مقایسه الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی قبل و بعد از فرود تک‌پا

محمدرضا مهکی[۱]، رغد معمار[۲]، سیدصدرالدین شجاع‌الدین[۳]، بهزاد مهکی[۴]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: حرکت فرود تک پا از جمله حرکات ورزشی متداول است که احتمال آسیب‌دیدگی اندام تحتانی در آن زیاد است. با وجود این، بیومکانیک این حرکت کمتر مورد توجه قرار گرفته است، بنابراین هدف مطالعه حاضر مقایسه الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی در مراحل قبل و بعد از فرود تک پا بود.

روش‌ها: مطالعه نیمه‌تجربی حاضر روی ۱۳ نفر از دانشجویان مرد رشته تربیت بدنی در سال ۱۳۹۱ انجام شد. فعالیت الکترومایوگرافی عضلات سرینی میانی، دوسررانی، دوقلوی داخلی، نعلی و درشت‌نی قدامی همزمان با داده‌های نیروهای عکس‌العمل زمین اندازه‌گیری گردید. آزمودنی‌هاحرکت فرود تک پا را از ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر روی صفحه نیرو انجام دادند. حرکت فرود به دو مرحله تقسیم گردید: ۱۰۰ میلی ثانیه قبل از تماس آغازین پا با زمین و ۱۰۰ میلی ثانیه بعد از تماس پا با زمین (مرحله جذب نیرو). آزمون‌های آماری آنالیز واریانس و t زوجی به ترتیب برای مقایسه فعالیت عضلات در هر مرحله و بین مراحل فرود استفاده شدند. سطح معنی‌داری $P\leq ۰/۰۵$ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها: آزمون آنالیز واریانس اختلاف معناداری را در فعالیت عضلات در هر دو مرحله نشان داد ($P\leq ۰/۰۰۱$). نتایج آزمون t زوجی نشان داد میزان فعالیت عضلات سرینی میانی، دو سر رانی، نعلی و درشت‌نی قدامی در مرحله جذب نیرو بیشتر از مرحله قبل از فرود بود ($P\leq ۰/۰۵$)، درحالی‌که میزان فعالیت عضله دوقلوی داخلی در مرحله قبل از فرود بیشتر از مرحله جذب نیرو بود ($P\leq ۰/۰۰۱$).

نتیجه‌گیری: به نظر می‌رسد اندام تحتانی با فعال‌سازی عضله دوقلوی داخلی قبل از تماس پا زمین خود را برای جذب نیروها هنگام فرود آماده می‌کند. بعد از تماس با زمین نیز با توجه به نوع فرود به کار رفته در مطالعه حاضر (فرود سخت) عضلات پلنتارفلکسور نقش اصلی را در جذب نیروهای عکس‌العمل زمین در حرکت فرود تک پا بر عهده دارند.

واژه‌های کلیدی: الکترومایوگرافی، عضلات اندام تحتانی، جذب نیرو

ارجاع: مهکی محمدرضا، معمار رغد، شجاع‌الدین سیدصدرالدین، مهکی بهزاد. **مقایسه الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی قبل و بعد از فرود تک‌پا.** مجله تحقیقات نظام سلامت ۱۳۹۲؛ ۹(۹): ۱۰۰۴-۹۹۳

تاریخ دریافت: ۱۳۹۱/۱۱/۲۴ **تاریخ پذیرش: ۱۳۹۲/۰۳/۲۵**

۱. دانشجوی دکترای تربیت بدنی، دانشگاه خوارزمی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، تهران، ایران

۲. استادیار تربیت بدنی، دانشگاه خوارزمی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، تهران، ایران

۳. دانشیار تربیت بدنی، دانشگاه خوارزمی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، تهران، ایران

۴. استادیار آمار زیستی، گروه آمار زیستی، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران (نویسنده مسؤول)

Email: behzad.mahaki@gmail.com

مقدمه

فرود از جمله حرکات ورزشی متداول است که می‌تواند نیروی برخوردی به بزرگی ۲ تا ۱۲ برابر وزن بدن ایجاد نماید. افزایش نیروهای برخوردی در ضمن فرود و تکرار این نیروها زمینه را برای آسیب ساختاری بافت نرم اطراف مفصل فراهم می‌سازد (۱). در حین اجرای فعالیت‌های توأم با تحمل وزن (مانند فرود آمدن)، اندام تحتانی به مقدار زیادی مسئول توانایی بدن برای جذب نیرو هنگام تماس پا با زمین هستند (۲). قبل از تماس با زمین عضلات اندام تحتانی به صورت فیدفورواردی(Feedforward) فعال می‌شوند تا نیروهای تماسی بعد از فرود را جذب نمایند (۳). بعد از تماس با زمین نیز عضلات با انقباض برونگرا (Eccentric) خود سعی در جذب نیروهای وارده بر بدن دارند (۴). ناتوانی بدن در تولید انقباضات برونگرا و پیش‌بین عضلات اندام تحتانی به صورت چشمگیری سبب افزایش نیروهای عکس‌العمل زمین و نیز زمان رسیدن به پایداری می‌شود (۱).

