مقاله پژوهشی
مجله دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان
دوره ۱۳، شهریور ۱۳۹۳، ۵۳۶-۵۲۳

مقایسه الکترومایوگرافی عضلات پلانتار فلکسور و نرخ بارگذاری در حرکت فرود تک پای مردان دارای زانوی پرانتزی و نرمال از ارتفاعات مختلف

سیدصدرالدین شجاع‌الدین[۱]، سیدکاظم موسوی[۲]، رغد معمار[۳]

دریافت مقاله: ۹۳/۱/۲۷ ارسال مقاله به نویسنده جهت اصلاح: ۹۳/۲/۲۰ دریافت اصلاحیه از نویسنده: ۹۳/۳/۲۶ پذیرش مقاله: ۹۳/۴/۷

چکیده

زمینه و هدف: بین نرخ بارگذاری و آرتروز ارتباط وجود دارد و زانوی پرانتزی عامل خطری برای بروز آرتروز است. درک تغییرات متغیرهای بیومکانیکی در حرکت فرود افراد دارای زانوی پرانتزی، بینش خوبی برای پیش‌گیری از بروز آرتروز در این افراد خواهد داد. لذا هدف تحقیق حاضر، مقایسه نرخ بارگذاری و الکترومایوگرافی عضلات پلانتار فلکسور در حرکت فرود تک پای مردان دارای زانوی پرانتزی و نرمال از سه ارتفاع بود.

مواد و روش‌ها: در این تحقیق نیمه تجربی، ۴۰ نفر دانشجوی مرد سالم، شامل ۲۰ نفر دارای زانوی پرانتزی و ۲۰ نفر دارای زانوی نرمال شرکت کردند. ناهنجاری زانوی پرانتزی 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. حرکت فرود به دو مرحله تقسیم گردید: ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل و بعد از تماس پا با زمین. برای تجزیه تحلیل داده‌ها از آزمون تحلیل واریانس مختلط استفاده شد.

یافته‌ها: تفاوت معنی‌داری در فعالیت عضله دوقلوی داخلی و نعلی قبل از فرود بین دو گروه مشاهده نشد ($p>0/05$)، اما در میزان بار و فعالیت عضله دوقلوی داخلی بعد از فرود بین دو گروه تفاوت معناداری به دست آمد ($p<0/05$) و عضله نعلی تفاوت معناداری را بعد از فرود بین دو گروه نشان نداد ($p>0/05$).

نتیجه‌گیری: احتمالاً یک دلیل افزایش خطر آسیب دیدگی و ابتلاء به آرتروز در افراد دارای زانوی پرانتزی، افزایش نرخ بارگذاری در اندام تحتانی در حرکت فرود می‌باشد و توصیه می‌شود برای کاهش این خطرات بر تمرینات اصلاحی و عمل بیومکانیکی اصلاح یافته تمرکز شود.

واژه‌های کلیدی: الکترومایوگرافی، عضلات پلانتار فلکسور، نرخ بارگذاری، فرود تک پا، زانوی پرانتزی

۱- دانشیار گروه حرکات اصلاحی و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۲- کارشناس ارشد تربیت بدنی، گروه حرکات اصلاحی و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
تلفن: ۳۵۷۵۲۷۸۲-۰۲۴، دورنگار: ۲۲۲۵۸۰۸۴-۰۲۱، پست الکترونیکی: kazem_mosavi6486@yahoo.com
۳-استادیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-07]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1393.13.6.5.6]

مقدمه

فرود از جمله حرکات ورزشی متداول است که می‌تواند نیروی برخوردی به بزرگی ۲ تا ۱۲ برابر وزن بدن ایجاد نماید که اغلب با ساز وکار آسیب‌های اندام تحتانی مرتبط است [۲-۱]. این ضربه مکانیکی می‌بایست از طریق سیستم اسکلتی عضلانی تعدیل یابد. افزایش نیروهای برخوردی در ضمن فرود و تکرار این نیروها زمینه را برای آسیب ساختاری بافت نرم اطراف مفصل تسهیل می‌سازد [۳]. کلید پیشگیری از آسیب، توانایی در کنترل و جذب مناسب این نیروها در طی فعالیت‌های پویا و عملکردی می‌باشد. بنابراین فهم عواملی که در توانایی بدن در جذب این نیروها مؤثرند، احتمالاً می‌تواند در پیشگیری از آسیب‌های اندام تحتانی و بهبود عملکرد بیومکانیکی مؤثر واقع شود [۴].

فرود تک پا، حرکت ورزشی رایج در ورزش‌هایی نظیر بسکتبال، والیبال، فوتبال و بدمینتون است که از ارتفاع‌های عمودی مختلفی صورت می‌گیرد [۲]. در فرود تک پا نسبت به فرود دو پا، اوج VGRF (Vertical Ground Reaction Force) بیشتر است [۸-۵].

یکی از عوامل مؤثر در بروز آسیب، میزان بارهای وارده به مفاصل اندام تحتانی می‌باشد [۱]. میزان بار معیاری در جهت میزان فشار وارد بر بافت‌ها می‌باشد [۴]. عوامل مؤثر بر میزان بار شامل ارتفاع فرود، سرعت حرکت، نوع کفش، موقعیت و سطح فرود، وزن بدن و نیز استراتژی فرود می‌باشند [۴].

در حین اجرای فعالیت‌های توأم با تحمل وزن (مانند فرود آمدن)، اندام‌های تحتانی به مقدار زیادی مسئول توانایی بدن برای جذب شوک هنگام تماس پا با زمین و کاهش میزان بار هستند [۹].

