

ارتباط بین سطح فعالیت برخی از عضلات اندام تحتانی با نیروی برشی قدامی زانو در حرکت پرش - فرود تک‌پا

مجید فتاحی*، فرج‌الله فتاحی^۱

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: شناسایی فاکتورهایی که باعث شیوع بالای آسیب ACL می‌شود از اهمیت زیادی برخوردار است. نیروهای برشی قدامی مکانیزم اصلی بار وارده به ACL هستند. فعالیت عضلات و پوزیشن اندام تحتانی طی فعالیت می‌تواند باعث افزایش یا کاهش نیروی برشی قدامی شود. هدف از این مطالعه بررسی ارتباط بین سطح فعالیت برخی از عضلات اندام تحتانی با نیروی برشی قدامی در حرکت پرش - فرود تک‌پا بود.

مواد و روش‌ها: ۲۰ دانشجوی پسر رشته تربیت بدنی در این مطالعه شرکت کردند. سطح فعالیت الکترومیوگرافی عضلات سرینی میانی، ساقی قدامی و همسترینگ خارجی با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی، و نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از دستگاه صفحه نیرو در حرکت پرش - فرود تک‌پا ارزیابی شد. به منظور تجزیه و تحلیل داده‌ها، از آزمون همبستگی پیرسون استفاده شد.

یافته‌ها: یافته‌ها نشان داد که بین سطح فعالیت عضله ساقی قدامی و سرینی میانی با نیروی برشی قدامی ارتباط معنی‌داری وجود ندارد ($P > 0.05$)، اما ارتباط معنی‌داری بین سطح فعالیت عضله همسترینگ خارجی با نیروی برشی قدامی یافت شد ($P < 0.05$).

نتیجه‌گیری: یافته‌های این مطالعه نشان داد که فعالیت عضله همسترینگ در حین حرکت پرش - فرود تک‌پا به عنوان عضله حمایت‌کننده از ACL عمل می‌کند و افزایش فعالیت این عضله می‌تواند منجر به کاهش بار وارده بر ACL شود. کلید واژه‌ها: الکترومیوگرافی، نیروی برشی قدامی، لیگامنت صلیبی قدامی، حرکت پرش - فرود، عضلات اندام تحتانی

ارجاع: فتاحی مجید، فتاحی فرج‌الله. ارتباط بین سطح فعالیت برخی از عضلات اندام تحتانی با نیروی برشی قدامی زانو در حرکت پرش - فرود تک‌پا. پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۲؛ ۹ (۴): ۷۱۵-۷۲۵.

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۲/۴/۷

تاریخ دریافت: ۱۳۹۱/۱۲/۱۳

این مقاله حاصل پروژه تحقیقاتی کارشناسی ارشد دانشگاه تهران است.

* دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه آسیب شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان، ایران (نویسنده مسئول)

Email: fatahi879913@yahoo.com

^۱ - دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه آسیب شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، ایران

مقدمه

آسیب لیگامان صلیبی قدامی (Anterior (ACL) Cruciate ligament به عنوان یکی از شایع‌ترین آسیب‌های لیگامانی زانو نه تنها در افراد ورزشکار بلکه در افراد فعال غیرحرفه‌ای توجه زیادی را جلب کرده است (۱). آسیب ACL باعث ناتوانی طولانی‌مدت و هزینه‌های زیادی می‌شود (۲)، بنابراین شناسایی فاکتورهایی که باعث شیوع بالای ACL می‌شود از اهمیت زیادی برخوردار است. تئوری‌های مختلفی، دلایل آسیب ACL را توضیح می‌دهند که می‌توان آن‌ها را به عوامل درونی و بیرونی تقسیم کرد. عوامل درونی شامل فاصله کمین دو کندیل استخوان ران، ACL ضعیف، شلی فیزیولوژیکی عمومی، اثر هورمونی و ناهنجاری اندام تحتانی است. عوامل خارجی شامل تقابل غیرطبیعی عضله چهار سرانی به همسترینگ، تغییر کنترل عصبی-عضلانی، سطح تقابل کفش با زمین بازی و سبک بازی ورزشکار می‌باشد (۳).