مطالعات بسیاری الگوی زمانبندی و میزان فعالیت عضلات اندام تحتانی را در انواع مختلف اجرای حرکت فرود، مراحل مختلف حرکت فرود و نیز فرود از ارتفاعات مختلف مورد مطالعه قرار داده‌اند. به عنوان مثال، Devita و Skelly گزارش نمودند که در مقایسه با فرود نرم (فرود با زاویه زانوی بیشتر از ۹۰ درجه) که عضلات مفاصل ران و زانو بیشتر در جذب نیرو نقش دارند، در فرود سخت (فرود با زاویه زانوی کمتر از ۹۰ درجه) عضلات پلنتارفلکسور (Plantar Flexor Muscles) نقش اصلی را در جذب نیرو ایفا می‌کنند(۴). Santello و McDonagh نشان دادند که شروع فعالیت عضلات نعلی و درشت‌نی قدامی قبل از تماس با زمین نسبت به لحظه تماس با زمین تنظیم می‌شوند و فعالیت قبل و بعد از تماس با زمین در این عضلات با افزایش ارتفاع فرود افزایش می‌یابد. نتایج این مطالعه نشان داد عضله نعلی میزان بیشتر فعالیت را در مرحله پس از تماس در مقایسه با مرحله قبل از تماس از خود نشان داد(۵). Duncan و همکاران در بررسی فعالیت عضلات نعلی و دوقلوی داخلی هنگام فرود نشان داده‌اند که فعالیت عضلانی عضله دوقلو در مرحله قبل از تماس بیشتر از مرحله پس از تماس بوده است(۶). Iida و همکاران الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی و تنه در جذب نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام حرکت فرود را مورد مطالعه قرار داده و چنین گزارش نمودند که شدت و زمانبندی فعالیت عضلات تنه و اندام تحتانی متناسب با جذب نیروهای عکس‌العمل زمین تنظیم می‌شوند(۷). مطالعه دیگری که توسط Iida و همکاران در حرکت فرود–پرش (Landing-to-jump)یا (L-J) نشان داد که شدت و زمانبندی فعالیت عضلات تنه و اندام تحتانی طی حرکت (L-J) با هم هماهنگ می‌شوند و این فعالیت هماهنگ نقش‌های کاربردی مهمی نظیر جذب نیرو، جلوگیری از سقوط بدن و کنترل جهت و تولید نیرو در هنگام پرش را ایفا می‌کنند (۸). این مطالعات از فرود دو پا برای بیان نتایج خود استفاده نموده‌اند. با وجود این، مطالعات نشان داده‌اند که فرود تک پا در مقایسه با فرود دو پا مفاصل اندام تحتانی را بیشتر در معرض بروز آسیب‌دیدگی قرار می‌دهد. Yeow و همکاران نشان دادند که افزایش نیروهای برخوردی در صفحه فرونتال در حرکت فرود تک پا ممکن است بیشتر بوسیله بافت‌های نرم اطراف مفصل زانو جذب شود که بیانگر این نکته است که در مقایسه با فرود دو پا در حرکت فرود تک پا، زانو بیشتر در معرض آسیب‌دیدگی قرار دارد (۹). علاوه براین، افراد در بسیاری از فعالیت‌ها نظیر دویدن، حرکات برشی و فرود از پروتکل فرود تک پا استفاده می‌کنند. بنابراین مطالعه فعالیت عضلات اندام تحتانی در حین حرکت فرود تک پا می‌تواند گامی موثر در جهت پیشگیری از آسیب‌های اندام تحتانی حین اجرای این حرکت باشد. مطالعه فعالیت عضلات اندام تحتانی به این دلیل مهم است که می‌تواند عملکرد عصبی–عضلانی و بیومکانیکی اندام تحتانی را حین فرود تک پا بیشتر توضیح دهد و وجود این اطلاعات با توجه به شیوع نسبتاً بالای آسیب اندام تحتانی در ورزش‌های توأم با فرود و شدت این آسیب‌ها، ضرورت ایجاد برنامه تمرینی پیشگیرانه را بیش از پیش نشان

می‌دهد. بدین ترتیب هدف پژوهش حاضر بر این مبنا قرار گرفته است تا به مقایسه الگوی فعالیت برخی از عضلات اندام تحتانی (سرینی میانی، دوسر رانی، دوقلوی داخلی، نعلی و درشت‌نی قدامی) در مراحل قبل و بعد از حرکت فرود تک پا بپردازد. در این تحقیق فرض شد که بین فعالیت الکترومایوگرافی عضلات مذکور در مراحل قبل و بعد از فرود اختلاف وجود دارد.

روش‌ها

تحقیق نیمه‌تجربی حاضر بر روی دانشجویان پسر دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی که در سال تحصیلی ۹۱-۱۳۹۰ مشغول به تحصیل بودند، انجام شد. آزمودنی‌های مطالعه ۱۳ نفر (با میانگین سنی ۲/۷۵±۲۲/۰۷ و میانگین وزنی ۹/۶۴±۶۷/۵۷) از مردان دانشجو بوده که به روش نمونه‌گیری تصادفی انتخاب شدند. قبل از انجام هر گونه اندازه‌گیری، رضایت آزمودنی‌ها برای شرکت در تحقیق و اطلاعات شخصی آن‌ها شامل سن، سابقه ورزشی، تعداد جلسات ورزشی در هفته، سابقه ورزشی و آسیب‌دیدگی جمع‌آوری شد. وزن آزمودنی‌ها توسط ترازوی دیجیتالی اندازه‌گیری گردید. ملاک‌های خروج آزمودنی‌ها عبارتند از : سابقه آسیب‌دیدگی در سر در شش ماه گذشته، سابقه آسیب دیدگی ورزشی در ناحیه زانو و مچ پا، سابقه جراحی زانو در ۶ ماه گذشته، داشتن بیماری‌های مفصلی نظیر آرتروز در اندام تحتانی به گونه‌ای که بیومکانیک فرود را تحت تاثیر قرار دهد، داشتن ناهنجاری‌های اندام تحتانی نظیر زانوی پرانتزی و ضربدری، کف پای صاف و گود و اختلاف طول پا بیشتر از ۱ سانتی متر. علاوه بر موارد مذکور در صورتی‌که آزمودنی‌ها ورزشکار حرفه‌ای بودند یا سابقه حضور در برنامه تمرینی پرشی یا قدرتی شامل حرکت فرود تک پا –به گونه‌ای که در این مطالعه استفاده می‌شود– را داشتند، شرایط حضور در تحقیق را پیدا نکردند. پیش از الکتردوگذاری ابتدا پای برتر آزمودنی مشخص گردیده تا الکترودگذاری روی پای برتر انجام شود. بدین منظور از آزمودنی خواسته شد که روی سکو ۳۰ سانتیمتری قرار گرفته و بدون آنکه هیچ‌گونه دستورالعملی در این مرحله در مورد نحوه فرود داده شود، از آزمودنی خواسته شد که فقط با یک پا فرود آید. پای برتر، پایی تعریف شد که فرد ۲ فرود از ۳ فرود خود را با آن پا انجام دهد (۱۰). به منظور آماده سازی پوست، پس از تراشیدن مو، محل الکترودگذاری توسط الکل جهت کاهش مقاومت تمیز گردید. سپس جفت الکترودها در امتداد راستای عضلات قرار داده شدند. الکترودها و کابل‌ها روی پوست ثابت گردید تا در حرکت آزمودنی اختلال ایجاد نکنند و از طرفی از ایجاد نویزهای حرکتی در سیگنال‌ها جلوگیری به عمل آید. الکترودگذاری برای عضلات بر اساس پروتکل اروپایی SENIAMانجام شد. بدین ترتیب الکترودها برای عضله دوقلوی داخلی در فاصله ۱۵ تا ۲۰ سانتیمتر پایین‌تر از حفره رکبی قرار گرفتند. برای عضله نعلی ۵ سانتی‌متر پایین‌تر از محلی که دو سر عضلات دوقلو به تاندون آشیل وصل می‌شوند و برای عضله درشت‌نی قدامی ۸ سانتی‌متر پایین‌تر از برجستگی استخوان درشت‌نی و یک سانتی‌متر بیرون از لبه استخوان درشت‌نی قرار داده شدند (۱۱). برای عضله سرینی میانی در نصف فاصله بین تروکانتر بزرگ و خارجی‌ترین قسمت تاج خاصره و برای عضله دوسر رانی در نصف فاصله بین اپی کندیل خارجی زانو و استخوان نشیمنگاه قرار داده شدند (۱۱). آزمون‌های حداکثر انقباض ارادی (Maximum Voluntary Contracture) یا (MVC) این عضلات برای نرمالایز کردن اطلاعات الکترومیوگرافی از هر نفر به صورت مجزا گرفته شد. برای عضلات نعلی و دوقلوی داخلی، افراد حرکت پلنتار فلکشن در حالت ایستاده با مچ پا در زاویه ۹۰ درجه و برای عضله درشت‌نی قدامی حرکت دورسی فلکشن در حالت ایستاده با مچ پا در زاویه ۹۰ درجه در برابر مقاومت ثابت دستگاه را انجام دادند (۱۲). در آزمون MVC عضله سرینی میانی فرد به پهلو دراز می‌کشید به نحوی که پای برتر به سمت بالا باشد و کل بدن در یک راستا قرار بگیرد. مفصل ران پای برتر بدون آبداکشن/آداکشن و چرخش داخلی/خارجی بود. برای