راستای اندام تحتانی مسئول اصلی جذب فشار در حین تماس با زمین بوده و میزان بار را تعدیل می‌بخشد [۴]. زانوی پرانتزی از جمله ناهنجاری‌های زانو در صفحه فرونتال بوده که مسیر نیروها را از مرکز زانو به سمت قسمت داخلی آن تغییر داده و سبب اعمال میزان بار بیشتر به ساختار داخلی زانو می‌گردد، به گونه‌ای که میزان نیروی عکس‌العمل در بخش داخلی حدود ۳/۵ برابر قسمت خارجی می‌شود [۱۰]. تحقیقات نشان می‌دهند زانوی پرانتزی از یک سو سبب از بین رفتن غضروف مفصلی در قسمت داخلی مفصل رانی- درشت نی شده و از سوی دیگر زمینه ساز بروز استئوآرتریت می‌باشد [۱۱]. برخی از مطالعات از زانوی پرانتزی به عنوان عامل خطری برای ایجاد سندروم درد رانی کشککی و به عنوان یک عامل پیش بین در بروز آسیب‌های لیگامنت‌های مفصل زانو از جمله آسیب ACL (Anterior Cruciate Ligament) و PCL (Posterior Cruciate Ligament) ذکر کرده‌اند [۱۲].

مطالعات الکترومایوگرافی در حرکت فرود تک پا نشان داده‌اند فعالیت عضلانی عضله دوقلو در مرحله قبل از تماس بیشتر از مرحله پس از تماس بوده است. این امر به علت استفاده از عضله دوقلو به منظور ایجاد ثبات در مچ پا به منظور آماده شدن برای فرود می‌باشد [۱۳]. برعکس، در حرکت فرود تک پا، عضله نعلی میزان بیشتر فعالیت را در مرحله پس از تماس در مقایسه با مرحله قبل از تماس از خود نشان داد. این امر به علت نقش این عضله در انتقال انرژی به عنوان عضله تک مفصله می‌باشد [۱۴].

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-07]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1393.13.6.5.6]

مطالعات نشان داده‌اند در فرود از ارتفاع‌های بالاتر، اوج نیروی عکس‌العمل زمین و میزان بارگذاری روی مفاصل اندام تحتانی افزایش می‌یابند و اوج نیروی عکس‌العمل زمین با زوایای خم شدن زانو و پلانتار فلکشن مچ پا ارتباط دارند [۷-۵]. انقباض عضلات اندام تحتانی به ویژه مجموعه عضلات دوقلو و نعلی کمک خواهد کرد تا میزان نیروهای عکس العمل زمین وارد بر بدن کاهش پیدا کند [۱].

ناتوانی بدن در تولید انقباضات اسنتریک و پیش بین عضلات اندام تحتانی به صورت چشم‌گیری سبب افزایش نیروهای عکس‌العمل زمین و نیز زمان رسیدن به پایداری می‌شود. در مجموع نظر به این که افراد دچار زانوی پرانتزی از یک سو مستعد استئوآرتریت و سندروم درد رانی کشککی هستند [۱۲] و نیز کاربرد مکرر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین از علل ایجاد آسیب در اندام تحتانی هستند [۲-۱]، از سوی دیگر عضلات پلانتار فلکسور جذب‌کننده نیرو در هنگام فرود محسوب می‌شوند [۹] و همچنین افزایش ارتفاع عمودی اثر مثبت و قابل ملاحظه‌ای VGRF دارد [۵]، لذا هدف از تحقیق حاضر، مقایسه میزان بار و فعالیت الکتریکی عضلات پلانتار فلکسور در افراد دچار ناهنجاری زانوی پرانتزی و نرمال در حرکت فرود تک پا از ارتفاع‌های مختلف بود.

مواد و روش‌ها

جامعه آماری این تحقیق نیمه تجربی را، دانشجویان مرد دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران در سال تحصیلی ۹۲-۱۳۹۱ تشکیل دادند. در ابتدا با کولیس ارزیابی اولیه‌ای از مفصل زانوی آنان صورت گرفت. از بین آنان ۱۰۰ نفر (۴۰ نفر دارای زانوی پرانتزی و ۶۰ نفر دارای زانوی نرمال)، به صورت دقیق‌تر مورد بررسی قرار گرفتند. معیارهای خروج افراد از مطالعه، ورزشکار حرفه‌ای بودن، آسیب دیدگی سر در شش ماه گذشته، سابقه جراحی و آسیب دیدگی در کمر و اندام تحتانی، نداشتن قدرت نرمال و دامنه حرکتی کامل در مفاصل اندام تحتانی، آرتروز مفصلی، اختلاف طول حقیقی پا بیشتر از یک سانتی‌متر از طریق معاینه آزمودنی‌ها، داشتن سایر ناهنجاری‌های وضعیتی مثل کف پای صاف، گود و غیره بودند. آزمودنی‌های واجد شرایط به آزمایشگاه حرکات اصلاحی و بیومکانیک دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران دعوت شدند.

به منظور تعیین ناهنجاری زانوی پرانتزی، زاویه Q پای برتر با گونیامتر اندازه‌گیری شد. پای برتر، پایی تعریف شد که فرد ۲ فرود از ۳ فرود خود را با آن پا انجام دهد [۴]. اگر زاویه Q کمتر از ۸ درجه بود، به عنوان ناهنجاری زانوی پرانتزی و در صورتی که این مقدار بین ۸ تا ۱۰ بود، به عنوان زانوی نرمال در نظر گرفته شد [۱۵]. در نهایت ۴۰ آزمودنی (۲۰ نفر دارای زانوی پرانتزی و ۲۰ نفردارای زانوی نرمال) به صورت نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شدند که از نظر سن و وزن همسان بودند. پس از شرح کامل تحقیق برای آزمودنی‌ها، رضایت ایشان برای شرکت در تحقیق و اطلاعات شخصی آن‌ها شامل سن، سابقه ورزشی، تعداد جلسات ورزشی در هفته جمع‌آوری شد.

