

طب ورزشی - پاییز و زمستان ۱۳۹۳
دوره ۶، شماره ۴، ص: ۱۶۷-۱۸۷
تاریخ دریافت: ۲۷ / ۰۹ / ۹۳
تاریخ پذیرش: ۲۶ / ۰۳ / ۹۳

مقایسه حداکثر نیروی عمودی عکس العمل زمین و الکترومایوگرافی عضلات ساق پا در حرکت فرود تک پای مردان دارای زانوی پرانتری و نرمال از ارتفاعات مختلف

سید کاظم موسوی^{۱*} - سید صدرالدین شجاع الدین^۲ - رغد معمار^۳

۱. کارشناس ارشد، حرکات اصلاحی و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران، ایران؛ ۲. دانشیار، گروه حرکات اصلاحی و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران، ایران؛ ۳. استادیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران، ایران

چکیده

هدف این تحقیق، مقایسه فعالیت عضلات دوقلوی داخلی، نعلی و حداکثر نیروی عمودی عکس العمل زمین در حرکت فرود تک پای مردان دارای زانوی پرانتری و نرمال از ارتفاعات مختلف بود. ۲۲ دانشجوی مرد سالم رشته تربیت بدنی و علوم ورزشی، شامل ۱۰ نفر دارای زانوی پرانتری و ۱۲ نفر دارای زانوی نرمال در این تحقیق شرکت کردند. ناهنجاری زانوی پرانتری با کولیس و گونیامتر اندازه گیری شد. آزمودنی ها حرکت فرود تک پا را از سه ارتفاع ۲۰، ۴۰ و ۶۰ سانتی-متر روی صفحه نیرو انجام دادند. حرکت فرود به دو مرحله تقسیم شد: ۱۰۰ میلی ثانیه قبل از تماس آغازین پا با زمین و ۱۰۰ میلی ثانیه بعد از تماس پا با زمین (مرحله جذب نیرو). برای تجزیه و تحلیل داده ها از نرم افزار Matlab نسخه spss.R2009a نسخه ۲۱ و آزمون تحلیل واریانس دوطرفه استفاده شد ($P \leq 0.05$). تفاوت معناداری در حداکثر نیروی عمودی عکس العمل زمین هنگام برخورد پنجه در سه ارتفاع بین دو گروه مشاهده نشد ($P > 0.05$)، اما تفاوت حداکثر نیروی عمودی عکس العمل زمین هنگام برخورد پاشنه بین دو گروه معنادار بود ($P < 0.05$). تفاوت معناداری در فعالیت عضله دوقلوی داخلی و نعلی قبل از فرود بین دو گروه مشاهده نشد، اما در مرحله جذب نیرو تفاوت معناداری در فعالیت عضله دوقلوی داخلی بین دو گروه به دست آمد ($P < 0.05$) و عضله نعلی تفاوت معناداری نشان نداد ($P > 0.05$). همچنین هر کدام از متغیرهای مورد نظر در ارتفاع های مختلف باهم تفاوت معناداری داشتند ($P < 0.05$). افزایش حداکثر نیروی عمودی عکس العمل زمین و کاهش فعالیت عضلات ساق پا (به ویژه دوقلوی داخلی) در افراد دارای زانوی پرانتری، احتمالاً در طولانی مدت سبب آسیب دیدگی و بروز بیماری های تخریب مفصلی شود.

واژه های کلیدی

الکترومایوگرافی، زانوی پرانتری، عضلات ساق، فرود تک پا، نیروی عکس العمل.

مقدمه

فرود از جمله حرکات ورزشی متداول است که می‌تواند نیروی برخوردی به بزرگی ۲ تا ۱۲ برابر وزن بدن ایجاد کند که اغلب با سازوکارهای آسیب‌های اندام تحتانی مرتبط است (۱۵،۲۶). این ضربه مکانیکی باید از طریق سیستم اسکلتی عضلانی تعدیل‌یابد. کلید پیشگیری از آسیب، توانایی در کنترل و جذب مناسب این نیروها طی فعالیت‌های پویاست. همچنین به‌منظور کاهش مقدار نیروهای عکس‌العمل زمین بدن فرد باید فرود را پیش‌بینی و خود را آماده کرد، که این امر از طریق انقباض عضلانی محقق می‌شود (۱۹،۱۳).

با افزایش ارتفاع فرود، اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین^۱ و اوج نیروی خلفی عکس‌العمل زمین^۲ افزایش می‌یابد (۵،۴۳،۴۴). همچنین در افزایش ارتفاع عمودی، اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین به‌طور معناداری با زوایای پلانتر فلکشن مچ پا و فلکشن زانو ارتباط دارد (۵). اوج نیروی عکس‌العمل زمین بالاتر در طول فرود تک‌پا و ارتفاع فرود بالاتر مشاهده می‌شود (۴۴).

راستای اندام تحتانی مسئول اصلی توانایی بدن در جذب فشار در حین تماس با زمین است و مقدار بار را تعدیل می‌کند (۲۷). 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 هستند (۱۲). زانوی پرانتری از جمله ناهنجاری‌های زانو در صفحه فرونتال به‌شمار می‌رود و در میان ورزشکاران نیز ناهنجاری شایع است (۳،۴۲) و تحقیقات نشان می‌دهد که وجود زانوی پرانتری مسیر نیروها را از مرکز زانو به سمت داخلی آن تغییر می‌دهد و سبب اعمال مقدار بار بیشتر به ساختار داخلی زانو می‌شود، به‌گونه‌ای که مقدار نیروی عکس‌العمل در این بخش حدود ۳/۵ برابر قسمت خارجی می‌شود (۲۰).

تحقیقات نشان می‌دهند که زانوی پرانتری از یک سو سبب از بین رفتن غضروف مفصلی در قسمت داخلی مفصل رانی-درشت‌نی می‌شود و از سوی دیگر زمینه‌ساز بروز استئوآرتریت است، همچنین ریسک فاکتوری برای بروز استئوآرتریت تلقی می‌شود (۹). برخی مطالعات زانوی پرانتری را به‌عنوان ریسک فاکتوری برای ایجاد سندروم درد رانی‌کشکی و فاکتور پیش‌بین در بروز آسیب‌های لیگامنت‌های مفصل زانو از جمله آسیب رباط صلیبی قدامی^۳ و رباط صلیبی خلفی^۴ ذکر کرده‌اند (۲۳).

1. Vertical Ground Reaction Force (VGRF)
2. Posterior Ground Reaction Force (PGRF)
3. Anterior Cruciate Ligament (ACL)
4. Posterior Cruciate Ligament (PCL)

در حرکت پرش- فرود، مرحله فرود نسبت به مرحله پرش به مراتب فشار بیشتری وارد می‌کند (۱۰). فرود تک‌پا، حرکت ورزشی رایج در ورزش‌هایی مانند بسکتبال، والیبال، فوتبال و بدمینتون است که از ارتفاع‌های عمودی مختلفی صورت می‌گیرد (۱۵) و بیشتر آسیب‌های غیربرخوردی ACL در طول فعالیت‌های ورزشی توأم با فرود تک‌پا انجام می‌گیرند (۸). تحقیقات نشان داده‌اند که خطر آسیب غیربرخوردی ACL در فرود تک‌پا نسبت به فرود دوپا بیشتر است (۳۳،۴۴).