شواهد نشان می‌دهد که تغییر فعالیت عضلات و پوزیشن اندام تحتانی طی فعالیت‌های با ریسک بالا مانند دویدن، مانورهای برشی (Cutting maneuver)، چرخش، یا فرود ممکن است از عوامل اصلی پارگی ACL باشند (۴، ۵). اعتقاد بر این است که الگوهای فعالیت عضلانی و پوزیشن اندام تحتانی که به طور مستقیم بر بار وارد بر ACL تأثیر می‌گذارند نقش مهمی در افزایش ریسک آسیب ACL دارند. ACL تقریباً ۸۰ درصد از مقاومت غیرفعال در برابر نیروهای برشی قدامی استخوان درشت‌نی را فراهم می‌کند (۶). مطالعات نشان داده‌اند که نیروهای برشی قدامی (Anterior shear force) مکانیزم اصلی بار وارده به ACL هستند (۷). کاهش بار وارده بر ACL که شامل نیروی برشی قدامی می‌شود، بسته به فعالیت صحیح عضلات اندام تحتانی می‌باشد (۸، ۹). عضلات دوقلو و چهار سر به عنوان آنتاگونیست‌های ACL عمل می‌کنند و ممکن است فعالیت آن‌ها نیروی برشی قدامی را افزایش دهند (۸). برعکس، همسترینگ‌ها به عنوان آگونیست ACL عمل می‌کنند و بار وارده بر ACL را با کاهش نیروی برشی قدامی کم می‌کنند (۸، ۱۰).

هم‌انقباضی (Co-contraction) عضلات اندام تحتانی نیروهای وارده بر زانو را جذب می‌کند و این انقباضات فشار وارده بر لیگامان‌های زانو را کاهش می‌دهد (۴). در یک مطالعه مروری توسط Yu و همکاران چندین مکانیزم به عنوان فاکتورهای بالقوه آسیب ACL شناخته شدند (۱۱). بسیاری از محققان فاکتورهای بیومکانیکی صفحه ساجیتال از جمله نیروی عکس‌العمل زمین در راستای خلفی را به عنوان مکانیزم بار وارده بر ACL نشان داده‌اند (۱۱).

نیروی عکس‌العمل زمین در راستای خلفی در حین فرود آمدن به عنوان تخمین‌هایی از تثبیت و پایداری صفحه ساجیتال مفصل زانو به کار گرفته می‌شوند (۱۲-۱۴) و می‌توان آن‌ها را معادل نیروی برشی قدامی زانو و اعمال فشار روی ACL در نظر گرفت. مکانیسم آسیب‌های ACL به دو دسته برخوردی و غیر برخوردی تقسیم می‌شوند (۳). تقریباً ۹۰-۷۰ درصد صدمات ACL از طریق مکانیسم غیر برخوردی رخ می‌دهد (۳، ۱۵). اگر چه چندین مطالعه مکانیسم آسیب ACL را در پرش-فرود جفت‌پا بررسی کردند، شواهد نشان می‌دهد که فرود تک‌پا یکی از رایج‌ترین دلایل مکانیسم پارگی ACL است (۳، ۱۶) و بنابراین شایسته توجه خاصی است. چندین مطالعه تأثیر عضلات آگونیست و آنتاگونیست را روی پوزیشن مفصل زانو ارزیابی کردند. اما، توجه بسیار کمی به سایر عضلات در مفصل هیپ و مچ شده است که ممکن است بر حرکات زانو تأثیر بگذارند. ارتباط کینتیکی نزدیکی بین حرکات مفاصل ران، زانو و مچ وجود دارد. بنابراین تغییرات در کینماتیک در مفاصل ران و مچ و الگوهای فعالیت عضلات اطراف آن‌ها ممکن است بر گشتاور و نیروهای وارده بر مفصل تیبیا فمورال تأثیر بگذارد.

اکثر تحقیقات در زمینه نقش عضلات اندام تحتانی در ارتباط با میزان بار وارده بر ACL، به این نتیجه رسیدند که در حین فرود، عضله همسترینگ به واسطه انقباض خود، قسمت فوقانی استخوان درشت‌نی را به عقب می‌کشد و فشار را از روی ACL برمی‌دارد (۱۷، ۱۸). این عضله به عنوان آگونیست ACL عمل می‌کند و هنگامی که فشار بیش از حدی به ACL وارد می‌شود با تأثیر بر نیروی برشی قدامی، بار وارده بر ACL را کاهش می‌دهد (۸، ۱۰). مطالعات نشان

با توجه به مطالعات انجام شده، به نظر می‌رسد که در هنگام فرود آمدن، عضلات اندام تحتانی می‌تواند نقش مهمی در کاهش بار وارده روی ACL داشته باشند، اما بر اساس اطلاعات محقق تاکنون مطالعه‌ای یافت نشده است که ارتباط بین سطح فعالیت عضلات اندام تحتانی را با نیروی برشی قدامی بررسی کرده باشد. به همین منظور هدف از انجام این مطالعه بررسی ارتباط بین سطح فعالیت برخی از عضلات اندام تحتانی با نیروی برشی قدامی در تکلیف پرش فرود تک‌پا می‌باشد.