به منظور رعایت اصول اخلاقی و جهت اطمینان از مضر نبودن فرود تک پا از ارتفاعات مختلف برای افراد دارای زانوی پرانتزی پیش از اجرای هرگونه آزمونی با متخصص طب ورزشی در این مورد مشورت شد. پس از مشخص کردن نمونه آماری از آزمودنی‌ها MVC (Maximum Voluntary Contraction) عضلات دوقلو، نعلی و در ادامه

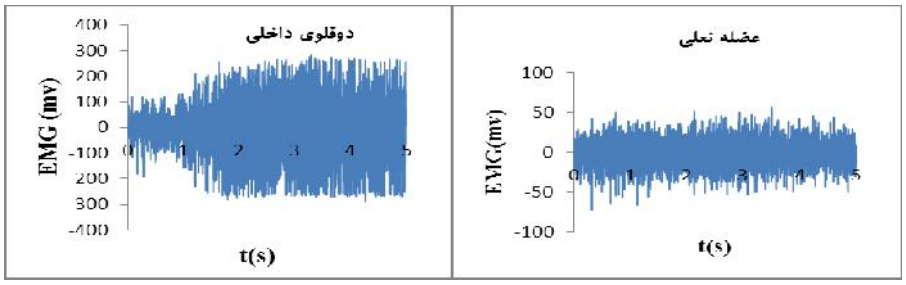
[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-07]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1393.13.6.5.6]

با فاصله استراحت ۳۰ دقیقه‌ای تست حرکت فرود تک پا به عمل آمد.

ابتدا پوست محل الکترودگذاری از موهای زاید پاک شده و سپس توسط الکل و سنباده جهت کاهش مقاومت، تمیز گردید. سپس جفت الکترودها در امتداد راستای عضلات قرار داده شدند. الکترود (F521،SKINTACT، ساخت کشور اتریش) و کابل‌ها روی پوست ثابت گردید تا در حرکت آزمودنی اختلال ایجاد نکنند و برای جلوگیری از احتمال حرکت آن‌ها و ایجاد اغتشاش، توسط باندکشی ثابت می‌شدند. الکترودگذاری برای عضلات دوقلوی داخلی و نعلی براساس پروتکل اروپایی SENIAM انجام گرفت [۱۶].

پیش از انجام آزمون مربوط به حداکثر انقباض ارادی، افراد عضلات را چند مرتبه منقبض می‌کردند تا اطمینان حاصل شود که آزمون حداکثر انقباض ارادی به درستی انجام می‌گردد. در هر آزمون ضمن ثبت سیگنال الکترومایوگرافی افراد حداکثر انقباض ارادی را به اندازه ۵ ثانیه انجام می‌دادند (شکل ۱).



شکل ۱- آزمون حداکثر انقباض ارادی

از صفحه نیرو سه محوره (مدل BERTEC، ۷×۶۰×۴۰ سانتی‌متر، ساخت کشور آمریکا) که در واک وی جاسازی شده بود، برای اندازه‌گیری حداکثر نیروهای عمودی عکس العمل زمین و نرخ بارگذاری و از دستگاه الکترومایوگرافی(MT Model, MIE Medical Research Ltd, UK) هشت کاناله با پهنای باند ۲۰ الی ۱۰۰۰ هرتز داده‌های مربوط به فعالیت عضلات به دست آمد که با داده‌های دستگاه صفحه نیرو همزمان (Synchronization) شده بود. اطلاعات فرود تک پا با صفحه نیرو و دستگاه الکترومایوگرافی به ترتیب با فرکانس نمونه‌برداری ۴۰۰ و ۱۰۰۰ هرتز ثبت شد. زمان تماس آغازین پا با زمین لحظه‌ای در نظر گرفته شد که میزان نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (F_Z) از ۱۰ نیوتن فراتر رود [۱۷].

با استفاده از نرم‌افزار MATLAB نسخه R2009a، حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین 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 (معادله ۱) [۴]:

معادله ۱. فرمول محاسبه نرخ بارگذاری

$$\text{loading rate} = \left[\frac{\text{peak } F_z \text{ (N)/body weight (N)}}{\text{time to peak } F_z}\right] = \frac{\text{BW}}{\text{ms}}$$

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-07]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1393.13.6.5.6]

میانگین داده‌های به دست آمده از سه فرود موفق برای هر 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 (kolmogorov-smirnov test) نشان داد که تمام متغیرها از توزیع نرمال تبعیت می‌کنند، بنابراین از آزمون‌های پارامتری جهت تحلیل داده‌ها استفاده گردید. با توجه به این که در این تحقیق ۲ متغیر مستقل گروه (با ۲ سطح معناداری نرمال و زانوی پرانتزی) و ارتفاع‌های مختلف (با ۳ سطح معناداری ۲۰، ۴۰ و ۶۰ سانتی‌متری) وجود داشت، از روش آماری تحلیل واریانس مختلط (Mixed ANOVA) استفاده شد، برای مقایسه بین گروهی از روش آماری t مستقل و برای مقایسه درون گروهی از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر و آزمون تعقیبی بونفرونی استفاده شد. تمام تجزیه و تحلیل‌های آماری با نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۱ و در سطح معناداری ۰/۰۵ انجام شد.

نتایج

به منظور توصیف دو گروه از نظر متغیرهای سن، وزن، قد، شاخص توده بدنی، میزان فاصله بین دو اپی‌کندیل داخلی مفصل زانو و زاویه Q، ابتدا شاخص‌های توصیفی مربوط به این متغیرها در هر کدام از دو گروه محاسبه گردید که نتایج در جدول ۱ آمده است.

جدول ۱- ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌های دو گروه زانوی پرانتزی و نرمال

پارامتر	گروه	میانگین	انحراف معیار	p
سن (سال)	زانوی پرانتزی	۲۱/۷۷	۱/۱۳	۰/۰۸۲
	زانوی نرمال	۲۱/۴۳	۰/۷۱	
وزن (کیلوگرم)	زانوی پرانتزی	۶۸/۴	۵/۳۸	۰/۷۳۷
	زانوی نرمال	۶۸/۷	۵/۷۶	
قد (سانتی‌متر)	زانوی پرانتزی	۱۷۴/۸۱	۳/۵۵	۰/۸۳۲
	زانوی نرمال	۱۷۴/۵۶	۳/۸۱	
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مجذور متر)	زانوی پرانتزی	۲۲/۳۷	۰/۸۰	۰/۵۱۶
	زانوی نرمال	۲۲/۵۴	۰/۸۴	
فاصله بین دو کندیل داخلی مفصل زانو (سانتی‌متر)	زانوی پرانتزی	۵/۵۵	۰/۸۰	*۰/۰۰۰
	زانوی نرمال	۱/۳۵	۰/۹۹	
زاویه Q (درجه)	زانوی پرانتزی	۵/۴۵	۰/۸۱	*۰/۰۰۰
	زانوی نرمال	۸/۸۶	۰/۷۹	

نتایج آزمون تحلیل واریانس مختلط مربوط به متغیرهای تحقیق در جدول ۲ آورده شده است.