یکی از عوامل مؤثر در بروز آسیب، مقدار نیروهای وارده به مفاصل اندام تحتانی است (۱۰،۱۱،۲۶). میزان کاربرد نیروهای فرود معیاری در جهت مقدار فشار وارد بر بافت‌هاست (۱۴). عوامل تأثیرگذار بر بزرگی نیروهای فرود شامل ارتفاع فرود، سرعت حرکت، نوع کفش، موقعیت و سطح فرود، وزن بدن و نیز استراتژی فرود هستند (۱۴). حداکثر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین متغیرهای بیومکانیکی هستند که به ترتیب در اثر برخورد پنجه (F1) و پاشنه (F2) با زمین حین فرود ظاهر می‌شود و بزرگی این نیروها با تأخیر در گشتاور آنها ارتباط دارد. تأخیر در گشتاور F2 از طریق طول اهرم (طول پا)، فعال‌سازی و انقباض اکسنتریک عضلات پلنتارفلکسور حاصل می‌شود (۷). مطالعات الکترومایوگرافی در حرکت فرود تک‌پا نشان داده‌اند که 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 برای ایجاد ثبات در مچ پا به منظور آماده شدن برای فرود است (۱۶). برعکس، در حرکت فرود تک‌پا، 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 تک‌مفصله است (۳۶). در مجموع شاید بتوان گفت که کمی کردن نیروهای وارده بر اندام تحتانی افراد پیرانتری گامی مؤثر در شناخت سازوکار این آسیب‌ها باشد و بینشی را در مورد عملکرد مکانیکی نامطلوب اندام تحتانی فراهم آورد. از این رو هدف از تحقیق حاضر مقایسه مقادیر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین و فعالیت الکتریکی عضلات پلنتار فلکسور در افراد دچار ناهنجاری زانوی پیرانتری و نرمال در حرکت فرود تک‌پا از ارتفاع‌های مختلف بود.

روش تحقیق

تحقیق حاضر نیمه‌تجربی و تحقیقی کاربردی از نوع علی-مقایسه‌ای بود. جامعه آماری تحقیق دانشجویان مرد دانشکده تربیت بدنی دانشگاه خوارزمی مشغول تحصیل در سال تحصیلی ۹۱-۹۲ بودند.

در ابتدا با کولیس ارزیابی اولیه‌ای از مفصل زانوی آنان صورت گرفت. از بین آنان ۱۰۰ نفر (۴۰ نفر دارای زانوی پرانتری و ۶۰ نفر دارای زانوی نرمال)، به صورت دقیق‌تر بررسی شدند. معیارهای خروج افراد از تحقیق، ورزشکار حرفه‌ای بودن، آسیب‌دیدگی سر در شش ماه گذشته، سابقه جراحی و آسیب-دیدگی در کمر و اندام تحتانی، آرتروز مفصلی، اختلاف طول حقیقی پا بیشتر از یک سانتی‌متر از طریق معاینه آزمودنی‌ها، داشتن سایر ناهنجاری‌های وضعیتی مثل کف پای صاف، کف پای گود، زانوی ضربدری، ژنوکورواتوم و غیره بودند. آزمودنی‌ها هیچ برنامه تمرینی پرشی و قدرتی که شامل حرکت فرود تک‌پا از ارتفاعات مختلف به‌گونه‌ای که در این تحقیق استفاده شد، تجربه نکرده بودند. هریک از آزمودنی‌ها در صورتی که هیچ‌کدام از معیارهای خروج را نداشتند و واجد شرایط برای انجام آزمون بودند به آزمایشگاه حرکات اصلاحی و بیومکانیک دانشکده دعوت می‌شدند.

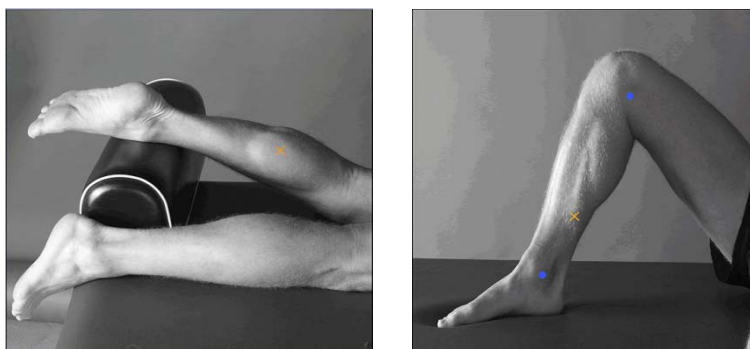
با توجه به حرکت فرود تک‌پا، به منظور تعیین ناهنجاری زانوی پرانتری، زاویه Q پای برتر آزمودنی‌ها با گونیامتر اندازه‌گیری شد. پای برتر، پای تعریف شد که فرد ۲ فرود از ۳ فرود خود را با آن پا انجام دهد (۲۷). به منظور اندازه‌گیری این زاویه، در حالت ایستاده خطی از خار خاصره‌ی فوقانی قدامی فرد به مرکز کشکک او رسم می‌شود. سپس خط دیگری از مرکز استخوان کشکک و برجستگی استخوان درشت‌نی رسم می‌شود. زاویه حاصله بین این دو خط زاویه Q نامیده می‌شود. اگر این زاویه کمتر از ۸ درجه بود، به عنوان ناهنجاری زانوی پرانتری و در صورتی که این مقدار بین ۸ تا ۱۰ بود، به عنوان زانوی نرمال در نظر گرفته شد (۳۹).

از بین یکصد نفر مذکور، ۲۲ نفر غربال شدند (۱۰ نفر دارای ناهنجاری زانوی پرانتری و ۱۲ نفر سالم که از نظر سن و وزن با گروه دارای زانوی پرانتری همسان بودند) به عنوان گروه کنترل به کار گرفته شدند. در این تحقیق سعی شد میزان شدت زانوی پرانتری افراد نزدیک به هم باشد. از تمامی افراد برگه رضایت‌نامه آگاهانه برای شرکت در تحقیق گرفته شد. در واقع تحقیق حاضر نمونه‌گیری از نوع غیرتصادفی در دسترس بود. به منظور رعایت اصول اخلاقی و برای اطمینان از مضر نبودن فرود تک‌پا از ارتفاعات مختلف برای افراد دارای زانوی پرانتری پیش از اجرای هر گونه آزمونی با متخصص طب ورزشی در این مورد مشورت شد.

پس از مشخص کردن نمونه آماری از آزمودنی‌ها تست‌های حداکثر انقباض ارادی^۱ عضلات دوقلو، نعلی و در ادامه با فاصله استراحت ۳۰ دقیقه‌ای تست حرکت فرود تک‌پا به عمل آمد. پیش از الکتروگذاری ابتدا

1. Maximum voluntary contraction(MVC)

پای برتر آزمودنی مشخص شد تا الکتروگذاری روی پای برتر صورت گیرد. ابتدا پوست محل الکتروگذاری از موهای زائد پاک شده و سپس با الکل و سنباده به منظور کاهش مقاومت، تمیز شد. سپس جفت الکترودها در امتداد راستای عضلات قرار داده شدند. الکترودها و کابل‌ها روی پوست ثابت شد تا در حرکت آزمودنی اختلال ایجاد نکنند و برای جلوگیری از احتمال حرکت آنها و ایجاد اغتشاش، با باند کشی ثابت شدند. الکتروگذاری برای عضلات دوقلوی داخلی و نعلی براساس پروتکل اروپایی SENIAM انجام گرفت. برای عضله دوقلوی داخلی آزمودنی روی شکم دراز کشید، به گونه‌ای که زانوها در وضعیت باز شده و پاها در انتهای میز رو به بالا باشد و الکترودها روی برجسته‌ترین عضله شکم قرار گرفت. در این حالت، آزمونگر در مقابل حرکت پلانتر فلکشن آزمودنی مقاومت می‌کند و الکترودها روی برجسته‌ترین حالت عضله قرار می‌گیرند. برای عضله نعلی، آزمودنی طوری روی میز می‌نشست که زانویش تقریباً ۹۰ درجه خم می‌شد و پاشنه و پای او روی زمین قرار می‌گرفت. در این حالت، الکترودها باید در ۲/۳ خط بین کندیل داخلی استخوان ران تا قوزک داخلی پا قرار گیرند (شکل ۱). به منظور مقایسه فعالیت عضلات بین دو گروه دارای زانوی پرانتری و نرمال، باید سطح فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و نعلی براساس حداکثر انقباض این عضلات نرمالایز شوند. از این رو آزمون‌های حداکثر انقباض ارادی این عضلات از هر نفر به صورت مجزا گرفته شد. برای عضلات دوقلو و نعلی افراد حرکت پلانتر فلکشن را در حالت ایستاده با مچ پا در زاویه ۹۰ درجه در برابر مقاومت ثابت دستگاه انجام دادند. پیش از انجام آزمون حداکثر انقباض ارادی، افراد عضلات را چند مرتبه منقبض می‌کردند تا اطمینان حاصل شود که آزمون حداکثر انقباض ارادی به درستی انجام می‌گیرد. در هر آزمون ضمن ثبت سیگنال الکترومایوگرافی افراد حداکثر انقباض ارادی را به اندازه ۵ ثانیه انجام می‌دادند.