مواد و روش‌ها

بر اساس مطالعات قبلی و به دلیل این که در مطالعات همبستگی معمولاً ۱۵ تا ۲۰ آزمودنی استفاده می‌شود برای این مطالعه ۲۰ آزمودنی (سن: $1/61 \pm 1/21$ سال، وزن: $67/66 \pm 9/06$ کیلوگرم، قد: $174/18 \pm 3/45$ سانتی‌متر) از بین دانشجویان پسر دانشکده تربیت بدنی دانشگاه خوارزمی به صورت هدفمند انتخاب و برای شرکت در این مطالعه به آزمایشگاه دعوت شدند.

آزمودنی‌های با سابقه اختلالات عصبی-عضلانی-اسکلتی، سابقه جراحی یا شکستگی در اندام تحتانی طی شش ماه گذشته، سابقه اسپرین میچ پا (Ankle sprain) و بد راستایی‌های اندام تحتانی قابل رؤیت شامل ژنو والگوم (Genu Valgum)، ژنو واروم (Genu Varum)، ژنورکورواتوم (Genu Recurvatum)، کف پای صاف (Pes planus) و کف پای گود (Pes Cavus) از معیارهای خروج از مطالعه بودند. تمام تست‌ها در آزمایشگاه بیومکانیک و حرکات اصلاحی دانشگاه خوارزمی انجام شد. قبل از شرکت، پروتکل آزمایش به هر یک از آزمودنی‌ها توضیح داده شد و همه آن‌ها فرم رضایت‌نامه را امضاء کردند.

جمع آوری داده‌ها

ابزار

از صفحه نیرو سه محوره (Triaxial force plate) (مدل Bertec، $40 \times 60 \times 7$ سانتی‌متر، ساخت کشور آمریکا) برای ثبت و اندازه‌گیری نیروی عکس‌العمل زمین استفاده شد. اطلاعات نیروهای عکس‌العمل زمین توسط صفحه نیرو با

دادند که استراتژی بکارگیری عضلات که در آن انقباض عضلات همسترینگ قبل از عضلات چهار سر صورت بگیرد طی فعالیت‌های دینامیکی از ACL حمایت می‌کند (۱۹). تحقیقات اخیر نشان داده‌اند در حین فعالیت‌هایی که ACL را در خطر پارگی قرار می‌دهند، مانند حرکات برشی و فرود آمدن از پرش، عضلات ساق پا درگیر می‌شوند (۲۰).

در حالی که عضله سربینی میانی عمل مستقیمی روی مفصل زانو ندارد، فعالیت عضلات مفصل ران بر راستای اندام تحتانی و ظرفیت تحمل بار زانو تاثیر می‌گذارد. مطالعات نشان دادند که عضله سربینی میانی لگن را طی ایستادن تک‌پا پایدار می‌کند و نقش مهمی در کنترل کینماتیک مفصل ران دارد (۱). ناکارآمدی یا ضعف این عضله طی فرود ممکن است باعث اداکشن و چرخش داخلی بیشتر و به

موجب آن باعث افزایش گشتاور و استرین روی ACL شود. اخیراً Yu و همکاران (۱۳) نشان دادند که هنگام تکلیف پرش سرعت زاویه‌ای مفصل ران بر نیروی برشی قدامی تأثیر می‌گذارد. پس محتمل به نظر می‌رسد که عضلات مهم این مفصل مانند سربینی میانی نیز بر روی نیروهای وارده بر مفصل زانو اثرگذار باشند. در ارتباط با اهمیت عضلات ساق پا، McKinely and Pedotti (۲۰) گزارش کردند که در آزمودنی‌های با نیروی عکس‌العمل کم هنگام فرود، سه عضله مهم ساق پا (دوقلو، نعلی، ساقی قدامی) پیش از فرود منقبض می‌شوند. اما در آزمودنی‌های با نیروی عکس‌العمل زیاد هنگام فرود، هیچ انقباضی در عضلات ناحیه ساق پا در هنگام ارزیابی با الکترومیوگرافی (Electromyography (EMG)) مشاهده نشد. Aniss و همکاران و McKinely and Pedotti نشان دادند که بین انقباض قبل از فرود عضلات ناحیه ساق پا و کاهش نیروی عکس‌العمل به ترتیب ارتباط وجود دارد (۲۰، ۲۱). در این مطالعه از تکلیف پرش از ارتفاع استفاده شد و برای بررسی سطح فعالیت عضلات از روش زمان‌بندی ابتدا و انتهای فعالیت عضلات استفاده شد. این نتایج نشان می‌دهد که بین فعالیت الکترومیوگرافی عضله ساقی قدامی و نیروی عکس‌العمل ارتباط وجود دارد.