در هر پنج متغیر مذکور تعامل معناداری بین گروه و ارتفاع‌های فرود مشاهده نشد ($p\geq ۰/۰۵$) ولی ارتفاع فرود تفاوت معناداری در هر دو گروه داشت ($p\leq ۰/۰۵$).

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-07]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1393.13.6.5.6]

در هر دو گروه، نتایج آزمون درون‌گروهی بونفرونی نشان داد که هر پنج متغیر وابسته تحقیق حاضر در هر سه ارتفاع تفاوت معناداری باهم داشتند، به طور مثال نرخ بارگذاری در سه ارتفاع ۲۰، ۴۰ و ۶۰ سانتی‌متری باهم تفاوت معناداری داشتند یعنی ارتفاع ۲۰ با ارتفاع‌های ۴۰ و ۶۰ سانتی‌متری و همچنین ارتفاع ۴۰ با ۶۰ سانتی‌متری تفاوت معناداری داشتند.

در جدول ۲ آمار توصیفی مربوط به نرخ بارگذاری و فعالیت عضلات (دوقلوی داخلی و نعلی) قبل و بعد از فرود برای دو گروه از ارتفاعات مختلف و همچنین نتایج آزمون تحلیل واریانس مختلط مربوط به متغیرهای تحقیق آورده شده است. با توجه به نتایج جدول ۲ در نرخ بارگذاری و فعالیت عضلات دوقلوی داخلی بعد از فرود بین دو گروه در هر سه ارتفاع تفاوت معناداری دیده شد ($p\leq ۰/۰۵$). فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و نعلی قبل از فرود و همچنین فعالیت عضله نعلی بعد از فرود بین دو گروه در هر سه ارتفاع تفاوت معناداری نشان نداد($p\geq ۰/۰۵$).

جدول ۲- میانگین و انحراف استاندارد و نتایج آزمون تحلیل واریانس مختلط (Mixed ANOVA)

متغیر	گروه‌ها	۲۰ سانتی‌متری	۴۰ سانتی‌متری	۶۰ سانتی‌متری	آزمون درون‌گروهی
نرخ بارگذاری (N/S)	زانوی پرانتزی	۲۶۴/۸۰±۱۴۷/۸۱	۴۷۶/۵۸±۱۴۶/۶۶	۷۹۲/۴۷±۱۵۵/۱۴	*۰/۰۰۰
	زانوی نرمال	۱۴۸/۱۶±۸۴/۰۹	۳۴۴/۶۶±۱۲۲/۴۶	۶۵۶/۵۴±۱۴۰/۹۸	*۰/۰۰۰
	آزمون بین‌گروهی	*۰/۰۳۱	* ۰/۰۳۲	* ۰/۰۴۴	
فعالیت عضله دوقلوی داخلی قبل از فرود(RMS)	زانوی پرانتزی	۶۹/۱۶±۱۸/۴۷	۸۰/۶۲±۱۰/۳۴	۹۰/۴۰±۶/۴۰	*۰/۰۰۰
	زانوی نرمال	۷۱/۷۰±۱۸/۴۵	۸۲/۳۵±۹/۲۱	۹۱/۳۳±۵/۳۷	*۰/۰۰۰
	آزمون بین‌گروهی	۰/۷۵۰	۰/۶۸۴	۰/۷۱۳	
فعالیت عضله نعلی قبل از فرود(RMS)	زانوی پرانتزی	۲۷/۴۲±۱۰/۲۶	۴۶/۹۳±۱۹/۳۹	۸۱/۱۸±۱۵/۸۵	*۰/۰۰۰
	زانوی نرمال	۳۰/۲۰±۱۰/۴۹	۴۸/۸۹±۱۷/۲۵	۸۲/۲۰±۱۳/۲۸	*۰/۰۰۰
	آزمون بین‌گروهی	۰/۵۳۸	۰/۸۰۴	۰/۸۷۲	
فعالیت عضله دوقلوی داخلی بعد از فرود(RMS)	زانوی پرانتزی	۴۸/۳۴±۴/۷۸	۵۷/۶۳±۵/۳۷	۶۸/۷۷±۵/۳۱	*۰/۰۰۰
	زانوی نرمال	۵۵/۵۸±۸/۷۱	۶۸/۷۴±۷/۷۵	۷۹/۴۲±۷/۶۵	*۰/۰۰۰
	آزمون بین‌گروهی	*۰/۰۲۹	* ۰/۰۰۱	* ۰/۰۰۱	
فعالیت عضله نعلی بعد از فرود(RMS)	زانوی پرانتزی	۴۴/۳۹±۱۶/۱۶	۶۶/۲۰۷۳/۳۶±	۸۵/۸۶±۷/۶۳	*۰/۰۰۰
	زانوی نرمال	۴۸/۱۸±۱۴/۰۶	۷۲/۱۶±۵/۹۵	۸۳/۷۴±۶/۰۲	*۰/۰۰۰
	آزمون بین‌گروهی	۰/۵۶۲	۰/۴۲۸	۰/۴۷۶	

**** $p<۰/۰۵$ اختلاف از نظر آماری معنی‌دار***

بحث

نتایج تحقیق حاضر نشان داد نوع زانو (پرانتزی یا نرمال بودن)، در میزان فعالیت عضله دوقلوی داخلی و نعلی، قبل از فرود تأثیری نداشت و نتایج آزمون t مستقل اختلاف معناداری بین دو گروه در سه ارتفاع مورد نظر (۲۰، ۴۰ و ۶۰ سانتی‌متر) نشان نداد.