شکل ۱. موقعیت آزمودنی برای قرارگیری الکترودها روی عضله دوقلوی داخلی (سمت راست) و نعلی (سمت چپ)

پس از اجرای آزمون‌های حداکثر انقباض ارادی و استراحت ۳۰ دقیقه‌ای، از آزمودنی تست حرکت فرود تک‌پا به‌عمل آمد. هنگام اجرای آزمون حرکت فرود تک‌پا، داده‌های مربوط به نیروی عمودی عکس‌العمل زمین با دستگاه صفحه نیرو و داده‌های مربوط به سطح فعالیت عضلات با دستگاه الکترومایوگرافی به‌صورت همزمان ثبت شدند. قبل از اجرای آزمون، آزمودنی ۵ دقیقه به انجام حرکات کششی و گرم کردن عضلات اندام تحتانی پرداخت و سپس ۴ تا ۵ دقیقه به‌منظور آشنایی با آزمون و احساس راحتی در اجرای آن، حرکت فرود تک‌پا را انجام داد و پیش از شروع آزمون‌های اصلی ۵ دقیقه استراحت کرد. روش اجرای آزمون به این صورت بود که در ابتدا آزمودنی روی سکویی به ارتفاع ۲۰ سانتی‌متر به‌گونه‌ای که روی دو پا ایستاده و دست‌هایش روی لگن باشد، قرار گرفت. سپس فرد 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 یا جلو را انجام دادند و حداقل یک ثانیه تعادل خود را با نگه داشتن دستشان روی لگن، حفظ کردند. سه فرود قابل قبول ثبت شد. فرود قابل قبول شامل تماس سینه پا در ابتدا، حفظ تعادل و توانایی فرود آمدن بدون جهش بود (۲۷). بعد از ۵ دقیقه استراحت، ارتفاع‌های دیگر نیز آزمایش شدند. در ضمن از آزمودنی‌ها خواسته شد که فرود طبیعی خود را انجام دهند و هیچ‌گونه دستورالعملی در مورد نحوه فرود داده نشد.

از صفحه نیرو سه‌محوره^۱ که در راهرو^۲ جاسازی شده بود، برای اندازه‌گیری حداکثر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین استفاده شد. این صفحه قابلیت ثبت نیروهای عکس‌العمل در دامنه ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز را داشت. اطلاعات فرود تک‌پا توسط صفحه نیرو با فرکانس نمونه‌برداری ۴۰۰ هرتز ثبت شد. زمان تماس آغازین پا با زمین لحظه‌ای در نظر گرفته شد که مقدار نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (F_z) از ۱۰ نیوتن فراتر رود (۲۱). داده‌های مربوط به فعالیت عضلات توسط دستگاه الکترومایوگرافی^۳ هشت‌کاناله با پهنای باند ۲۰ الی ۱۰۰۰ هرتز به‌دست آمد که با داده‌های دستگاه صفحه نیرو همزمان^۴ شده بود. داده‌های جمع‌آوری شده از فیلتر میان‌گذر ۵۰۰-۲۰ هرتز عبور داده شدند. با استفاده از نرم‌افزار متلب^۵ حداکثر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین ثبت شده در حین فرود آمدن در لحظه برخورد پنجه (F_1) و پاشنه (F_2) و زمان رسیدن به اوج نیرو از لحظه تماس پا به‌دست آمدند که با

1. Force Plate (Model BERTEC, 40×60, UK)
2. Walkway
3. Electromyography (MT8 Model, MIE Medical Research Ltd, UK)
4. Synchronization
5. Matlab Version R2009a

تقسیم بر وزن آزمودنی (N) نرمال شده و به صورت مضربی از وزن بدن (BW)^۱ بیان شدند. میانگین داده‌های به دست آمده از سه فرود موفق برای سه ارتفاع، برای محاسبه این متغیرها استفاده شد. به منظور تجزیه و تحلیل داده‌های الکترومایوگرافی، حرکت فرود مطابق با مطالعات قبلی (۱۷،۲۱) به دو فاز تقسیم شد: ۱.۱۰۰ میلی ثانیه قبل از تماس آغازین پا با زمین؛ ۲. ۱۰۰ میلی ثانیه بعد از تماس پا با زمین (مرحله جذب نیرو). برای تجزیه و تحلیل داده‌های الکترومایوگرافی ابتدا می‌بایست لحظه تماس پا با زمین مشخص می‌شد. این لحظه با استفاده از داده‌های صفحه نیرو در راستای عمودی مشخص شد و از آنجا که داده‌های صفحه نیرو با داده‌های الکترومایوگرافی با هم و به صورت همزمان ثبت شدند، این لحظه در داده‌های الکترومایوگرافی مشخص شد و با وارد کردن داده‌های خام الکترومایوگرافی قبل از این لحظه در نرم افزار متلب ۲۰۰۹، سطح فعالیت عضلات مربوط در بازه‌های زمانی ۱۰۰ میلی ثانیه قبل و ۱۰۰ میلی ثانیه بعد از فرود بر حسب ریشه میانگین مجذور مربع (RMS)^۲ محاسبه شد. میانگین سطح فعالیت عضلات دوقلو داخلی و نعلی در بازه‌های زمانی مذکور در هر سه بار آزمون حرکت فرود تک پا برای هر سه ارتفاع محاسبه شد. برای نرمال سازی داده‌های مربوط به سطح فعالیت عضلات، داده‌های هر عضله بر MVC محاسبه شده آن عضله تقسیم و در عدد ۱۰۰ ضرب شد و بدین ترتیب سطح فعالیت عضلات بر حسب RMS و براساس درصدی از MVC به دست آمد (۳۵). از داده‌های به دست آمده از $RMS (\%EMG_{MVC})$ برای مقایسه سطح فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و نعلی بین افراد دارای زانوی پرانتری و نرمال در بازه‌های زمانی قبل از فرود و بعد از فرود (جذب نیرو) در سه ارتفاع مورد نظر استفاده شد. 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 اینکه آزمون کولموگروف-اسمیرنوف نشان داد که پراکندگی تمام فاکتورها از توزیع نرمال تبعیت می‌کنند، از آزمون‌های پارامتری برای تحلیل داده‌ها استفاده شد. به منظور مقایسه حداکثر نیروی عمودی عکس العمل زمین و میانگین سطح فعالیت عضلات دوقلو داخلی و نعلی در مراحل قبل از تماس پا با زمین و جذب نیرو در حرکت فرود تک پای مردان دارای زانوی پرانتری و نرمال در ارتفاعات مختلف (۲۰،۴۰ و ۶۰ سانتی متری) از آزمون تحلیل واریانس دوطرفه/کوواریانس تک متغیره^۳ و برای بررسی تفاوت هر کدام از متغیرهای وابسته بین دو گروه از آزمون

-
1. Body Weight
 2. Root Mean Square
 3. Univariate analysis of variance

t مستقل استفاده شد. تمام تجزیه و تحلیل‌های آماری با نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۱ و سطح معناداری $P < 0/05$ انجام گرفت.

