tehran, Tehran, Iran. <sup>2</sup>Assistant Professor, Department of Physical Education and Sport Sciences, Rajaee University of Tehran, Tehran, Iran. <sup>3</sup>Associate Professor, Department of Sports Injury and Corrective Exercises, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University of Tehran, Tehran, Iran. <sup>4</sup>Assistant Professor, Department of Sport Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University of Tehran, Tehran, Iran.

---

## Abstract

**Background and Objective:** There are relations between rate of loading, osteoarthritis and genu varum result in osteoarthritis. This study was done to compare the peak vertical ground reaction forces and the rate of loading during single leg drop landing between men with genu varum deformity and normal knee from three heights.

**Methods:** This quasi-experimental study was carried out on 20 male students with genu varum deformity and 20 male students with normal knee. Genu varum deformity was measured and recorded by collis and goniometer. Subjects performed single-leg landing dropping from three heights (20, 40, 60 Centimeter) on a force platform.

**Results:** The peak vertical ground reaction force in calcaneus contact and the rate of loading between groups significantly were different ( $P < 0.05$ ). No significant difference was found in the peak vertical ground reaction during toe contact.

**Conclusion:** Frontal knee angle affect on loading rate. Maybe one of the reasons for higher injury risk and knee arthritis in genu varum population might be due to higher ground reaction forces and the rate of high loading.

**Keywords:** Peak vertical ground reaction forces, Rate of loading, Leg drop landing, Genu varum

---

\* **Corresponding Author:** Mosavi SK (M.Sc), E-mail: [kazem\\_mosavi6486@yahoo.com](mailto:kazem_mosavi6486@yahoo.com)

Received 31 May 2014

Revised 21 Sep 2014

Accepted 24 Sep 2014