در فرود آمدن سفت، عضلات پلانتار مچ پا نقش بیشتری دارند، در حالی که در فرود آمدن نرم، عضلات

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-07]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1393.13.6.5.6]

اکستنسور ران نقش بیشتری دارند [۱۸]. عضلات بازکننده ران و زانو احتمالاً جذب انرژی کمتری را داشته باشند و بیشتر برای کمک به کنترل پاسچر به بخش‌های پروگزیمال تر منقبض شوند در حالی که عضلات بخش‌های دیستال (مانند دوقلو و نعلی) نیروهای عکس‌العمل عمودی زمین را کاهش دهند [۱۹].

در حرکت فرود مقدار فعالیت عضلات ساق پا در طول مرحله پرواز (Flight phase) قبل از تماس با زمین افزایش می‌یابند و مقدار این فعالیت متناسب با ارتفاع فرود است [۱۳]. پیش‌فعال‌سازی عضلات، فعالیت عضلات قبل از تماس پا با زمین است که در ورزشکاران تراز اول صورت می‌گیرد و به منظور تنظیم نیروی عکس‌العمل در طول فرود، کنترل فیدفوروارد (Feedforward) و بازخورد (Feedback) به وسیله سیستم عصبی استفاده می‌شود [۲۰].

زانوی پرانتزی از جمله ناهنجاری‌های زانو محسوب می‌شود که منجر به تغییر زاویه رانی- درشتنی در صفحه فرونتال می‌شود [۱۰]، با این وجود عضلات پلانتار فلکسور بیشتر در صفحه ساجیتال مورد بررسی قرار گرفته‌اند، همچنین با توجه به نتایج مطالعات دیگر می‌توان چنین بیان کرد که میزان فعالیت عضلات قبل از فرود ممکن است به عواملی نظیر تصور فرد از میزان نزدیک شدن به سطح فرود [۲۱]، نحوه فرود (ناگهانی یا قابل انتظار) [۲۳-۲۲]، مهارت [۱۴] و حس عمقی مفصل مچ پا [۲۴] بستگی داشته باشد.

در خصوص افزایش پیش فعالیت عضلات ناشی از ارتفاع‌های بالاتر، نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیقات Wenxin و همکاران [۲۵]، Kellis و همکارش [۲۶]، Mahaki و همکاران [۲۷] و Santello و همکارش [۲۸] هم‌خوانی و با نتایج Ball و همکارش [۲۹] و Matthew [۳۰] ناهم‌خوانی دارد. دلیل احتمالی ناهم‌خوانی نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیق Ball و همکارش [۲۹] می‌تواند مقایسه پای چپ و راست آزمودنی‌ها باشد و Matthew [۳۰] نیز تأثیر تمرین را مورد ارزیابی قرار داد.

نتایج تحقیق حاضرنشان دادند که فعالیت عضله دوقلوی داخلی بعد از فرود در دو گروه اختلاف معناداری داشت.

برای فرود موفق، سیستم حرکتی بایستی ویژگی‌های نیروی عکس العمل زمین را پیش‌بینی کند، همچنین مقدار و سرعت چرخش مفصل در اندام تحتانی را با فعال‌سازی مکانیزم‌های جذب انرژی کنترل کند که این کار توسط عضلات تحقق می‌یابد [۱۴]. لازم به ذکر است که مقادیر فعالیت عضلات قبل و بعد از فرود با ارتفاع فرود درجه‌بندی و تنظیم می‌شوند و این دو مقدار از نظر کنترل حرکتی مجزا نمی‌باشند [۱۴].

Decker و همکاران [۹] و Zhang و همکاران [۱۸] گزارش نمودند که نیروهای وارد بر اندام تحتانی در حین فرود آمدن با انقباض عضلات اکستنسور مفاصل ران و زانو در حین فلکشن این مفاصل، هم چنین انقباض برون‌گرای عضلات پلانتارفلکسور مفصل مچ پا در حین دورسی فلکشن این مفصل تعدیل می‌شوند. فعالیت برون‌گرای عضلات چهارسر و پلانتارفلکسورها اندازه حرکت اندام فوقانی در ضربه پا را کاهش می‌دهند، در نتیجه قدرت و کنترل کافی این عضلات حیاتی و ضروری است [۹].

Nyland و همکاران [۳۱] به بررسی ارتباط بین زاویه زانو در صفحه تاجی و راه‌کارهای کنترل وضعیتی در طی ایستادن روی یک پا پرداختند و گزارش کردند که افراد

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-07]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1393.13.6.5.6]

دارای زانوی پرانتزی به علت اتکا بیشتر به مفصل ساب‌تالار و میدتارسال دارای کنترل وضعیتی و تعادل ضعیف‌تری هستند و کنترل عملکرد ضعیف‌تری در عضلات پلانتار فلکسور مچ پا دارند.

با توجه به این که ثبات به زنجیره حرکت بستگی دارد، ناهم‌راستایی در هر مفصل احتمالاً حرکات جبرانی در بخش‌های دیگر را برای حفظ ثبات در پی داشته باشد [۳۲]، ناهنجاری‌های زانوی پرانتزی و ضربدری با مفصل تحت قاپی جبران می‌شوند و درجه جبران به دامنه حرکت بستگی دارد، زانوی پرانتزی با والگوس تحت قاپی و پرونیشن جلوی پا جبران می‌شود [۳۳]. افراد دارای زانوی پرانتزی برای حفظ تعادل وابستگی بیشتری به عضلات پلانتارفلکسور به عنوان تنظیم‌کننده اینورشن اورشن مفصل ساب تالار و میدتارسال دارند، در حالی که افراد نرمال به منظور حفظ تعادل از عضلات پلانتار فلکسور بیشتر در مفصل تالوکرورال (talocrural joint) استفاده می‌کردند [۳۰]. به نظر می‌رسد که در صفحه فرونتال، افراد دارای زانوی پرانتزی از عضلات پلانتار فلکسور بیشتر در مفاصل ساب تالار و میدتارسال استفاده کنند که کارایی این عضلات را در مفصل تالوکرورال کاهش خواهد داد و این امر احتمالاً باعث کاهش جذب نیرو توسط مفصل تالوکرورال در این افراد می‌شود.