نتایج و یافته‌های تحقیق

به منظور توصیف دو گروه از نظر متغیرهای سن، وزن، مقدار فاصله بین دوابی کندیل داخلی مفصل زانو و زاویه Q، ابتدا شاخص‌های توصیفی مربوط به این متغیرها در هر کدام از دو گروه محاسبه شد که نتایج در جدول ۱ آمده است.

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد سن، وزن، فاصله بین دوابی کندیل داخلی مفصل زانو و زاویه Q در دو گروه زانوی پرانتری و نرمال

گروه	سن (سال)	وزن (کیلوگرم)	فاصله بین دوابی کندیل داخلی مفصل زانو (سانتی‌متر)	زاویه Q (درجه)
زانوی پرانتری	۲۱/۷۷ ± ۱/۱۳	۶۶/۴ ± ۸/۳۸	۵/۵۵ ± ۰/۸۰	۵/۴۵ ± ۰/۸
نرمال	۲۱/۴۳ ± ۰/۷۱	۶۸/۷ ± ۵/۷۶	۱/۳۵ ± ۰/۹۹	۸/۷۹ ± ۰/۸۶

در این تحقیق نوع زانو و ارتفاعات مختلف به‌عنوان متغیرهای مستقل و حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در ضربه پنجه و پاشنه، سطح فعالیت عضلات نعلی و دوقلوی داخلی در بازه‌های زمانی ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل و ۱۰۰ میلی‌ثانیه بعد از فرود متغیرهای وابسته بودند. در آزمون تحلیل واریانس دوطرفه/ کوواریانس تک‌متغیره در صورت معنادار بودن تأثیر نوع زانو از آزمون t مستقل برای مقایسه متغیر وابسته مورد نظر در دو گروه استفاده شد. در جدول ۲ آمار توصیفی مربوط به حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین ضربه پاشنه، پنجه، سطح فعالیت عضلات نعلی، دوقلوی داخلی و آزمون t مستقل برای مقایسه دو گروه از ارتفاعات مختلف آورده شده است. متغیرهای حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در ضربه پنجه، پاشنه، سطح فعالیت عضلات نعلی، دوقلوی داخلی قبل و بعد از فرود در سه ارتفاع ۲۰، ۴۰ و ۶۰ سانتی‌متری تفاوت معناداری داشتند. به‌طورمثال حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در ضربه پاشنه در ارتفاع ۲۰ با ۴۰ و ۶۰، همچنین ارتفاع ۴۰ با ۶۰ سانتی‌متری تفاوت معناداری داشت که در شکل‌های ۲، ۳ و ۴ آورده شده‌اند. با توجه به نتایج جدول ۲ حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در ضربه پنجه و 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 دیده نشد. در حداکثر نیروی عمودی عکس العمل زمین در ضربه پاشنه و فعالیت عضلات دوقلوی داخلی بعد از فرود بین دو گروه در هر سه ارتفاع تفاوت معناداری دیده شد.

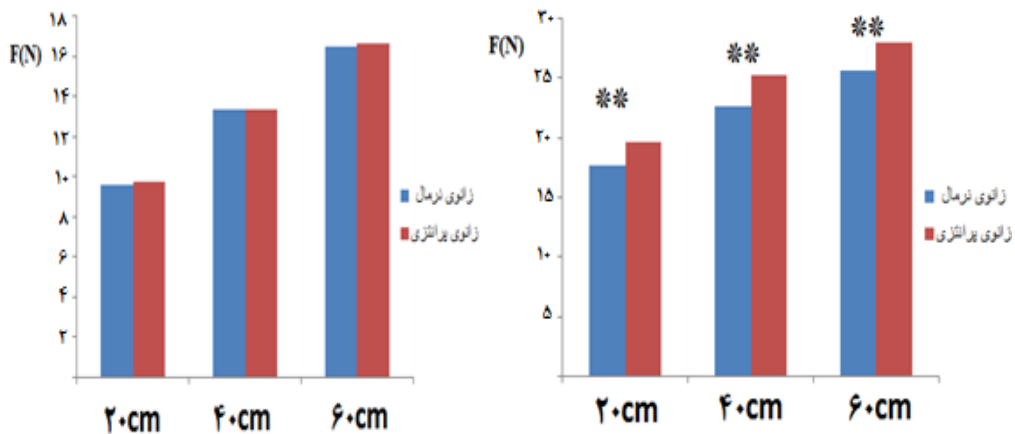
جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد و نتایج آزمون t مستقل

پارامتر	گروه	ارتفاع	میانگین	انحراف استاندارد	P
حداکثر در VGRF	زانوی پرانتری	۲۰	۹/۷۰	۰/۸۸	۰/۶۷
	زانوی نرمال		۹/۵۳	۱/۰۲	
برخورد پنجه (N)	زانوی پرانتری	۴۰	۱۳/۳۲	۱/۴۲	۰/۹۶
	زانوی نرمال		۱۳/۲۸	۲/۰۹	
	زانوی پرانتری	۶۰	۱۶/۶۲	۱/۹۸	۰/۸۱
	زانوی نرمال		۱۶/۴۴	۱/۱۴	
حداکثر در VGRF	زانوی پرانتری	۲۰	۱۹/۵۹	۲/۰۶	* ۰/۰۱
	زانوی نرمال		۱۷/۶۷	۱/۲۷	
برخورد پاشنه (N)	زانوی پرانتری	۴۰	۲۵/۱۸	۲/۹۵	* ۰/۰۴
	زانوی نرمال		۲۲/۵۷	۲/۵۲	
	زانوی پرانتری	۶۰	۲۷/۹۳	۲/۸۴	* ۰/۰۳
	زانوی نرمال		۲۵/۵۱	۱/۷۰	
فعالیت *G قبل از فرود (RMS)	زانوی پرانتری	۲۰	۶۹/۱۶	۱۸/۴۷	۰/۷۵
	زانوی نرمال		۷۱/۷۰	۱۸/۴۵	
	زانوی پرانتری	۴۰	۸۰/۶۲	۱۰/۳۴	۰/۶۸
	زانوی نرمال		۸۲/۳۵	۹/۲۱	
	زانوی پرانتری	۶۰	۹۰/۴۰	۶/۴۰	۰/۷۱
	زانوی نرمال		۹۱/۳۳	۵/۳۷	
فعالیت **S قبل از فرود (RMS)	زانوی پرانتری	۲۰	۲۷/۴۲	۱۰/۲۶	۰/۵۴
	زانوی نرمال		۳۰/۲۰	۱۰/۴۹	
	زانوی پرانتری	۴۰	۴۶/۹۳	۱۹/۳۹	۰/۸۰
	زانوی نرمال		۴۸/۸۹	۱۷/۲۵	
	زانوی پرانتری	۶۰	۸۱/۱۸	۱۵/۸۵	۰/۸۷
	زانوی نرمال		۸۲/۲۰	۱۳/۲۸	

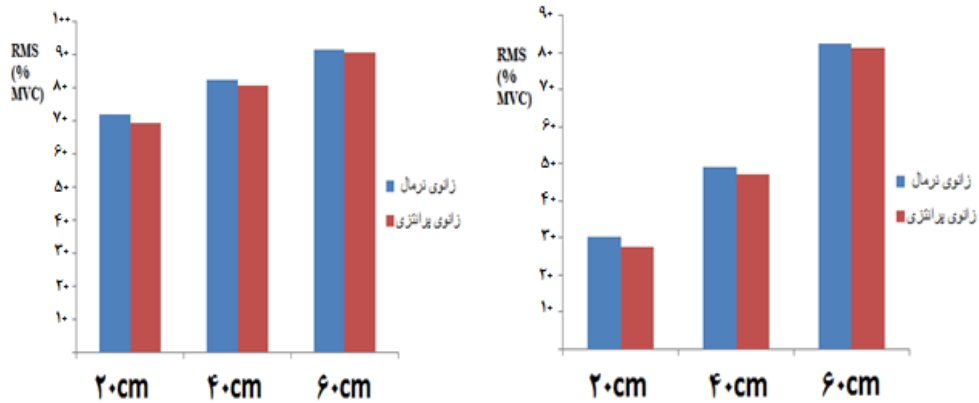
ادامه جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد و نتایج آزمون t مستقل