فرکانس نمونه برداری ۲۰۰HZ ثابت شد (۲۱). از دستگاه دیجیتالی پرش سارجنت (مدل Yagami، ساخت کشور ژاپن) برای اندازه گیری حداکثر پرش عمودی استفاده شد. اطلاعات الکترومیوگرافی عضلات سیرینی میانی، ساقی قدامی و همسترینگ خارجی با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی (مدل MIE، ۸ کاناله، ساخت کشور انگلیس) و با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز جمع آوری شدند (۲۲). برای جمع آوری همزمان داده ها، دستگاه الکترومیوگرافی با صفحه نیرو همزمان (synchronize) شده بود. پری آمپلی فایرهای دستگاه الکترومیوگرافی دارای مشخصات بهره ۴۰۰۰، دسی بل بود. اطلاعات الکترومیوگرافی با استفاده از فیلتر بالا گذر و پایین گذر ۱۰ و ۵۰۰ هرتز فیلتر شدند.

روش اجرای تست

آماده کردن آزمودنی: بعد از اندازه گیری و ثبت اطلاعات توصیفی آزمودنی ها، موهای سطح پوست عضلات تراشیده شد و سپس پوست با الکل تمیز شد. سپس الکترودهای سطحی از نوع Ag/AgCl دو قطبی با قطر ۱۰ میلی متر با فاصله مرکز به مرکز ۲ سانتی متر روی بطن عضلات به کار برده شد. الکتروگذاری برای عضلات روی پای برتر موازی با جهت فیبر عضلات و بر اساس پروتکل اروپایی SENIAM انجام شد. بدین ترتیب، الکترودها برای عضله ساقی قدامی ۸ سانتی متر پایین تر از برجستگی استخوان درشت نی و یک سانتی متر بیرون از لبه استخوان درشت نی قرار داده شد، برای عضله سیرینی میانی در نصف فاصله بین تروکانتر بزرگ و خارجی ترین قسمت تاج خاصه و برای عضله همسترینگ در نصف فاصله بین اپی کندیل خارجی زانو و استخوان نشیمنگاه قرار داده شدند (۲۳). برای اطمینان از ثابت بودن محل الکترودها طی تست، الکترودها با چسب روی پوست محکم شدند. توجه زیادی شد که الکترودها روی پوست قرار داده شده باشند و حین انجام تست حرکت نکرده باشند. برای بررسی مکان صحیح الکترودها، سیگنال های EMG عضله طی تست عضلانی دستی ارزیابی شدند.

پروتکل پرش - فرود

جهت اجرای تکلیف پرش - فرود روی صفحه نیرو در ابتدا لازم است که ۵۰٪ حداکثر پرش ارتفاع آزمودنی محاسبه گردد. برای این منظور از آزمودنی ها تست حداکثر پرش عمودی با استفاده از دستگاه دیجیتالی پرش سارجنت گرفته شد. برای انجام این عمل، آزمودنی ها زیر دستگاه دیجیتالی پرش سارجنت ایستادند از آزمودنی خواسته می شد که در مقابل وسیله اندازه گیری حداکثر پرش ارتفاع ایستاده و تا حد ممکن دست خود را به بالا بکشد بدون این که پاشنه پای وی از زمین بلند شود. انتهای نوک انگشت میانی به عنوان نقطه صفر دستگاه انتخاب شده و دستگاه در این نقطه تنظیم می شد. قابلیت دستگاه به گونه ای بود که صفحه آن می توانست به صورت عمودی جابجا شده و به راحتی برای افراد با قدهای مختلف تنظیم شود. سپس از آزمودنی خواسته می شد که حداکثر پرش عمودی خود را انجام داده و در اوج پرش با نوک انگشت صفحه مخصوص دستگاه را لمس نماید و روی دو پا فرود بیاید. این ارتفاع به عنوان حداکثر پرش عمودی ثبت می گردید. از هر آزمودنی خواسته شد که پرش عمودی را سه بار انجام دهد و پس از ثبت نمرات، بیشترین نمره به عنوان حداکثر پرش عمودی آزمودنی ثبت می شد (۲۱). بعد از این مرحله، تست حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC) (Maximal Voluntary Isometric Contraction) عضلات به مدت ۷ ثانیه برای نرمال کردن اطلاعات الکترومیوگرافی ثبت شد. برای تست عضله سیرینی میانی، در برابر اداکشن ران مقاومت ایجاد می شد. برای این منظور آزمودنی به پهلو بر روی زمین دراز می کشید، پای برتر در بالا قرار داشت و مفصل ران بدون اداکشن / اداکشن و چرخش داخلی / خارجی بود. پای غیر برتر که در پایین قرار داشت در حالت خم شده قرار می گرفت. سپس مقاومتی جهت جلوگیری از اداکشن ران بر روی قسمت خارجی زانو اعمال می شد (۲۵). برای تست عضله ساقی قدامی، آزمودنی در حالت ایستاده قرار می گرفت و میچ پا را تا ۹۰ درجه خم می کرد. سپس از آزمودنی خواسته می شد که حرکت دورسی فلکشن را انجام دهد و مقاومتی در برابر دورسی فلکشن به کار برده می شد. برای تست عضله همسترینگ خارجی آزمودنی ها به صورت دمر بر روی زمین