از آن جایی که سر داخلی عضله دوقلو، به عنوان عضله کمکی در چرخش پا به داخل (اینورشن) عمل می‌کند [۳۴]، ممکن است تغییر در راستای مچ پا به علت ناهنجاری زانوی پرانتزی به طور ثانویه سبب کاهش فعالیت این عضله گردد. علاوه بر این سر عضله دوقلوی داخلی از کندیل داخلی استخوان ران شروع می‌شود [۳۵] و در مقایسه با عضله نعلی با افزایش فلکشن زانو در مرحله جذب نیرو بیشتر می‌تواند تحت تأثیر ناهنجاری زانوی پرانتزی قرار گیرد.

نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیق Mahaki و همکاران [۲۷] و Santello و همکارش [۲۸] همخوان و با نتایج تحقیق Wenxin و همکاران [۲۵]، Kellis و همکارش [۲۶] ناهم‌خوان است. به نظر می‌رسد علت ناهمخوانی نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیقات Wenxin و همکاران [۲۵] و Kellis و همکارش [۲۶] را بتوان به تفاوت‌های جنسیتی و اعمال خستگی قبل از انجام حرکت فرود تک پا نسبت داد.

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که نرخ بارگذاری در حرکت فرود تک پا بین دو گروه در هر سه ارتفاع مورد نظر (۲۰، ۴۰ و ۶۰ سانتی‌متری) اختلاف معناداری داشت.

در حین انجام فعالیت‌های تحمل کننده وزن، اندام‌های تحتانی به مقدار زیادی مسئول توانایی بدن برای جذب شوک هنگام تماس پا با زمین و کاهش میزان بار هستند [۹،۴]. میزان بار اندازه‌ای از مقدار ضربه (فشار) اعمال شده بر بافت‌ها می‌باشد [۴] که افزایش اثر آن مبین توانایی کم برای جذب شوک و شاخصی برای اعمال فشار بالا بر اندام تحتانی در زمان کوتاه می‌باشد. از سرعت حرکت، نوع کفش، وزن بدن، ارتفاع، ترکیب سطح فرود و استراتژی فرود به عنوان عوامل تأثیرگذار در تعیین میزان بار نام برده شده است [۴]. توانایی جذب مناسب این نیروها در حین فعالیت‌های عملکردی در پیش‌گیری از بروز آسیب از اهمیت ویژه‌ای برخوردار می‌باشد [۴]. بارهای مشابه یا بارهای با مقادیر بزرگتر هنگامی که در میزان کمتری اعمال شوند، باعث آسیب مفصلی کمتری می‌شوند و بیماری استحاله‌ای مفصلی را گسترش نمی‌دهند [۳۶].

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-07]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1393.13.6.5.6]

شوکی که در نتیجه فرود آمدن در بدن تولید می‌شود، به وسیله ساختارها و مکانیسم‌های موجود در بدن ضعیف می‌شود که در این رابطه می‌توان جذب غیر فعال شوک توسط بافت‌های نرم و استخوان و جذب فعال از طریق عمل عضلانی اکسنتریک را نام برد [۳۸-۳۷]. بنابراین می‌توان فرض کرد که عضلات قوی به طور مؤثرتری در جذب شوک‌ها نقش دارند و از این رو نسبت به عضلات ضعیف‌تر بهتر ROL (Rate Of Loading) را کاهش می‌دهند [۳۶].

راستای اندام تحتانی مسئول اصلی توانایی بدن در جذب فشار و کاهش میزان بار می‌باشد [۴]. زانوی پرانتزی با تخریب غضروف مفصلی در بخش داخلی مفصل رانی-درشت نی زانو در ارتباط است و به عنوان عامل خطری برای بروز آرتروز محسوب می‌شود [۱۱]. نرخ بارگذاری با توجه به فرمول آن، به دو عامل حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به حداکثر نیرو وابسته است. با افزایش حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، نرخ بارگذاری افزایش می‌یابد که این افزایش در ارتفاعات بالاتر بیشتر می‌باشد. همچنین، افزایش انقباضات برون‌گرای عضلات بازکننده زانو (چهار سر رانی) و پلانتار فلکسور مچ پا به عنوان جذب کننده‌های شوک، زمان رسیدن به حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین را افزایش می‌دهد که در این تحقیق حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (ضربه پاشنه) در افراد دارای زانوی پرانتزی در مقایسه با افراد دارای زانوی نرمال به طور معناداری بیشتر بود. همچنین فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و نعلی افراد دارای زانوی پرانتزی در مقایسه با افراد دارای زانوی نرمال کمتر بود (خصوصاً دوقلوی داخلی) که این دو عامل باعث افزایش نرخ بارگذاری در این گروه می‌شوند. از طرفی وزن آزمودنی‌های گروه زانوی پرانتزی در مقایسه با گروه زانوی نرمال کمتر بود و نمی‌توان افزایش نرخ بارگذاری را به وزن این گروه نسبت داد.

نتایج این مطالعه نشان داد افراد دارای زانوی پرانتزی در مقایسه افراد نرمال در مرحله جذب نیرو میزان کمتری از فعالیت را در عضله دوقلوی داخلی و نعلی از خود نشان دادند که احتمالاً به علت آن نیروهای بیشتری به مفاصل اندام تحتانی افراد دارای زانوی پرانتزی وارد شود.

در این رابطه نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیقات Ali و همکاران [۵]، Yeow و همکاران [۷-۶]، Mahaki و همکاران [۲۷] و Nyland و همکاران [۳۱] همخوانی داشت و با نتیجه تحقیق Melissa و همکاران [۴] همخوانی نداشت که دلیل ناهمخوانی نتایج تحقیق حاضر با تحقیق Melissa و همکاران [۴] را می‌توان به تفاوت نوع حرکت (حرکت پرش– فرود) در تحقیق آن‌ها نسبت داد.