فعالیت G	زانوی پراتنزی	۲۰	۴۸/۳۴	۴/۷۸	*/۰۳
	زانوی نرمال		۵۵/۵۸	۸/۷۱	
بعد از فرود (RMS)	زانوی پراتنزی	۴۰	۵۷/۶۳	۵/۳۷	*/۰۱
	زانوی نرمال		۶۸/۷۴	۷/۷۵	
	زانوی پراتنزی	۶۰	۶۸/۷۷	۵/۳۱	*/۰۰
	زانوی نرمال		۷۹/۴۲	۷/۶۵	
فعالیت S بعد از فرود (RMS)	زانوی پراتنزی	۲۰	۴۴/۳۹	۱۶/۱۶	۰/۵۶
	زانوی نرمال		۴۸/۱۸	۱۴/۰۶	
	زانوی پراتنزی	۴۰	۶۶/۷۳	۲۰/۳۶	۰/۴۳
	زانوی نرمال		۷۲/۱۶	۵/۹۵	
	زانوی پراتنزی	۶۰	۸۵/۸۶	۷/۶۳	۰/۴۸
	زانوی نرمال		۸۳/۷۴	۶/۰۲	

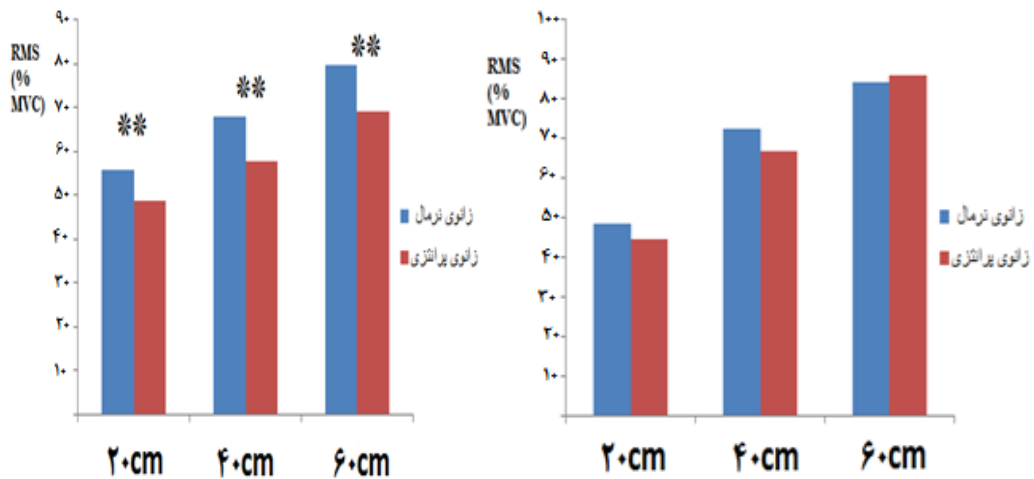
*G=gastrucnemius, ** S=soleus ۰/۰۵ معناداری در سطح



شکل ۲. مقادیر میانگین حداکثر نیروی عمودی عکس العمل زمین در ضربه پنجه (سمت راست) و ضربه پاشنه (سمت چپ) در دو گروه از ارتفاعات مختلف



شکل ۳. مقادیر فعالیت عضلات دوقلوی داخلی (سمت راست) و نعلی (سمت چپ) قبل از فرود در دو گروه از ارتفاعات مختلف



شکل ۴. مقادیر فعالیت عضلات دوقلوی داخلی (سمت راست) و نعلی (سمت چپ) بعد از فرود در دو گروه از ارتفاعات مختلف

بحث و نتیجه گیری

هدف این تحقیق، مقایسه فعالیت عضلات دوقلوی داخلی، نعلی و حداکثر نیروی عمودی عکس العمل زمین در حرکت فرود تک پای مردان دارای زانوی پرنانتری و نرمال از ارتفاعات مختلف بود. نتایج نشان داد تفاوت معناداری در حداکثر نیروی عمودی عکس العمل زمین هنگام برخورد پنجه در سه ارتفاع بین دو گروه مشاهده نشد ($P > 0.05$)، اما تفاوت حداکثر نیروی عمودی عکس العمل زمین هنگام برخورد

پاشنه بین دو گروه معنادار بود ($P < 0/05$). تفاوت معناداری در فعالیت عضله دوقلوی داخلی و نعلی قبل از فرود مشاهده نشد، اما در مرحله جذب نیرو تفاوت معناداری در فعالیت عضله دوقلوی داخلی به دست آمد ($P < 0/05$) و عضله نعلی تفاوت معناداری نشان نداد ($P > 0/05$). همچنین هر کدام از متغیرهای مورد نظر در ارتفاع‌های مختلف باهم تفاوت معناداری داشتند ($P < 0/05$).

در بسیاری از حرکات روزانه، رابطه فرد با محیط با اعمال نیروهای عکس‌العمل بزرگی به بدن همراه است. در حین اجرای فعالیت‌های توأم با تحمل وزن (مانند فرود آمدن)، اندام تحتانی به میزان بسیاری مسئول توانایی بدن برای جذب نیرو هنگام تماس پا با زمین است (۱۲). در فرود آمدن سفت، عضلات پلنتر میچ پا نقش بیشتری داشتند، در حالی که در فرود آمدن نرم، عضلات اکستنسور ران نقش بیشتری داشتند (۴۵). عضلات بازکننده ران و زانو احتمالاً جذب انرژی کمتری دارند و بیشتر برای کمک به کنترل پاسچر به بخش‌های پروگزیمال تر منقبض می‌شوند، در حالی که عضلات بخش‌های دیستال (مانند دوقلو و نعلی) نیروهای عکس‌العمل عمودی زمین را کاهش می‌دهند (۳۴). با توجه به نوع فرود به کارگرفته شده در این تحقیق (فرود سفت)، سطح فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و نعلی به عنوان متغیرهای وابسته بین دو گروه مقایسه شدند. در حرکت فرود مقدار فعالیت عضلات ساق پا در طول مرحله پرواز قبل از تماس با زمین افزایش می‌یابد و مقدار این فعالیت متناسب با ارتفاع فرود است (۱۶). پیش‌فعال‌سازی عضلات، فعالیت عضلات قبل از تماس پا با زمین است که ورزشکار را قادر به جذب فعال بهتر نیرو و کاهش بارگذاری روی پاشنه می‌کند (۳۰). به منظور تنظیم نیروی عکس‌العمل در طول فرود، کنترل فیدفورارد^۱ و بازخورد^۲ به وسیله سیستم عصبی صورت می‌گیرد. سیستم فیدفوراردی قابلیت تحریک‌پذیری را تعریف کرده و سیستم بازخوردی حرکات را کنترل می‌کند و احتمالاً بازخورد افزوده آسیب‌های عضلانی-اسکلتی مرتبط با GRF را کاهش می‌دهد (۲۸).