قرار داده، سر را بالا نگه داشته و روبه‌رو را نگاه کنند و به مدت ۲۰ ثانیه بدون حرکت بایستند (۲۴، ۲۷) (شکل ۱). اگر آزمودنی روی صفحه نیرو لی لی می‌کند، یا با پای دیگر صفحه نیرو را لمس می‌کند و یا دستش علامت معادل ۵۰ درصد حداکثر پرش را لمس نمی‌کند آن نوبت پرش - فرود حذف می‌شود. قبل از اجرای پروتکل، آزمودنی‌ها اجازه داشتند چندین بار پرش - فرود را تمرین کنند تا با شرایط و نحوه اجرای آزمون آشنا گردند. آزمودنی‌ها معمولاً به ۳-۵ بار پرش نیاز داشتند تا با پروتکل آشنا شوند. هر آزمودنی تکلیف پرش - فرود را سه مرتبه اجرا نمود. به منظور پیشگیری از خستگی بین هر بار پرش ۲ دقیقه استراحت داده شد. اطلاعات نیروهای عکس‌العمل زمین توسط صفحه نیرو و اطلاعات داده‌های الکترومیوگرافی عضلات سرینی میانی، همسترینگ خارجی و ساقی قدامی توسط دستگاه الکترومیوگرافی به صورت همزمان ثبت می‌شد.

دراز می‌کشیدند و پای برتر را تا ۹۰ درجه خم می‌کردند. سپس آزمودنی‌ها خم کردن و چرخش خارجی زانو را انجام می‌داند و مقاومتی در برابر این حرکت اعمال می‌شد. پس از اندازه‌گیری حداکثر پرش عمودی آزمودنی‌ها و تست حداکثر انقباض ارادی، آزمودنی‌ها جهت انجام تکلیف پرش - فرود آماده می‌شدند. حداکثر پرش ارتفاع آزمودنی بر عدد دو تقسیم و ۵۰ درصد حداکثر پرش ارتفاع آزمودنی محاسبه شد. سپس علامتی معادل ۵۰ درصد حداکثر پرش آزمودنی‌ها کنار دستگاه صفحه نیرو قرار داده شد. به آزمودنی‌ها آموزش داده شد که با پای برهنه پشت علامتی که ۷۰ سانتی متر از مرکز صفحه نیرو فاصله داشت بایستند (۲۴، ۲۶). سپس با دو پا پرش کنند و علامت معادل ۵۰ درصد حداکثر پرش را با یک دست لمس کنند و با پای برتر روی صفحه نیرو فرود بیابند. پای برتر به عنوان پای که آزمودنی‌ها از آن برای پرتاب توپ استفاده می‌کردند، انتخاب شد. به آن‌ها آموزش داده شد که به محض فرود روی صفحه نیرو، دست‌ها را در ناحیه لگن



شکل ۱: پروتکل پرش - فرود از سمت راست قبل از پرش، حین پرش و هنگام فرود

تجزیه و تحلیل داده‌ها

نیروی برشی قدامی

برای محاسبه نیروی برشی قدامی از اطلاعات نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای خلفی بدست آمده از دستگاه صفحه نیرو استفاده شد. برای این منظور، حداکثر نیروی عکس‌العمل در راستای خلفی هر یک از آزمودنی‌ها محاسبه شد. جهت کنترل متغیر مخل وزن، نیروهای عکس‌العمل در راستای خلفی بر وزن آزمودنی تقسیم شد و به عنوان متغیر مرجع در نظر گرفته شد.

الکترومیوگرافی

پردازش داده‌های الکترومیوگرافی توسط نرم افزار ریاضیاتی متلب (Matlab) انجام شد. برای تجزیه و تحلیل امواج خام الکترومیوگرافی از روش محاسبات (RMS (Root Mean Square)) استفاده شده است. برای نشان دادن فعالیت عضلانی طی پرش - فرود تک پا از ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل (۱) و ۲۰۰ میلی‌ثانیه بعد از اولین تماس پا با زمین (Initial Contact) (۲۲) داده‌های الکترومیوگرافی RMS گرفته شد. اولین تماس پا با زمین به عنوان زمانی تعریف می‌شود که صفحه نیرو مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین را نشان دهد (۲۸). از داده‌های حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک نیز

در همان بازه زمانی (۱۰۰ و ۲۰۰ میلی‌ثانیه) RMS گرفته شد. سپس RMS در قبل و بعد از تماس با تقسیم بر RMS حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک نرمال سازی شد.