به منظور درک بهتر تفاوت های دو گروه پیشنهاد می‌شود در تحقیقات آینده از سایر حرکات ورزشی ورزشی نظیر حرکات برشی و فرود دو پا بهره گرفته شود و تحقیق با استفاده از کفش در دو گروه انجام گرفته و نتایج حاصله مورد مقایسه قرار گیرند.

در این تحقیق وضعیت روحی آزمودنی‌ها، ساعت خواب آزمودنی‌ها شب قبل از اجرای آزمون مورد نظر، تفاوت سطح انگیزش آزمودنی‌ها تحت کنترل آزمون‌گر قرار نگرفتند.

نتیجه‌گیری

احتمالاً این نرخ بارگذاری درطولانی مدت سبب آسیب‌دیدگی و بروز بیماری‌های تخریب مفصلی در افراد دارای این ناهنجاری شود. بنابراین با پی بردن به تأثیر

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-07]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1393.13.6.5.6]

احتمالی زاویه زانو در صفحه فرونتال بـر فعالیـت عضـلات پلانتارفلکسـور (خصوصـاً دوقلـوی داخلـی)، در طراحـی پروتکل‌های درمانی و برنامه‌های تمرینی برای افـراد دارای زانوی پرانتزی توجه به تقویت اکسنتریک این عضـلات بـه عنوان جذب‌کننده نیروهای عکس‌العمـل زمـین در هنگـام فرود، شاید با نتایج بهتری همراه باشد.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از پایان نامه کارشناسی ارشد می‌باشد. بدین وسیله از همکاری تمام مسئولین آزمایشگاه دانشکده تربیت بدنی دانشگاه خوارزمی تهران و دانشجویان شرکت‌کننده در این تحقیق قدردانی می‌شود.

References

[1] McNair P, Prapavessis H, Callender K. Decreasing landing forces: Effect of instruction. *Brit J Sport Med* 2000; 34: 293-6.

[2] Dufek J, Bates B. Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. *Sports Med* 1991; 12(5): 326-37.

[3] Hong- WenWul, Kai- Han Liangl, Yi-HsinLinl, Yi-HsuanChenl, Homg-Chuang Hsu. Biomechanics of ankle joint during landing in counter movement jump and straddle jump. Department of sports medicine, *China Medical Univesity*.

[4] Melissa D. Hargrave, Christopher R. Carcia, Bruce M. Gansneder, Sandra J. Shultz. Subtalar Pronation Does Not Influence Impact Forces or Rate of Loading During a Single-Leg Landing. *J Athl Training* 2003; 38(1): 18-23.

[5] Ali N, Robertson E, Rouhi GR. Sagittal plane body kinematics and kinetics during single-leg landing fromincreasing vertical heights and horizontal distances: Implications for risk of non-contact ACL injury . *Knee* 2012: 1-9.

[6] Yeow C.H, Lee P.V.S, Goh J.C.H. Sagittal knee joint kinematics and energetics in response to different landing heights and techniques. *Knee* 2010; 17: 127 -31.

[7] Yeow C.H, Lee P.V.S, Goh J.C.H. Effect of landing height on frontal plane kinematics, kinetics and energy dissipation at lower extremity joints. *J Biomech* 2009; 42: 1967-73.

[8] Pappas E, HaginsM, Sheikhzadeh A, Nordin M, Rose D. Biomechanical differences between unilateral and bilateral landings from a jump: Gender differences. *Clin J Sport Med* 2007; 17: 263-8.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-07]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1393.13.6.5.6]

[9] Decker MJ, TorryMR, Wyland DJ, Sterett WI, Richard Steadman J. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clin Biomech* 2003; 18: 662-9.

[10] Lewek MD, Rudolph KS, Snyder MacklerL. Control of frontal plane knee laxity during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Osteoarthr Cartilage* 2004; 12: 745-51.

[11] Brouwer GM, VanTol AW, Bergink AP, Belo RM, Bernsen RMD, Reijman M, PolsHAP, Bierma-Zeinstra SMA. Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum* 2007; 56: 1204-11.

[12] Lun V, Meeuwisse H, Stergiou P, Stefanyshyn D. Relation between running injury and static lower limb alignment in rec-reational runners. *Brit J Sport Med* 2004; 38: 576-80.

[13] Duncan AD, McDonagh MJN. Stretch reflex distinguished from pre- programmed muscle activations following landing impacts in man. *J Physiol* 2000; 526: 457-68.

[14] Santello M, McDonagh MJN. The control of timing and amplitude of EMG activity in landing movements in humans. *Exp Physiol* 1998; 83(6): 857-74.

[15] Toby O.Smith, Nathan J.Hunt, Simon T.Donell. The reliability and validity of the Q-angle: a systematic review. *Knee Surg Sport Tr A* 2008; 16: 1068-79.

[16] Hermens DH and Feriks B. Surface electromyograghy for the non-invasive assessment of muscle (SENIAM) 2005; *Available at: http://www.SENIAM.com*

[17] Iida Y, Kanehisa H, Inaba Y, Nakazawa K. Activity modulations of trunk and lower limb muscles during impact- absorbing landing. *J Electromyogr Kines* 2011; 21(4): 602-9.

[18] Zhang SN, BatesBT, Dufek JS .Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Med Sci Sport Exer* 2000; 32: 812-9.

[19] Randy J. Schmitz, Anthony S.Kulas, David H.Perrin, Bryan L. Riemann, Sandra J. Shultz. Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landings. *Clin Biomech* 2007; 22: 681-8.

[20] Onate JA, Guskiewicz KM, Sullivan RJ. Augmented feedback reduces jump landing forces. *J Orthop Sport Phys* 2001; 31: 511-7.

[21] Hoffren M, Ishikawa M, KomiPV.Age-related neuromuscular function during drop jumps. *J Appl Physiol* 2007; 103(4): 1276-83.