عملکرد مؤثر فرود به یادگیری حرکتی و توانایی سیستم کنترل حرکتی برای اصلاح جزئیات فرود بستگی دارد و احتمالاً نتایج EMG به سطح مهارت و تمرین نیز وابسته باشد (۳۲). افراد دارای حس عمقی و قدرت عضلات مناسب، حرکات یویا را بهتر کنترل می‌کنند (۲۹) و این کنترل حرکات به بازخورد حس عمقی و نیز پیش‌برنامه و پاسخ ارادی عضلات وابسته است (۴۱). با افزایش ارتفاع فرود، اوج نیروی عکس‌العمل عمودی زمین و اوج نیروی عکس‌العمل خلفی زمین به طور معناداری افزایش

-
1. feed forward
 2. feedback

می‌یابند که باید از طریق نیروی حاصل از انقباض عضلات تعدیل یابند تا به آسیب‌های اسکلتی - عضلانی و رباط‌ها منجر نشوند (۵۰۴۴). زانوی پرانتری از جمله ناهنجاری‌های زانو محسوب می‌شود که به تغییر زاویه رانی-درشتنی در صفحه فرونتال منجر می‌شود (۲۰)، با وجود این عضلات پلانترفلکسور بیشتر در صفحه ساجیتال بررسی شده‌اند، همچنین با توجه به نتایج مطالعات دیگر می‌توان گفت که میزان فعالیت عضلات قبل از فرود ممکن است به عواملی مانند تصور فرد از میزان نزدیک شدن به سطح فرود (۱۸)، نحوه فرود (ناگهانی یا قابل انتظار) (۳۷)، مهارت (۳۲) و حس عمقی مفصل مچ پا (۲۹،۴۱) بستگی داشته باشد. یافته‌های تحقیق حاضر نشان داد که زانوی پرانتری ممکن است تأثیر اندکی بر فعالیت عضلات پلانتر فلکسور قبل از فرود داشته باشد، ولی با افزایش ارتفاع، فعالیت این عضلات در دو گروه افزایش معناداری یافت.

در خصوص افزایش پیش‌فعالیت عضلات ناشی از ارتفاع‌های بالاتر، نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیقات ونکسین نی^۱ و همکاران (۴۰)، کلیس^۲ و همکاران (۱۷)، مهکی و همکاران (۴) و لیبرمن^۳ و همکاران (۲۲) همخوان و با نتایج بال^۴ و همکاران (۶) و متیو جاگ^۵ (۲۴) ناهمخوان بود. دلیل احتمالی ناهمخوانی نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیق بال و همکاران مقایسه پای چپ و راست آزمودنی‌هاست و متیو جاگ و همکاران تأثیر تمرین را ارزیابی کردند.

تأثیر جداگانه متغیر نوع زانو (پرانتری یا نرمال بودن) در میزان فعالیت عضله دوقلوی داخلی بعد از فرود در دو گروه یکسان نبود. در مورد متغیر ارتفاع، تفاوت معناداری در میزان فعالیت عضله دوقلوی داخلی و نعلی، بعد از فرود در ارتفاعات مختلف به دست آمد و نتایج آزمون t مستقل تفاوت معناداری را بین دو گروه در سه ارتفاع مورد نظر (۲۰، ۴۰، ۶۰) نشان داد. برای فرود موفق، سیستم حرکتی باید ویژگی‌های نیروی عکس‌العمل زمین را پیش‌بینی کند، همچنین مقدار و سرعت چرخش مفصل در اندام تحتانی را با فعال‌سازی سازوکارهای جذب انرژی کنترل کند که این کار توسط عضلات تحقق می‌یابد (۳۶). شایان 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 نیستند (۳۶).

-
1. Wenxin
 2. Kellis
 3. Liebermann
 4. Ball
 5. Matthew JGage

تحقیقات نشان دادند که نیروهای وارد بر اندام تحتانی در حین فرود آمدن با انقباض عضلات اکستنسور مفاصل ران و زانو در حین فلکشن این مفاصل، همچنین انقباض برون‌گرای عضلات پلانتر فلکسور مچ پا در حین دورسی فلکشن این مفصل تعدیل می‌شوند و با افزایش ارتفاع فرود، مقدار پلانتر فلکشن مچ پا تمایل به افزایش دارد و فعالیت عضلات مربوطه به‌طور خطی افزایش می‌یابند (۱۲،۴۵).

ترتیب انقباض عضلات نیز مهم است، در ناهنجاری‌های وضعیتی مانند زانوی پرانتری به‌علت به هم خوردن تعادل عضلانی و تغییر نسبت قدرت عضلات ممکن است تغییر در ترتیب فعال شدن عضلات و کاهش کنترل عصبی - عضلانی رخ دهد (۲۵). نایلند^۱ و همکاران به بررسی ارتباط بین زاویه زانو در صفحه تاجی و راهبردهای کنترل وضعیتی طی ایستادن روی یک پا پرداختند و گزارش کردند که افراد دارای زانوی پرانتری به‌علت اتکای بیشتر به مفصل ساب تالار و میدتارسال کنترل وضعیتی و تعادل ضعیف‌تر و کنترل عملکرد ضعیف‌تری در عضلات پلانتر فلکسور مچ پا دارند (۳۱). با توجه به اینکه ثبات به زنجیره حرکت بستگی دارد، ناهمراستایی در هر مفصل احتمالاً حرکات جبرانی در بخش‌های دیگر را برای حفظ ثبات در پی داشته باشد. ناهنجاری‌های زانوی پرانتری و ضربدری با مفصل تحت قاپی جبران می‌شوند و درجه جبران به دامنه حرکت بستگی دارد. زانوی پرانتری با والگوس تحت قاپی و پرونیشن جلوی پا جبران می‌شود (۳۸). افراد دارای زانوی پرانتری برای حفظ تعادل وابستگی بیشتری به عضلات پلانتر فلکسور به‌عنوان تنظیم‌کننده اینورشن اورشن مفصل ساب تالار و میدتارسال دارند، درحالی‌که افراد طبیعی به‌منظور حفظ تعادل از عضلات پلانتر فلکسور بیشتر در مفصل تالوکرورال^۲ استفاده می‌کردند (۳۱). به‌نظر می‌رسد که در صفحه فرونتال، افراد دارای زانوی پرانتری از عضلات پلانتر 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 موجب کاهش جذب نیرو توسط مفصل تالوکرورال در این افراد شود. به‌نظر می‌رسد که عضله دوقلوی داخلی در افراد دارای زانوی پرانتری در مقایسه با عضله نعلی بیشتر تحت تأثیر قرار گرفته و تفاوت فعالیت عضله دوقلوی داخلی در مقایسه با تفاوت عضله نعلی بین دو گروه بیشتر بوده است. از آنجا که سر داخلی عضله دوقلو، به‌عنوان عضله کمکی در چرخش پا به داخل (اینورشن) عمل می‌کند (۲) احتمالاً تغییر در راستای مچ پا به‌علت ناهنجاری زانوی پرانتری به‌طور ثانویه سبب کاهش فعالیت این عضله شود. علاوه بر این سر عضله

-
1. Nyland
 2. Talocrural joint

دوقلوی داخلی از کندیل داخلی استخوان ران شروع می‌شود (۱) و در مقایسه با عضله نعلی با افزایش فلکشن زانو در مرحله جذب نیرو بیشتر می‌تواند تحت تأثیر ناهنجاری زانوی پرانتری قرار گیرد.

نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیق مهکی و همکاران (۴) و لیبرمن و همکاران (۲۲) همخوان و با نتایج تحقیق ونکسین نی و همکاران (۴۰)، کلیس و همکاران (۱۷) ناهمخوان بود. به نظر می‌رسد علت ناهمخوانی نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیقات ونکسین نی و همکاران و کلیس و همکاران را بتوان به تفاوت‌های جنسیتی و اعمال خستگی قبل از انجام حرکت فرود تک‌پا نسبت داد.