اجرای بهتر حرکت، پایی که در زیر قرار داشت در حالت خم شده قرار داده می‌شد. مقاومتی جهت جلوگیری از آبداکشن ران روی قسمت خارجی زانو اعمال می‌شد (۱۳) و برای عضله دوسر رانی فرد به صورت دمر دراز می‌کشید و پای برتر را تا ۹۰ درجه خم می‌کرد. سپس حرکت خم کردن زانو را در برابر مقاومت اعمال شده انجام می‌داد (۱۴). پیش از انجام آزمون مربوط به MVC، افراد عضلات را چند مرتبه منقبض می‌کردند تا اطمینان حاصل شود که آزمون MVC به درستی انجام می‌شود. در هر آزمون ضمن ثبت سینگال الکترومایوگرافی، افراد MVC را به اندازه ۵ ثانیه انجام می‌دادند (۱۲). پس از انجام آزمون‌های MVC و استراحت ۳۰ دقیقه‌ای، از آزمودنی تست حرکت فرود تک پا به عمل آمد. پیش از انجام آزمون، آزمودنی به مدت ۱ تا ۳ دقیقه به انجام حرکات کششی پرداخت و ۳ تا ۵ بار به منظور آشنایی با آزمون و احساس راحتی در اجرای آن، حرکت فرود تک پا را انجام داده و پیش از شروع آزمون‌های اصلی به مدت ۵ دقیقه استراحت می‌نمود. روش اجرای آزمون به این صورت بود که آزمودنی روی سکویی به ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر به گونه‌ای که روی دو پا ایستاده و دست‌هایش روی لگن باشد، قرار می‌گرفت، سپس در حالی‌که پاها برهنه بود با پای برتر از سکو که لبه جلویی آن از صفحه نیرو ۱۵ سانتی متر فاصله داشت به مرکز صفحه نیرو فرود می‌آمد. آزمودنی‌ها صرفاً عمل فرود و نه عمل پرش به بالا و یا جلو را انجام دادند و برای حداقل یک ثانیه تعادل خود را در حالی‌که در سرتاسر تمرین دست‌شان روی لگن بود، حفظ می‌کردند. سه فرود قابل قبول ثبت گردید. فرود قابل قبول شامل تماس پنجه پا در ابتدا، حفظ تعادل، توانایی فرود آمدن بدون جهش و زاویه فلکشن زانو کمتر از ۹۰ درجه است (۱۰). آزمودنی‌ها در حالیکه راستای تنه را حین فرود حفظ می‌کردند (۱۵)، فرود طبیعی خود را انجام می‌دادند (شکل ۱). از صفحه نیرو سه محوره (Force Plate)(Bertec, 40×60,USA) که در مرکز واک‌وی (Walk way) جاسازی شده بود، برای مشخص نمودن لحظه تماس آغازین پا با زمین استفاده شد.

این صفحه نیرو قابلیت ثبت نیروهای عکس‌العمل در دامنه ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز را دارد. اطلاعات فرود تک پا توسط صفحه نیرو با فرکانس نمونه‌برداری ۴۰۰ هرتز ثبت و روی کامپیوتر ذخیره شد.

شکل ۱. پروتکل فرود تک پا

ثبت سیگنال‌های الکترومایوگرافی سطحی در آزمون‌های MVCو حرکت فرود تک پا با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی (Electromyography) (MT8 Model, MIE Medical Research Ltd, UK) که با دستگاه صفحه نیرو هم‌همزمان (Synchronization) شده بود، صورت گرفت. این دستگاه شامل واحدهای فرستنده و گیرنده می‌باشد. واحد فرستنده که به صورت کمربند دور کمر آزمودنی قرار می‌گیرد، ۸ کاناله بوده و پهنای باند هر کانال ۱۰۰۰ هرتز می‌باشد و قابلیت ارسال امواج بوسیله آنتن و به روش بی‌سیم (Wireless) تا فاصله ۱۰۰ متری از واحد گیرنده که حساسیت آن کمتر از ۱ میکروولت می‌باشد را دارد. سیگنال‌ها با استفاده از الکترودهای یک بار مصرف از جنس آلیاژ نقره یا کلرید نقره (Ag-AgCl) (F521 Model, Skintact, Austria) با قطر ۱ سانتی‌متر اندازه‌گیری شدند که به پری‌آمپلی فایرهایی با بهره (Gain)۴۰۰۰، پهنای باند ۳۲ کیلوهرتز، نسبت حذف سیگنال‌های مشترک (Common Mode Rejection Ratio) یا (CMRR)dB۱۰۸- و مقاومت ورودی $۱۰^{۸}$ اهم وصل بودند. البته در این مطالعه پری‌آمپلی‌فایری که برای عضله نعلی مورد استفاده قرار گرفت دارای بهره ۱۰۰۰ و پهنای باند ۱۵ کیلوهرتز، dB

CMRR۱۰۲- و مقاومت ورودی $۱۰^{۸}$ اهم بود. فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲۰ میلی‌متر بود. داده‌های الکترومایوگرافی در فرکانس ۱۰۰۰ هرتز و با استفاده نرم افزار Myo-Dat ثبت و روی کامپیوتر ذخیره شدند.