تجزیه و تحلیل آماری

برای بررسی ارتباط بین سطح فعالیت عضلات و نیروی برشی قدامی، از آزمون همبستگی پیرسون استفاده شد. نرم افزار SPSS نسخه ۱۹ برای تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده شد. سطح آلفای $P \leq 0.05$ برای تمام تست‌های آماری در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

در هر دو گروه کشتی‌گیران حرفه‌ای و آماتور تعداد کشتی‌گیران راست گارد (۱۹ کشتی‌گیر حرفه‌ای و ۲۵ کشتی‌گیر آماتور) بیشتر بودند. از مجموع ۴۳۸ آسیب ثبت شده، در جدول ۱ میانگین و انحراف معیار سطح فعالیت عضلات اندام تحتانی نشان داده شده است. جدول ۲ ضریب همبستگی و سطح معنی‌داری را بین سطح فعالیت عضلات و حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی - خلفی نشان می‌دهد.

جدول ۱: میانگین و انحراف معیار سطح فعالیت عضلات اندام تحتانی و نیروی برشی قدامی

متغیر	پوزیشن	سرینی میانی	ساقی قدامی	همسترینگ خارجی	نیروی برشی قدامی
میانگین و انحراف معیار	قبل از تماس (میلی ولت)	۰/۵۶ ±۰/۱۳	۰/۲۴ ±۰/۸۳	۰/۵۲ ±۰/۲۱	۶/۳۱±۰/۷۷N

جدول ۲: ضریب همبستگی و سطح معنی‌داری بین سطح فعالیت عضلات اندام تحتانی و نیروی برشی قدامی (حداکثر نیروی خلفی عکس‌العمل زمین)

عضلات	پوزیشن	ضریب همبستگی	سطح معنی‌داری
سرینی میانی	قبل از تماس	-۰/۱۵	۰/۵۳
	بعد از تماس	۰/۱۳	۰/۵۹
ساقی قدامی	قبل از تماس	-۰/۰۹	۰/۷
	بعد از تماس	۰/۰۷	۰/۷۸
همسترینگ خارجی	قبل از تماس	-۰/۴۹	۰/۰۴*
	بعد از تماس	-۰/۵۱	۰/۰۳۷*

* در سطح $p \leq 0.05$ معنی دار است

اعمال شده در نتیجه نیروی عکس‌العمل زمین می‌باشد (۲۲). به منظور کاهش در میزان نیروهای عکس‌العمل زمین، بدن می‌بایست فرود را پیش‌بینی نموده و خود را برای آن آماده نماید، که این امر از طریق انقباض عضلانی محقق می‌شود. ناتوانی بدن در تولید انقباضات برون‌گرا و همچنین ناتوانی بدن در پیش‌بینی کردن حرکات توسط عضلات اندام تحتانی به صورت چشمگیری سبب افزایش نیروهای عکس‌العمل زمین می‌شود (۳۰).

نیروی برشی قدامی که در این مطالعه معادل حداکثر نیروی خلفی عکس‌العمل زمین در نظر گرفته شد در راستای قدامی-میانمی در صفحه فرونتال قرار داشته و در این صفحه عمل می‌کند (۳۱، ۳۲)، بنابراین با توجه به متفاوت بودن صفحه عملکرد عضله سرینی میانمی با صفحه قرارگیری نیروی برشی قدامی (که در صفحه ساجیتال اتفاق می‌افتد) منطقی به نظر می‌رسد که ارتباطی بین سطح فعالیت این عضله با نیروی برشی قدامی وجود نداشته باشد.

در مورد ارتباط سطح فعالیت عضله ساقی قدامی با نیروی برشی قدامی نیز به دلیل اینکه این عضله از مفصل زانو عبور نمی‌کند اثر احتمالی آن روی کشش ACL کم بوده و بنابراین احتمالاً نمی‌تواند بطور مستقیم با نیروی برشی قدامی زانو در ارتباط باشد.

مطالعات قبلی (۱۷، ۱۸) نشان دادند که بین عضله همسترینگ با نیروی برشی قدامی ارتباط وجود دارد که با نتایج مطالعه حاضر همسو هستند. Mac Williams و همکاران (۱۸) در مطالعه‌ای تأثیر عضله همسترینگ را بر روی جابجایی قدامی تیبیا و فشار بر روی ACL بررسی کرده‌اند. آن‌ها گزارش کردند که عضله همسترینگ جابجایی قدامی تیبیا را کاهش می‌دهد و بیان کردند که عضله همسترینگ ممکن است بار وارده بر روی ACL را کاهش دهد. Lee و همکاران [۱۷] نیز در تحقیقی دیگر اهمیت عضلات چهار سر و همسترینگ را بر فشار وارده بر روی ACL بررسی کرده‌اند. این محققان گزارش کردند که