نتایج تحقیق حاضر نشان داد تفاوت معناداری بین حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در ضربه پنجه و پاشنه از ارتفاعات مختلف وجود دارد و بین دو گروه تفاوت معناداری در حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین ضربه پاشنه در سه ارتفاع مورد نظر مشاهده شد، ولی در ضربه پنجه تفاوت معنادار نبود. همان‌گونه که پیشتر اشاره شد، پیش از تماس پا با زمین در حرکت فرود عضلات اندام تحتانی فعال می‌شوند تا نیروهایی را که هنگام تماس اعمال می‌شوند، جذب کنند (۳۷). مهکی و همکاران نشان دادند که فعالیت عضلات پلانتر فلکسور در افراد دارای زانوی پرانتری نسبت به افراد دارای زانوی نرمال قبل از فرود تفاوت معناداری ندارند و از آنجا که فعالیت این عضلات به سفتی مفصل مچ پا منجر می‌شود، می‌توان نتیجه گرفت میزان سفتی مفصل مچ پا در این دو گروه تفاوت ناچیزی دارد و شاید بتوان گفت راهبرد این دو گروه برای لحظه برخورد پنجه یکسان باشد. از این رو این دو گروه نیروهای تقریباً یکسانی را هنگام برخورد پنجه تجربه کردند 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 باشد (۴). ناتوانی بدن در تولید انقباضات برون‌گرا و پیش‌بین عضلات اندام تحتانی هنگام فرود به صورت چشمگیری سبب افزایش نیروهای عکس‌العمل زمین و نیز زمان رسیدن به پایداری می‌شود (۲۶). همچنین نتایج تحقیق حاکی از آن است که تفاوت میانگین فعالیت عضله دوقلوی داخلی بین دو گروه معنادار است، لیکن تفاوت میانگین عضله نعلی بین دو گروه معنادار نبود، با وجود این افراد دارای زانوی پرانتری در مقایسه با افراد دارای زانوی نرمال در مرحله جذب نیرو میزان کمتری از فعالیت را در عضلات دوقلوی داخلی و نعلی از خود نشان دادند. از طرفی نشان داده شده است که طی مرحله جذب نیرو عضلات اکستنسور زانو و پلانتر فلکسور در جذب نیرو همکاری می‌کنند. توانایی CNS برای پیش‌بینی گشتاور فرود با ارتفاع فرود رابطه معکوس دارد (۳۶). یک دلیل احتمالی برای افزایش نیروی عمودی عکس‌العمل زمین ناشی از افزایش ارتفاع می‌تواند کاهش توانایی پیش‌بینی CNS باشد.

در افراد دارای زانوی پرانتری به علت تغییر راستای وتر عضلات چهارسر، این عضلات دچار کاهش عملکرد شده و ممکن است در ایجاد انقباضات برون‌گرا دچار مشکل شوند و نیروهای بیشتری را هنگام برخورد پاشنه تجربه کنند. علاوه بر این نشان داده شده هرچه فلکشن مفاصل ران و زانو هنگام فرود بیشتر باشد، مقدار نیروهای عکس‌العمل زمین کمتر خواهد بود (۲۶). احتمال می‌رود که افراد دارای زانوی پرانتری فرود را با پاسچر صاف‌تری در مقایسه با افراد دارای زانوی نرمال انجام داده باشند. در تحقیق حاضر، با توجه به عوامل مؤثر بر بزرگی حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (یکسانی ارتفاع فرود، حالت فرود با پای برهنه و نرمال شدن وزن افراد برای دو گروه) احتمال می‌رود سرعت حرکت و استراتژی فرود در دو گروه متفاوت بوده است (۱۴). نشان داده شده است با افزایش حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، ظرفیت جذب شوک کاهش می‌یابد (۱۳). همچنین با افزایش ارتفاع فرود، پیش‌فعال‌سازی عضلات افزایش می‌یابد (۱۶) احتمالاً این فعالیت تا ضربه پنجه افزایش یابد و در مرحله جذب نیرو، فعالیت عضله دوقلوی داخلی در افراد دارای زانوی پرانتری نسبت به افراد دارای زانوی نرمال کاهش می‌یابد و در ضربه پاشنه، کاهش فعالیت عضلات موجب افزایش نیروی عمودی عکس‌العمل زمین شود.

در این زمینه نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیق علی^۱ و همکاران (۵)، یئو^۲ و همکاران (۴۳، ۴۴)، مهکی و همکاران (۴) و نایلند^۳ و همکاران (۳۱) همخوان و با نتایج تحقیق ملیسا و همکاران (۲۷) مغایر است. دلیل ناهمخوانی نتایج تحقیق حاضر با تحقیق ملیسا و همکاران را می‌توان به تفاوت نوع حرکت (حرکت پرش - فرود) در تحقیق آنها نسبت داد.

با توجه به نتایج به دست آمده می‌توان نتیجه گرفت که تعامل و همکاری گشتاور اکسنتریکی اکستانسورهای زانو و پلانتارفلکسورها در تماس با پنجه بیشتر است و این وضعیت به خنثی‌سازی نیروهای عکس‌العمل زمین بیشتر کمک می‌کند. افزایش پلانتارفلکسیون به کاهش نیروهای عکس‌العمل زمین منجر می‌شود و این موضوع می‌تواند نقصان افزایش نیروهای عکس‌العمل زمین ناشی از ناهنجاری در راستای مفصل زانو را تعدیل کند، درحالی‌که این مزیت در تماس با پاشنه به دلیل عدم به‌کارگیری الگوی انقباضی در عضلات پلانتارفلکسوری وجود ندارد و افزایش نیروهای عکس‌العمل در گروه زانوی پرانتری را می‌توان ناشی از اثر ناهنجاری زانو دانست. بنابراین به نظر می‌رسد توجه به تقویت اکسنتریک

-
1. Ali
 2. Yeow
 3. Nyland

عضله دوقلوی داخلی به عنوان جذب کننده نیروهای عکس العمل زمین هنگام فرود، شاید با نتایج بهتری همراه باشد.

به منظور کسب بینش بهتر از موضوع مورد نظر، پیشنهاد می شود تحقیقی مشابه با حجم نمونه بزرگ تر انجام گیرد. پیشنهاد می شود در تحقیقی مشابه افراد دارای زانوی ضربدری و پرانتزی مقایسه شوند. همچنین تحقیقی مشابه روی دو جنس مذکر و مؤنث انجام گیرد و نتایج دو گروه مقایسه شود. به منظور درک بهتر تفاوت های دو گروه پیشنهاد می شود در تحقیقات آینده از دیگر حرکات ورزشی مانند حرکات برشی و فرود دو پا و فرود با استفاده از کفش بهره گرفته شود.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از پایان نامه کارشناسی ارشد است. بدین وسیله از همکاری تمام مسئولان آزمایشگاه دانشکده تربیت بدنی دانشگاه خوارزمی تهران و دانشجویان شرکت کننده در این تحقیق قدردانی می شود.

منابع و مأخذ

۱. تندنویس، فریدون. (۱۳۸۶). "حرکت شناسی". تهران، انتشارات دانشگاه تربیت معلم، چاپ یازدهم، ص ۲۳۹.
۲. سخنگویی، یحیی . افشارمند، زهره. (۱۳۹۰). "بیومکانیک و پاتوبیومکانیک عضلات". تهران، انتشارات نشر ورزش، چاپ اول، ص ۲۹۷.
۳. عبریان، مهرداد. اسماعیلی، حامد. حسینی نژاد، سیداسماعیل. ربیعی، محمد. بیناباجی، حجت. (۱۳۹۱). "مقایسه فعالیت عضلات اطراف زانو هنگام راه رفتن و دویدن در افراد با ناهنجاری واروس زانو با گروه شاهد". مجله پژوهش در علوم توانبخشی، سال ۸، شماره ۲، ص ۲۹۸-۳۰۸.
۴. مهکی، محمدرضا. شجاع الدین، سیدصدرالدین. معمار، رغد. خالقی تازجی، مهدی. (۱۳۹۱). "مقایسه الکترومایوگرافی عضلات ساق پا و حداکثر نیروهای عمودی عکس العمل زمین در حرکت فرود تک پای مردان دارای زانوی پرانتزی و نرمال". مجله طب ورزشی، شماره ۹، ص: ۸۷-۱۰۶.