زمان تماس آغازین پا با زمین لحظه‌ای در نظر گرفته شد که میزان نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (F_z) از ۱۰ نیوتن فراتر رود(۷). به منظور تجزیه و تحلیل داده‌های الکترومایوگرافی، حرکت فرود مطابق با مطالعات قبلی (۱۶،۷) به دو فاز تقسیم گردید:۱) ۱۰۰ میلی ثانیه قبل از تماس آغازین پا با زمین ۲) ۱۰۰ میلی ثانیه بعد از تماس پا با زمین (مرحله جذب نیرو). جهت محاسبه و تجزیه و تحلیل داده‌های الکترومایوگرافی ابتدا می‌بایست لحظه تماس پا با زمین مشخص شود. این لحظه با استفاده از داده‌های صفحه نیرو در راستای عمودی مشخص گردید و از آنجایی که داده‌های صفحه نیرو با داده‌های الکترومایوگرافی با هم و به صورت همزمان ثبت شدند، این لحظه را در داده‌های الکترومایوگرافی مشخص نموده و با وارد نمودن داده‌های خام الکترومایوگرافی قبل و بعد از این لحظه در نرم افزار ریاضیاتی متلب (MATLAB) نسخه ۷/۶، سطح فعالیت عضلات را در بازه‌های زمانی ۱۰۰ میلی ثانیه قبل و ۱۰۰ میلی ثانیه بعد از فرود بر حسب ریشه میانگین مجذور مربع (Root Mean Square) یا (RMS) محاسبه گردید. داده‌های مربوط به آزمون‌های MVC هر عضله برای هر نفر نیز با استفاده از نرم افزار متلب و بر حسب RMS محاسبه شدند. میانگین سطح فعالیت عضلات سرینی میانی، دوسررانی، دوقلوی داخلی، نعلی و درشتنی قدامی در بازه‌ی زمانی مذکور در هر سه بار آزمون حرکت فرود تک پا برای هر نفر محاسبه گردید. به منظور نرمال کردن داده‌های مربوط به سطح فعالیت عضلات، داده‌های هر عضله را بر MVC محاسبه شده آن عضله تقسیم و در عدد ۱۰۰ ضرب کردیم و بدین ترتیب سطح فعالیت عضلات برحسب RMS و بر اساس درصدی از MVC بدست آمد (۱۷).

یافته‌ها

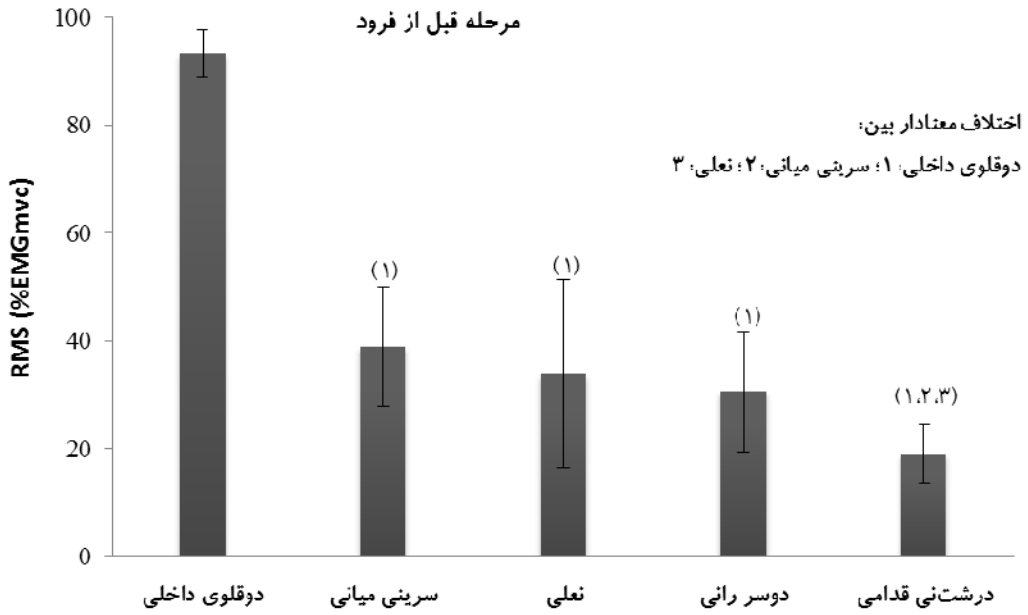
ابتدا به منظور توصیف افراد از منظر متغیرهای سن و وزن ابتدا شاخص‌های توصیفی مربوط به این متغیرها محاسبه گردید که نتایج در جدول ۱ آمده است.

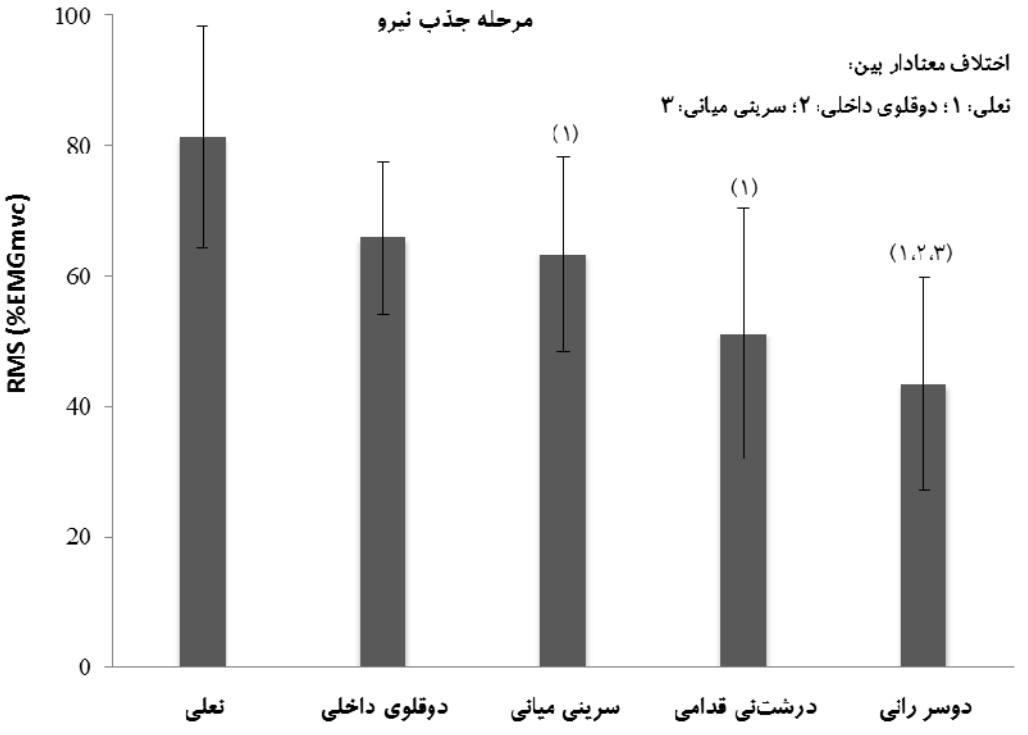
جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد سن و وزن آزمودنی‌ها