همان‌طور که مشاهده می‌شود ارتباط معنی‌داری بین سطح فعالیت عضله همسترینگ خارجی با حداکثر نیروی خلفی عکس‌العمل زمین در قبل و در بعد از اولین تماس پا با زمین وجود دارد (به ترتیب قبل از تماس و بعد از تماس $P=0/04$ ، $r=-0/49$ ، $P=0/037$ ، $r=-0/51$). درحالی‌که بین سطح فعالیت عضلات سرینی میانمی، ساقی قدامی و حداکثر نیروی خلفی عکس‌العمل زمین (نیروی برشی قدامی) چه قبل از برخورد و چه بعد از برخورد پا با زمین ارتباط معنی‌داری یافت نشد.

بحث

هدف از این مطالعه بررسی ارتباط بین سطح فعالیت عضلات منتخب اندام تحتانی با نیروی برشی قدامی زانو طی تکلیف پرش- فرود تک‌پا بود. حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین در راستای خلفی طی تکلیف پرش- فرود تک‌پا معادل نیروی برشی قدامی زانو در نظر گرفته شد. یافته‌های مطالعه حاضر نشان داد که بین سطح فعالیت عضلات همسترینگ خارجی با حداکثر نیروی خلفی عکس‌العمل زمین در قبل و بعد از اولین تماس پا با زمین ارتباط معنی‌دار منفی وجود دارد (به ترتیب قبل از تماس و بعد از تماس $P=0/04$ ، $r=-0/49$ ، $P=0/037$ ، $r=-0/51$) که این همبستگی منفی بیان‌گر این است که با افزایش فعالیت عضله همسترینگ نیروی برش قدامی کاهش می‌یابد، درحالی‌که ارتباط معنی‌داری بین سطح فعالیت عضله سرینی میانمی، ساقی قدامی و حداکثر نیروی خلفی عکس‌العمل زمین در قبل و بعد از اولین تماس پا با زمین یافت نشد.

محقق به چند دلیل فعالیت عضلات را قبل و بعد از فرود بررسی کرده است. فعالیت عضله قبل از فرود نشان دهنده این است که انقباض عضله پیش از فرود رخ می‌دهد و حرکت را پیش‌بینی می‌کند. قبل از تماس پا با زمین در حرکت فرود عضلات اندام تحتانی فعال می‌گردند تا نیروهایی که در هنگام تماس اعمال می‌شوند را جذب نمایند (۲۹). فعالیت عضله بعد از فرود نحوه پاسخ عضله به نیروها و گشتاورهای

اما ارتباطی بین سطح فعالیت عضلات ساقی قدامی و سیرینی میانی و نیروی برشی قدامی وجود نداشت.

محدودیت‌ها

در این تحقیق فقط از آزمودنی‌های مرد استفاده شد. همچنین، در این تحقیق شرایط روحی و روانی آزمودنی‌ها و انگیزه آن‌ها کنترل نشد. سطح مهارت آزمودنی‌ها نیز کنترل نشد که می‌تواند بر نتایج تحقیق حاضر تأثیر بگذارد.

پیشنهادها

با توجه به این که بین عضله همسترینگ و نیروی برشی قدامی ارتباط معنی‌داری یافت شد برای درک بهتر این یافته‌ها پیشنهاد می‌گردد ارتباط بین سایر عضلات اندام تحتانی با نیروی برشی قدامی با حجم و نمونه بزرگ‌تری انجام گردد. همچنین در این تحقیق از تکلیف پرش - فرود استفاده گردید، بنابراین پیشنهاد می‌گردد در تحقیقات آینده از سایر تکلیف‌ها مثل فرود دو پا و فرود از ارتفاع‌های مختلف استفاده گردد.

تشکر و قدردانی

با تشکر از مسؤولین دانشگاه تربیت معلم تهران که برای استفاده از آزمایشگاه کمک بسیاری کردند. همچنین از تمامی افراد شرکت کننده در این مطالعه تشکر و قدردانی می‌کنم.

هم‌انقباضی عضله همسترینگ با عضله چهار سر نیروهای وارده بر ACL را کاهش می‌دهد.

همبستگی منفی بین نیروی برشی قدامی زانو و سطح فعالیت عضله همسترینگ در مطالعه حاضر احتمالاً به وسیله توانایی این عضله جهت اعمال کشش خلفی روی سر فوقانی استخوان درشت‌نی در تمام زوایای فلکشن باشد. در حین فرود آمدن این عضله نقش حمایتی برای ACL دارد و به واسطه اعمال نیرو به سمت عقب سر فوقانی استخوان درشت‌نی، باعث می‌شود که از نیروی اعمال شده قدامی بر سر استخوان درشت‌نی کاسته شود. این کاهش نیرو باعث می‌شود که فشار روی ACL تعدیل و این لیگامنت در برابر پارگی محافظت شود (۱۷، ۱۸).