[22] McKinley P, Pedotti A. Motor strategies in landing from a jump: the role of skill in task execution. *Exp Brain Res* 1992; 90(2): 427-40.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-07]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1393.13.6.5.6]

[23] Santello M. Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. *Gait Posture* 2005; 21(1): 85-94.

[24] Fu SN, Hui-Chan CWY. Are there any relationship among ankle proprioception acuity, pre-landing ankle muscle responses, and landing impact in man? *Neurosci Lett* 2007; 417(2): 123-7.

[25] Wenxin Niu, YangWang, YanH, Yubo Fan, Qinping Zhao. Kinematics, kinetics and electromyogram of ankle during drop landing: A comparison between dominant and non-dominant limb. *Hum Movement Sci* 2011; 30: 614-23.

[26] Kellis E, Kouvelioti V. Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing. *J Electromyogr Kines* 2009; 19: 55-64.

[27] Mahaki MR, Shojaedin SS, Mimar R, Khaleghi M. The Comparison of electromyoghraphy leg muscles and Maximum Vertical Ground Reaction Force loading during single leg droplanding between men with genu varum deformity and normal knee. *Sports Med* 2012; 9: 87-106.

[28] Santello M, McDonagh MJN. The control of timing and amplitude of EMG activity in landing movements in humans. *Exp Physiol* 1998; 83: 857-74.

[29] Ball N, Scurr J. Bilateral neuromuscular and force differences during a plyometric task. *J Strength Cond Res* 2009; 23(5): 1433-41.

[30] Matthew J.Gage. The effects of abdominal training on postural control, lower extremity kinematics, kinetics and muscle activation. Department of Exercise Sciences Brigham Young University. Doctoral theses 2009.

[31] 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; 34(7): 1150-7.

[32] SiqueriaCM, Moya GBL, Caffaro RR, FU C, Kohn AF, Amorim CF, Tanaka C. Malalignment of the knee: Does it affect human stance stability. *J Bodyw Mov Ther* 2011; 15: 235-41.

[33] DonatelliR. Abnormal biomechanics of the foot and ankle. *J Orthop Sports Phys Ther* 1987; 9(1): 11-6.

[34] Sokhanghoee Y, Afsharmand Z. Muscle Biomechanic and PathoBiomechanic. 1th ed. Tehran: Nashr Pub; 2011.

[35] Tondnevis F. kinsiology. 11Th ed. Tehran: Tarbiat Moallem University Pub; 2007.

[36] Mikesky AE, Meyer A, Thompson KL. Relationship between quadriceps strength and Rate of Loading during gait in women. *J Orthop Res* 2000; 18: 171-5.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-07]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1393.13.6.5.6]

[37] Coventry E, O'Connor KM, Hart BA, Earl JE, Ebersole KT. The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. *Clin Biomech* 2006; 21: 1090-7.

[38] Riskowski JL, Mikesky AE, Bahamonde RE, Alvey TV, Burr DB. Proprioception, gait kinematics and rate of loading during walking: Are they related? *J Musculoskelet Neuronal Interact* 2005; 5(4): 379-87.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-07]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1393.13.6.5.6]

The Comparison of Electromyography of Plantar Flexor Muscles and Loading Rate during Single Leg Drop Landing between Men with Genu Varum Deformity and Normal Knee from Different Heights

S.S. Shojaeddin[1],S.K.Mosavi[2], R. Mi'mar[3]

Received: 16/04/2014 Sent for Revision: 10/05/2014 Received Revised Manuscript: 16/06/2014 Accepted: 28/06/2014

Background and Objective: There is relation between the rate of loading and arthrosis. Genu varum results in osteoarthritis. Knowing the changes of the affected biomechanical variables during landing result in fundamental understanding to prevent arthrosis in people with genu varum deformity. Hence, the purpose of this study was to compare the plantar flexor muscles activity with the rate of loading during single leg drop landing between men with genu varum deformity and normal knee from three heights.

Materials and Methods: 40 healthy male students participated in this semi-experimental research. Subjects were 20 people with genu varum deformity and the rest half with normal knee. Genu varum deformity was measured by a caliper and goniometer. Subjects performed single-leg landing dropping from three different heights (20, 40 and 60 cm) onto a force platform. Landing movement was divided into two phases: 100 ms precontact and postcontact of foot onto the ground. Data analysis was performed using Mixed ANOVA.

Results: It has been observed no significant difference during pre-landing between the activities of the medial gastrocnemius and soleus muscles ($p> 0.05$). Although, there was a significant difference between two groups in the rate of loading with the activity of the medial gastrocnemius muscle during post-landing ($p<0.05$) and eventually there was no significant difference between soleus muscle activity in post-landing ($p>0.05$).

Conclusion: The higher rate of injury and arthrosis risk in people with genu varum in respect of normal ones might be due to the rate of high loading inserted to the extremities during landing. To diminish these risks, corrective exercises and corrected biomechanical activity are recommended.

Key words: Electromyography, Plantar flexor muscles, Loading rate, Single leg drop landing, Genu varum

Funding: This study did not have any funds.

Conflict of interest: None declared.

Ethical approval: The Ethics Committee of Kharazmi University approved the study.

How to cite this article: Shojaeddin SS, Mosavi SK, Mi'mar R. The Comparison of Electromyography of Plantar Flexor Muscles and Loading Rate during Single Leg Drop Landing between Men with Genu Varum Deformity and Normal Knee from Different Heights. *J RafsanjanUniv Med Sci* 2014; 13(6): 523-36. [Farsi]

1-Associate Prof., Dept. of Corrective Exercise and Sport Injuries, College of Physical Education and Sport Sciences, University of Kharazmi, Tehran, Iran

2 - MSc in Physical Education & Sport Sciences, Dept. of Corrective Exercise and Sport Injuries, College of Physical Education and Sport Sciences, University of Kharazmi, Tehran,Iran

(Corresponding Author) Tel: (024) 35752782, Fax: (021) 22258084, E-mail: kazem_mosavi6486@yahoo.com

3-Assistant Prof., Dept. of Sport Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University of Tehran, Tehran, Iran

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-07]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1393.13.6.5.6]