پارامتر	میانگین (انحراف معیار)
سن (سال)	۲۲/۰۷ (۲/۷۵)
وزن (کیلوگرم)	۶۷/۵۷ (۹/۶۴)

سپس از آن‌جا که استفاده از آزمون کولموگروف اسمیرنوف، نرمال بودن توزیع داده‌ها را تایید نمود ($P\geq ۰/۰۵$)، از آزمون آنالیز واریانس و آزمون تعقیبی توکی برای مقایسه‌ی فعالیت عضلات به طور جداگانه برای هر مرحله از فرود استفاده شد که نتایج آن در شکل ۲ مشاهده می‌شود. همچنین آزمون t زوجی برای مقایسه‌ی فعالیت عضلات بین مراحل قبل و بعد از فرود مورد استفاده قرار گرفت که نتایج این آزمون در جدول ۲ آمده است. سطح معناداری برای تمامی آزمون‌ها ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

با توجه به شکل ۲، در مرحله قبل از فرود میزان فعالیت نرمال شده ($\%EMG_{mvc}$) عضلات اندام تحتانی در دامنه ۱۹/۰۲٪ (عضله درشتنی قدامی) تا ۹۳/۳٪ (عضله دوقلوی داخلی) قرار داشت. نتایج آزمون آنالیز واریانس اختلاف معناداری را در فعالیت عضلات در مرحله قبل از تماس پا با زمین نشان داد ($P\leq ۰/۰۰۱$). آزمون تعقیبی توکی نشان داد در مرحله قبل از تماس پا با زمین، عضله دوقلوی داخلی به طور معناداری فعالیت بیشتری را در مقایسه با سایر عضلات از خود نشان داد ($P\leq ۰/۰۵$) و میزان فعالیت عضله درشت‌قدامی به طور معناداری کمتر از فعالیت عضلات سرینی‌میانی، دوقلوی داخلی و نعلی بود ($P\leq ۰/۰۵$).





شکل۲. فعالیت نرمال شده عضلات اندام تحتانی در هر مرحله از فرود

در مرحله جذب نیرو، فعالیت نرمال شده ($\%EMG_{mvc}$) عضلات اندام تحتانی در دامنه ۴۳/۳۸٪ (عضله دوسر رانی) تا ۸۱/۳۵٪ (عضله نعلی) قرار داشت. نتایج آزمون آنالیز واریانس اختلاف معناداری را در فعالیت عضلات در مرحله جذب نیرو نشان داد ($P\leq۰/۰۰۱$). با توجه به نتایج آزمون تعقیبی توکی، در مرحله جذب نیرو عضله نعلی به طور معناداری فعالیت بیشتری را در مقایسه با عضلات سرینی میانی، درشت‌نی قدامی و دوسر رانی نشان داد ($P\leq۰/۰۵$) و میزان فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و سرینی میانی به طور معناداری بیشتر از عضله دوسر رانی بود ($P\leq۰/۰۵$). نتایج آزمون t زوجی نشان داد میزان فعالیت عضلات سرینی میانی، دو سر رانی، نعلی و درشت‌نی قدامی به طور معناداری در مرحله جذب نیرو بیشتر از مرحله قبل از فرود بود ($P\leq۰/۰۵$)، درحالی‌که میزان فعالیت عضله دوقلوی داخلی در مرحله قبل از فرود به طور معناداری بیشتر از مرحله جذب نیرو است ($P\leq۰/۰۰۱$).

جدول ۲. نتیجه آزمون t زوجی برای مقایسه‌ی فعالیت نرمال شده عضلات در مراحل قبل و بعد از فرود

	قبل از فرود (انحراف معیار)میانگین	بعد از فرود (انحراف معیار)میانگین	t	df	P
سرینی میانی	۳۸/۸۹(۱۱/۰۵)	۶۳/۴۲(۱۴/۹۰)	-۴/۵۲	۱۲	<۰/۰۰۱
دوسررانی	۳۰/۵۵(۱۱/۱۱)	۴۳/۳۸(۱۶/۲۹)	-۲/۶۵	۱۲	۰/۰۲۱
دوقلوی داخلی	۹۳/۳۰(۴/۴۱)	۶۵/۸۹(۱۱/۶۹)	۹/۰۰۴	۱۲	<۰/۰۰۱
نعلی	۳۳/۸۷(۱۷/۳۹)	۸۱/۳۵(۱۷/۰۵)	-۷/۴۸	۱۲	<۰/۰۰۱
درشت‌نی قدامی	۱۹/۰۲(۵/۵۵)	۵۱/۲۲(۱۹/۳۳)	-۵/۹۳	۱۲	<۰/۰۰۱

بحث

هدف مطالعه حاضر بررسی فعالیت عضلات سرینی میانی، دوسر رانی، دوقلوی داخلی، نعلی و درشت‌نی قدامی در مراحل قبل و بعد از حرکت فرود تک پا بود. نتایج تحقیق نشان دادند که در مرحله قبل از فرود عضله دوقلوی داخلی به طور معناداری فعالیت بیشتری را در مقایسه با سایر عضلات از خود نشان داد و فعالیت عضله درشت‌نی قدامی به طور معناداری کمتر از فعالیت عضلات نعلی و سرینی میانی بود. در مرحله جذب نیرو عضله نعلی به طور معناداری فعالیت بیشتری را در مقایسه با عضلات سرینی میانی، درشت‌نی قدامی و دوسر رانی از خود نشان داد و میزان فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و سرینی میانی به طور معناداری بیشتر از عضله دوسر رانی بود. بجز عضله دوقلوی داخلی که به طور معناداری فعالیت بیشتری را در مرحله قبل از فرود در مقایسه با مرحله جذب نیرو داشت، بقیه عضلات به طور معناداری فعالیت بیشتری را در مرحله جذب نیرو از خود نشان دادند.