5. Ali N ,Robertson E , RouhiGR.(2012)."**Sagittal plane body kinematics and kinetics during single-leg landing from increasing vertical heights and horizontal distances: Implications for risk of non-contact ACL injury**".The Knee. pp:1-9.
6. Ball Nick B,Scurr Joanna C.(2009)."**Bilateral neuromuscular and force differences during a plyometric task**". Journal of Strength and Conditioning Research.23(5);p:1433 .
7. Bauer JJ, Fuchs RK, Smith GA, Snow CM.(2001)."**Quantifying force magnitude and loading rate from drop landing that induce osteogenesis**". JApplBiomech.17; pp:142-52.
8. Boden BP, Torg JS, Knowles SB, Hewett TE.(2009)."**Video analysis of anterior cruciate ligament injury**".Am J Sports Med.37; pp:252–9.
9. Brouwer GM, Van Tol AW, Bergink AP, Belo RM, Bernsen RMD, Reijman M, Pols HAP, Bierma-ZeinstraSMA.(2007)."**Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee**". Arthritis Rheum.56; pp:1204–1211.
10. Chappell JD,YuB,KirkendallDT,Garrett WE. (2002)."**A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks**". Am J Sports Med. 30; v:261–267.
11. Chappell JD,YuB,KirkendallDT,Garrett WE.(2005)."**The effect of fatigue on lower extremity kinematics and kinetics during landings of stop jump tasks**". Am. J. Sports Med.33; pp:1022–1029.
12. Decker MJ, Torry MR, Wyland DJ, Sterett W.I, Richard Steadman J.(2003)."**Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing**".Clin. Biomech.18; pp: 662–669.
13. Devita P, Skelly WA.(1992)."**Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity**". Med. Sci Sports Exerc.24; pp:108–115.
14. De Wit B, De Clercq D, Lenoir M.(1995)."**The effect of varying midsole hardness on impact forces and foot motion during foot contact in running**". J ApplBiomech.11; pp:395–406.

15. Dufek J, Bates B.(1991). "**Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports**". Sports Medicine.12(5); pp: 326-337.
16. Duncan AD and McDonaghMJN.(2000). "**Stretch reflex distinguished from pre-programmed muscle activations following landing impacts in man**". The Journal of Physiology.526; pp:457-468.
17. EleftheriosKellis, VasilikiKouvelioti.(2009). "**Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing**".Journal of Electromyography and Kinesiology.19; pp:55-64.
18. Hoffren M, Ishikawa M, Komi PV. (2007). "**Age-related neuromuscular function during drop jumps**". Journal of Applied Physiology.103(4); pp:1276-1283.
19. Hong-Wen Wul, Kai-Han Liangl, Yi-HsinLinl,Yi-HsuanChenl,Hong-Chuang Hsu.(2009). "**Biomechanics of ankle joint during landing in counter movement jump and straddle jump**". Department of sports medicine, China Medical Univesity. pp:1-2.
20. Lewek MD, Rudolph KS, Snyder-Mackler L.(2004). "**Control of frontal plane knee laxity during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis**". Osteoarthritis Cartilage.12; pp:745-751.
21. Iida Y, KanehisaH, Inaba Y, Nakazawa K. (2011). "**Activity modulations of trunk and lower limb muscles during impact-absorbing landing**". Journal of Electromyography and Kinesiology.21(4); pp:602-9.
22. Liebermann, DG and Hoffman JR.(2005). "**Timing of preparatory landing responses as a function of availability of optic flow information**". Journal of Electromyography and Kinesiology.15; pp:120-130.
23. Lun V, Meeuwisse H, Stergiou P, Stefanyshyn D. (2004). "**Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners**". Brit J Sports Med.38; pp:576-580.
24. Matthew JGage.(2009). "**The effects of abdominal training on postural control, lower extremity kinematics, kinetics, and muscle activation**". Department of Exercise Sciences Brigham Young University .Doctoral theses. pp:1-249

25. McLean SG, Fellin RE, Suedekum N, Calabrese G, Passerallo A, Joy S.(2007)."**Impact of fatigue on gender-based high-risk landing strategies**". Med Sci Sports Exerc.39(3); pp: 502-14.
26. McNair P, Prapavessis H, Callender K. "Decreasing landing forces: Effect of instruction". British Journal of Sports Medicine.34; pp: 293-296.
27. Melissa DHargrave, Christopher RCarcia, Bruce M. Gansneder, Sandra J. Shultz.(2000)."**Subtalar Pronation Does Not Influence Impact Forces or Rate of Loading During a Single-Leg Landing**". Journal of Athletic Training.38(1); pp:18-23.
28. Munaretto J, McNitt Gray, JL and Flashner, H. (2006)."**Modeling control and dynamics of activities involving impact**".Annual ASB meeting. Virginia Tech VA. pp:1-2.
29. Nagai T, Sell TC, House AJ, Abt JP, Lephart SM.(2013). "**Knee Proprioception and Strength and Landing Kinematics During a Single-Leg Stop-Jump Task**". Journal of Athletic Training.48(1); pp:31-38.
30. Nigg B.M and Herzog W.(2007)."**Biomechanics of the musculo – skeletal system**".3rdEdition.Wiley, Chichester. pp:1-686.
31. Nyland J, Smith S, Beickman K, Armsey T, Caborn DN.(2002)."**Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance**". Med Sci Sports Exerc.34(7); pp:1150-7.
32. Onate JA, Guskiewicz KM, Sullivan RJ.(2001)."**Augmented feedback reduces jump landing forces**". J Orthop Sport Phys Ther.31; pp:511-7.
33. Pappas E, Hagins M, Sheikhzadeh A, Nordin M, Rose D.(2007). "**Biomechanical differences between unilateral and bilateral landings from a jump: Gender differences**". Clin J Sport Med.17; pp:263-8.
34. Randy J. Schmitz, Anthony SKulas, David HPerrin, BryanLRiemann, SandraJShultz. (2007)."**Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landings**".Clinical Biomechanics. 22; pp:681-688.
35. Rutherford D, Hubley-Kozey C, Stanish W.(2010)."**The neuromuscular demands of altering foot progression angle during gait in asymptomatic individuals and those with knee osteoarthritis**". Osteoarthritis and Cartilage.18(5); pp:654-661.

36. Santello M, McDonagh MJN. (1998). "**The control of timing and amplitude of EMG activity in landing movements in humans**". *Experimental Physiology*. 83(6); pp: 857-874.
37. Santello M.(2005). "**Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls**". *Gait & Posture*. 21(1); pp:85-94.
38. Siqueria CM, Moya GBL, Caffaro RR, FU C, Kohn AF, Amorim CF and Tanaka C. (2011). "**Malalignment of the knee: Does it affect human stance stability**". *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 15; pp: 235-241.
39. Smith O Toby, Hunt JNathan ,DonellTSimon. (2008). "**The reliability and validity of the Q-angle: a systematic review**". *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 16; pp:1068–1079.
40. Wenxin Niu, Yang Wang, Yan H, Yubo Fan, Qiping Zhao. (2011). "**Kinematics, kinetics and electromyogram of ankle during drop landing: A comparison between dominant and non-dominant limb**". *Human Movement Science*. 30; pp: 614–623.
41. Wikstrom EA, Tillman MD, Chmielewski TL, Cauraugh JH, and Borsa PA. (2007). "**Dynamic postural stability deficits in subjects with self-reported ankle instability**". *Med Sci Sports Exerc*. 39 (3); pp: 397-402.
42. Witvrouw E, Danneels L, Thijs Y, Cambier D, Bellemans J. (2009). "**Does soccer participation lead to genu varum?**". *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 17(4); pp: 422-7.
43. Yeow CH, Lee PVS, Goh JCH. (2009). "**Effect of landing height on frontal plane kinematics, kinetics and energy dissipation at lower extremity joints**". *Journal of Biomechanics*. 42; pp: 1967–1973.
44. Yeow CH, Lee PVS, Goh JCH. (2010). "**Sagittal knee joint kinematics and energetics in response to different landing heights and techniques**". *The Knee*. 17; pp: 127–131.
45. Zhang SN, Bates BT, Dufek JS. (2000). "**Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings**". *Med Sci Sports Exerc*. 32; pp: 812–819.