یکی از یافته‌های اصلی مطالعه حاضر میزان فعالیت بالای عضله دوقلوی داخلی در مرحله قبل از فرود بود. مطالعات قبلی نشان داده‌اند که عضلات اندام تحتانی قبل از تماس پا با زمین هنگام فرود فعال می‌شوند (۳, ۵, ۱۸). Santello نشان داد که فعالیت عضلات پلنتارفلکسور قبل از فرود منجر به سفتی بیشتر در مفصل مچ پا می‌شود (۳). علاوه بر این نشان داده شده است که فعالیت عضلات اندام تحتانی قبل از فرود از آسیب لیگامان‌ها و مفاصل هنگام فرود جلوگیری می‌کند (۱۹). نتایج این مطالعات و مطالعه حاضر نشان می‌دهند که عضله دوقلوی داخلی قبل از تماس پا با زمین فعال می‌شود تا از طریق افزایش میزان سفتی در مفصل مچ پا، برای جذب نیروهای عکس‌العمل زمین آماده شود.

با توجه به اینکه فعالیت عضلات نعلی و دوقلوی داخلی به طور معناداری بیشتر از فعالیت عضله درشت‌نی قدامی در مرحله قبل از فرود بود، می‌توان چنین نتیجه گرفت که مفصل تالوکرورال (Talocrural joint) در مرحله قبل از فرود در وضعیت پلنتارفلکشن قرار دارد. علاوه بر این فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و دوسر رانی به عنوان فلکسور مفصل زانو، تمایل این مفصل را به فلکشن در زمان قبل از فرود نشان می‌دهد. مطالعات نشان داده‌اند که افزایش فلکشن زانو قبل از فرود، میزان حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل هنگام فرود را کاهش می‌دهد (۲۰). Kovacs گزارش نمود که فرود

پاشنه- پنجه در مقایسه با فرود ابتدا با پنجه پا منجر به اعمال حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل بزرگتری بر بدن خواهد شد(۲۱). با توجه به این مطالعات می‌توان چنین فرض نمود که پاسچر در لحظه تماس پا با زمین در مطالعه حاضر برای جذب نیروهای تماسی در هنگام فرود تنظیم می‌شود. علاوه بر این فعالیت بالای عضله دوقلوی داخلی را می‌توان به عنوان استراتژی پیش‌بین پاسچر برای جذب نیرو تلقی نمود.

Iida و همکاران در مطالعات خود به ترتیب در بررسی بیومکانیک حرکات فرود جفت پا و فرود- پرش (L-J) نیز به نقش عضله دوقلوی داخلی به عنوان استراتژی پیش‌بین پاسچر به منظور جذب نیروهای عکس‌العمل زمین از طریق افزایش سفتی در مفصل مچ پا اشاره کرده و چنین نتیجه‌گیری نمودند که عضله دوقلوی داخلی قبل از تماس پا با زمین از طریق افزایش میزان سفتی در مفصل مچ پا برای جذب نیروهای عکس‌العمل زمین خود را آماده می‌کند. اگرچه استراتژی به کار رفته در مطالعات ایدا و همکاران فرود جفت پا بوده است، یافته‌های مطالعه حاضر با نتایج این مطالعات هم‌خوانی دارد (۸، ۷).

تحقیقات نشان دادند که در اکستنشن کامل نیز احتمالاً عضله نعلی نیروی پلانتار فلکسوری بیشتری نسبت به عضله دوقلوی ساق پا تولید می‌کند (۲۲، ۱۹). با افزایش فلکشن زانو، طول عضله دوقلوی ساق پا کوتاه می‌شود چون فاصله بین سر ثابت آن روی قسمت خلفی و تحتانی استخوان ران تا سر متحرک آن روی پشت استخوان پاشنه کاهش می‌یابد. در مقابل، فلکشن طول عضله نعلی را که تنها از مفصل مچ پا می‌گذرد تغییر نمی‌دهد. تغییر در طول عضله روی قابلیت عضله برای تولید نیروی انقباضی تاثیر دارد. این پدیده باعث کاهش توانایی عضله دوقلوی ساق پا در مقایسه با عضله نعلی برای تولید نیرو همراه با افزایش زاویه فلکشن زانو می‌شود (۲۲، ۱۹).

عضله سرینی میانی به عنوان ابداکتور اصلی مفصل ران، نقش بسیار مهمی را در ثبات لگن ایفا می‌کند. نتایج مطالعه حاضر نشان داد که فعالیت عضله سرینی میانی در مرحله جذب نیرو به طور معناداری بیشتر از مرحله قبل از فرود بود. افزایش فعالیت این عضله ممکن است به علت انتقال نیروهای عکس‌العمل زمین از اندام تحتانی به سمت تنه باشد (۲۴، ۲۳، ۴). هنگام فرود انرژی از حالت پتانسیل به حالت انرژی کینتیکی (شامل نیروهای عکس‌العمل زمین) تغییر شکل می‌دهد (۴). تکنیک فرود معمولا شامل حرکاتی است که به منظور کاهش این نیروها به کار می‌رود (۴). در زمان قبل از تماس پا با زمین کاهش سرعت بدن شروع نشده است و نیروهای عکس‌العمل زمین هنوز انتقال نیافته‌اند و این می‌تواند به عنوان دلیلی برای فعالیت کمتر این عضله در مرحله قبل از فرود باشد. مطالعات نشان داده‌اند که هنگام فرود، در مقایسه بین مفاصل اندام تحتانی از نظر میزان گشتاورهای عضلانی، بیشترین گشتار را عضلات ران تولید می‌کنند (۴). عضلات این مفصل، که عضله سرینی میانی از آن جمله می‌باشد فعال می‌شوند تا علاوه بر ایجاد ثبات لگن، ثبات تنه و قسمت‌های فوقانی بدن را فراهم سازند. در واقع افزایش فعالیت عضله سرینی میانی در زمان جذب نیرو می‌تواند به علت نقش این عضله در حفظ وضعیت لگن در پوزیشن نرمال و محدود کردن پوزیشن‌هایی نظیر والگوس بیش از حد باشد که ممکن است اندام تحتانی را در معرض آسیب قرار دهد.

مطالعات نشان می‌دهند که تغییر فعالیت عضلات و پوزیشن اندام تحتانی طی فعالیت‌های با ریسک بالا مثل دویدن، برش، چرخش، یا فرود ممکن است از عوامل اصلی پارگی رباط صلیبی قدامی (Anterior Cruciate Ligament) یا (ACL) باشند (۲۶، ۲۵). اعتقاد بر این است که الگوهای فعالیت عضلانی و پوزیشن اندام تحتانی که بطور مستقیم بر بار وارد بر ACL تاثیر می‌گذارند نقش مهمی در افزایش ریسک آسیب ACL دارند. ACL تقریباً ۸۰ درصد از مقاومت غیر فعال در برابر نیروهای برشی قدامی تیبیا را فراهم می‌کند (۲۷). نشان داده شده است که نیروهای برشی قدامی مکانیزم اصلی بار وارده به ACL هستند (۲۸). کاهش بار وارده بر ACL که شامل نیروی برشی قدامی

می‌شود، بسته به فعالیت عضلانی صحیح عضلات اندام تحتانی می‌باشد، همسترینگ به عنوان آگونیست ACL عمل می‌کند و بار وارده بر ACL را با کاهش نیروی برشی قدامی کاهش می‌دهد (۳۰, ۲۹). عضله دوسر رانی از جمله عضلات همسترینگ به شمار می‌رود که به بخش خارجی مفصل زانو اتصال دارد. نتایج مطالعه حاضر نشان داد که فعالیت این عضله در زمان جذب نیرو در مقایسه با زمان قبل از فرود افزایش معناداری داشته است. دلیل این امر می‌تواند به علت نقش آگونیستی این عضله از ACL از طریق کاهش نیروی برشی قدامی زانو در زمان جذب نیرو باشد. Yeow و همکاران گزارش نمودند که در مقایسه با حرکت فرود دو پا، حرکت فرود تک پا بیشتر اندام تحتانی را در معرض بروز آسیب‌دیدگی بخصوص آسیب ACL قرار می‌دهد (۹). بنابراین درمانگران و مربیان ورزشی به منظور پیشگیری از بروز آسیب ACL، در طراحی پروتکل‌های درمانی و برنامه‌های ورزشی به نقش آگونیستی عضله دوسررانی از این لیگامان توجه نمایند. Devita و همکاران گزارش کردند که در مقایسه با فرود نرم (فرود با زاویه زانوی بیشتر از ۹۰ درجه) که عضلات مفاصل ران و زانو بیشتر در جذب نیرو نقش دارند، در فرود سخت (فرود با زاویه زانوی کمتر از ۹۰ درجه) عضلات پلنتارفلکسور نقش اصلی را در جذب نیرو ایفا می‌کنند (۴). بنابراین علت احتمالی کمتر بودن فعالیت عضله دوسر رانی در مرحله جذب نیرو در مقایسه با سایر عضلات را می‌توان نوع فرود (فرود سخت) بکاررفته در مطالعه حاضر بیان کرد. با توجه به بیشتر بودن میزان فعالیت عضلات نعلی و دوقلوی داخلی در مقایسه با فعالیت سایر عضلات در مرحله جذب نیرو، می‌توان چنین نتیجه‌گیری کرد که عضلات پلنتارفلکسور نقش اصلی را در جذب نیرو هنگام اجرای حرکت فرود تک پا (از نوع فرود سخت) بر عهده دارند. دویتا و همکاران حرکت فرود دو پا را مورد بررسی قرار داده بودند، با وجود این نتایج مطالعه حاضر را می‌توان با نتایج این مطالعه همسو دانست.

یکی از یافته‌های این مطالعه افزایش فعالیت عضله درشت‌نی قدامی در زمان جذب نیرو نسبت به زمان قبل از فرود است. یکی از وظایف این عضله حمایت از قوس طولی داخلی پا است (۳۱). شاید بتوان گفت افزایش فعالیت این عضله طی مرحله جذب نیرو به علت نقش این عضله در جلوگیری از سقوط قوس طولی داخلی پا ناشی از نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام فرود است. این یافته با نتایج مطالعه Iida و همکاران هم‌خوانی دارد.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج حاصل از تحقیق می‌توان چنین نتیجه‌گیری نمود که اندام تحتانی با فعالسازی عضله دوقلوی داخلی قبل از تماس پا زمین خود را برای جذب نیروها هنگام فرود آماده می‌کند. بعد از تماس با زمین نیز با توجه به نوع فرود به کار رفته در مطالعه حاضر (فرود سخت) عضلات پلنتارفلکسور نقش اصلی را در جذب نیروهای عکس‌العمل زمین در حرکت فرود تک پا بر عهده دارند. به نظر می‌رسد که الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی در حرکت فرود تک پا به نحوی است که این عضلات خود را برای جذب نیروهای که در راستاهای مختلفی بر بدن وارد می‌شوند خود را تنظیم می‌نمایند. شاید بتوان گفت که درمانگران و مربیان ورزشی با توجه به نتایج مطالعه حاضر و در نظر گرفتن الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی طی حرکت فرود تک پا بتوانند پروتکل‌های درمانی و برنامه‌های تمرینی را به گونه‌ای طراحی نمایند تا بهترین کارایی را برای افراد داشته باشند و از بروز آسیب‌های شایع در هنگام حرکت فرود تک پا جلوگیری نمایند.

به منظور درک بهتر بیومکانیک حرکت فرود تک پا پیشنهاد می‌شود در تحقیقی ویژگی‌های کینماتیکی و کینتیکی مورد مطالعه قرار گیرد. همچنین نتایج مطالعه حاضر به حرکت فرود تک پا از ارتفاع ۳۰ سانتی متر محدود می‌شود و نمی‌تواند به حرکات دیگر ورزشی نظیر فرود دو پا و فرود از ارتفاع های دیگر تعمیم داده شود، تحقیقات آینده می‌توانند فعالیت عضلات اندام تحتانی و تنه را در سایر حرکات ورزشی

نظیر حرکات برشی و فرود از ارتفاع‌های مختلف مورد مطالعه و بررسی قرار دهند.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از طرح پژوهشی تصویب شده در دانشگاه خوارزمی می‌باشد که در تاریخ ۱۳۹۱/۱۱/۸با شماره ۴/۲۵۹۸ به ثبت رسیده است. به این وسیله از همکاری مسؤولین آزمایشگاه و دانشجویان این دانشکده قدردانی می‌شود.

References

1. McNair PJ, Prapavessis H, Callender K. Decreasing landing forces: effect of instruction. British Journal of Sports Medicine 2000; 34(4): 293-6.
2.Decker MJ, Torry MR, Wyland DJ, Sterett WI, Richard Steadman J. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. Clinical Biomechanics 2003; 18(7): 662-9.
3.Santello M. Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. Gait & Posture 2005; 21(1): 85-94.
4. Devita P, Skelly WA. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. Medicine & Science in Sports & Exercise 1992; 24(1): 108-15.
5. Santello M, McDONAGH MJN. The control of timing and amplitude of EMG activity in landing movements in humans. Experimental Physiology 1998; 83(06): 857-74.
6. Duncan AD, McDonagh MJN. Stretch reflex distinguished from pre-programmed muscle activations following landing impacts in man. The Journal of Physiology 2000; 526(2): 457-68.
7. Iida Y, Kanehisa H, Inaba Y, Nakazawa K. Activity modulations of trunk and lower limb muscles during impact-absorbing landing. Journal of Electromyography and Kinesiology 2011; 21(4): 602-9
8. Iida Y, Kanehisa H, Inaba Y, Nakazawa K. Role of the coordinated activities of trunk and lower limb muscles during the landing-to-jump movement. European Journal of Applied Physiology 2012. 112(6): 2223-32.
9. Yeow CH, Lee PVS, Goh JCH. An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. Human Movement Science 2011; 30(3): 624-635.
10. Hargrave MD, Carcia CR, Gansneder BM, Shultz SJ. Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing. Journal of Athletic Training 2003; 38(1): 18.
11. Hermens HJ, Biomedical CdCe, Programme HR. SENIAM: European recommendations for surface electromyography: Results of the SENIAM project: Roessingh Research and Development (1999). 25-49.
12. Dionisio VC, Almeida GL, Duarte M, Hirata RP. Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting. Journal of Electromyography and Kinesiology 2008; 18(1): 134-43.
13. Ayotte NW, Stetts DM, Keenan G, Greenway EH. Electromyographical analysis of selected lower extremity muscles during 5unilateral weight-bearing exercises. The Journal of orthopaedic and sports physical therapy 2007; 37(2): 48-55.
14. Hislop H, Montgomery J. Muscle testing, techniques of manual examination. 7th ed. Memphis: WB Saunders 2002.
15. Blackburn JT, Padua DA. Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. Clinical Biomechanics 2008; 23(3): 313-9.

16. Kellis E, Kouvelioti V. Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing. Journal of electromyography and kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology 2009; 19(1): 55-64.
17. Rutherford D, Hubley-Kozey C, Stanish W. The neuromuscular demands of altering foot progression angle during gait in asymptomatic individuals and those with knee osteoarthritis. Osteoarthritis and Cartilage 2010; 18(5): 654-61.
18. Hoffren M, Ishikawa M, Komi PV. Age-related neuromuscular function during drop jumps. Journal of Applied Physiology 2007; 103(4): 1276-83.
19. Neptune RR, Wright IC, van den Bogert AJ. Muscle coordination and function during cutting movements. Medicine Science Sports Exercise 1999; 31: 294–302.
20. Derrick TR. The effects of knee contact angle on impact forces and accelerations. Medicine Science Sports Exercise 2004; 36; 832–7.
21. Kovacs I, Tihanyi J, Devita P, Racz L, Barrier J, Hortobagyi T. Foot placement modifies kinematics and kinetics during drop jumping. Medicine Science Sports Exercise 1999; 31(5): 708–16.
22. Flugl meyer A R, MS, M,, L.WahlbY. Humanplantar flexion strength and structure. Acta Physiologica Scandinavica 1979; 107(1): 47-56.
23. Nadler SF, Malanga GA, DePrince M, Stitik TP, Feinberg JH. The relationship between lower extremity injury, low back pain, and hip muscle strength in male and female collegiate athletes. Clinical Journal of Sport Medicine 2000; 10: 89–97.
24. Anderson FC, Pandy MG. Individual muscle contributions to support in normal walking. Gait Posture 2003;17: 159–169.
25. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, McLean SG, van den Bogert AJ, Paterno MV, Succop P. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes A prospective study. The American journal of sports medicine 2005; 33(4): 492-501.
26. 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; 16(5): 438-445.
27. Fukuda Y, Woo SLY, Loh JC, Tsuda E, Tang P, McMahon PJ, Debski RE. A quantitative analysis of valgus torque on the ACL: a human cadaveric study. Journal of orthopaedic research 2003; 21(6): 1107-12.
28. Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GAM, Slauterbeck JL. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. Journal of orthopaedic research 1995; 13(6): 930-35.
29. Shelburne KB, Torry MR, Pandy MG. Muscle, ligament, and joint-contact forces at the knee during walking. Medicine and science in sports and exercise 2005; 37(11): 1948.
30. Liu W, Maitland ME. The effect of hamstring muscle compensation for anterior laxity in the ACL-deficient knee during gait. Journal of biomechanics 2000; 33(7): 871-79.
31. Floyd R, Thompson CW, McGraw-Hill. Manual of structural kinesiology. Hill Boston: McGraw; 2004.

The Comparsion of the Activity Pattern of Lower Limb Muscles During Single Leg Drop Landing

Mohammadreza Mahaki[1], Raghad Mimar[2] Sayed Sadredin Shojaedin [3]. Behzad Mahaki[4]

Original Article

Abstract

Background: Single leg drop landing is one of the common sport activities that have greater likelihood of leading to traumatic oflower extremity. However, There is limited understanding of biomechanics of this maneuver. Hence, this study aimed to compare the activities of lower limb muscles during pre- and post phases of single leg drop landing.

Methods: This semi-experimental research of 13 physical education male students was conducted in 2011. Electromyogram activities of gluteus medius, biceps femoris, medial gastrocnemius, soleus and anterior tibialis muscles along with ground reaction forces were measured. Subjects performed single-leg landing from a 0.3m height on to a force platform. Landing motions were divided into two phases: 100 ms preceding ground contact and 100 ms after ground contact (absorption phase). Analysis of variance and paired-samples T Tests were conducted for the comparison of activity of muscles separately. In each phase and among phases respectively $P \leq 0.05$ was considered as statistical significant.

Findings Analysis of variance test showed significant differences in muscle activity in both phases ($P \leq 0.001$). Paired-sample t test showed that the activities of gluteus medius, biceps femoris and anterior tibialis muscles were greater during absorption phase in comparsion to pre-landing phase ($P \leq 0.05$); however the activity of medial gastrocnemius muscle was greater during pre-landing phase in comparison to absorption phase ($P \leq 0.001$)

Conclusion: It Seems that Lower extremity by activation of medial gastrocnemius muscle before ground contact prepare to absorb forces during landing. According to type of landing used in the present study (Stiff landing), plantar flexor muscles play key role in absorbing of ground reaction forces during single leg drop landing.

Keywords: Electromypgraphy, Lower limb muscles, Force absorption

Citation: Mahaki M, Mimar R, Shojaedin SS, Mahaki B. **The Comparison of the Activity Pattern of Lower Limb Muscles during Single Leg Drop Landing.** J Health Syst Res 2013; 9(9):993-1004

Received date: 13/02/2013 **Accept date: 25/05/2013**

1. PhD Student, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharezmi University, Tehran, Iran
2. Assistant Professor, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharezmi University, Tehran, Iran
3. Associate Professor, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharezmi University, Tehran, Iran
4. Assistant Professor, Department of Biostatistics, School of Public Health, Isfahan University of medical Sciences, Isfahan, Iran (Corresponding Author) Email: behzad.mahaki@gmail.com