در همین راستا نتایج Withrow و همکاران (۳۳) نشان داد که افزایش نیروی عضله همسترینگ هنگام فلکشن زانو در حرکت پرش - فرود به طور معنی‌داری حداکثر استرین را بر روی ACL کاهش می‌دهد. این محققان بیان کردند که هنگامی که پرش فرود صورت می‌گیرد نیروی برشی قدامی بزرگی توسط عضله چهار سر استخوان درشت‌نی را به سمت جلو جابجا می‌کند. کاهش این نیرو به وسیله سفتی (Stiffness) مجموعه زانو تحت شرایط تنش افزایش یافته همسترینگ توضیح داده می‌شود که خود به محدود کردن استرین وارده بر ACL هنگام افزایش بار کمک شایانی می‌کند.

نتیجه‌گیری

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که بین سطح فعالیت عضله همسترینگ خارجی و نیروی برشی قدامی ارتباط وجود دارد.

References

1. Russell KA, Palmieri RM, Zinder SM, Ingersoll CD. Sex differences in valgus knee angle during a single-leg drop jump. Athl Train 2006; 41(2):166-71.
2. Trimble MH, Bishop MD, Buckley BD, Fields LC, Rozea GD: The relationship between clinical measurements of lower extremity posture and tibial translation. Clin Biomech 2002; 17(4):286-90.
3. Boden BP, Dean GS, Feagin Jr JA, Garrett Jr WE. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. Orthopedics 2000; 23(6):573-8.

4. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, McLean SG, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes A prospective study. *Am J Sports Med* 2005; 33(4):492-501.
5. 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. *Clin Biomech* 2001, 16(5): ۳۴۵-۳۸
6. Fukuda Y, Woo SLY, Loh JC, Tsuda E, Tang P, McMahon PJ, et al. A quantitative analysis of valgus torque on the ACL: a human cadaveric study. *J Orthop Res* 2003; 21(6):1107-12.
7. Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GAM, Slauterbeck JL. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *J Orthop Res* 1995; 13(6):930-5.
8. Shelburne KB, Torry MR, Pandy MG. Muscle, ligament, and joint-contact forces at the knee during walking. *Med Sci Sports Exerc* 2005; 37(11):1948-56.
9. Li G, DeFrate LE, Rubash HE, Gill TJ. In vivo kinematics of the ACL during weight-bearing knee flexion. *J Orthop Res* 2006; 23(2):340^۴-344.
10. Liu W, Maitland ME. The effect of hamstring muscle compensation for anterior laxity in the ACL-deficient knee during gait. *J Biomech* 2000; 33(7):871-9.
11. Yu B, Garrett WE. Mechanisms of non-contact ACL injuries. *Br J Sports Med* 2007; 41(suppl 1): i47-51.
12. Sell TC, Ferris CM, Abt JP, Tsai YS, Myers JB, Fu FH, et al. The effect of direction and reaction on the neuromuscular and biomechanical characteristics of the knee during tasks that simulate the noncontact anterior cruciate ligament injury mechanism. *Am J Sports Med* 2006; 34(1):43-54.
13. Yu B, Lin CF, Garrett WE. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clin Biomech* 2006; 21(3):297-305.
14. Walsh M, Boling MC, McGrath M, Blackburn JT, Padua DA. Lower Extremity Muscle Activation and Knee Flexion During a Jump-Landing Task. *Athl Train* 2012; 47(4):406-13.
15. Griffin LY, Agel J, Albohm MJ, Arendt EA, Dick RW, Garrett WE, et al. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *J Am Acad Orthop Surg* 2000; 8(3):141-150.
16. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball a systematic video analysis. *Am J Sports Med* 2004; 32(4):1002-12.
17. Li G, Rudy T, Sakane M, Kanamori A, Ma C, Woo SLY. The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *J Biomech* 1999; 32(4):395-400.
18. MacWilliams B, Wilson D, DesJardins J, Romero J, Chao E. Hamstrings cocontraction reduces internal rotation, anterior translation, and anterior cruciate ligament load in weight-bearing flexion. *J Orthop Res* 1999; 17(6):817-22.
19. Cowling E, Steele J, McNair P. Effect of verbal instructions on muscle activity and risk of injury to the anterior cruciate ligament during landing. *Br J Sports Med* 2003; 37(2):126-130.
20. Hewett TE, Lindenfeld TN, Riccobene JV, Noyes FR. The Effect of Neuromuscular Training on the Incidence of Knee Injury in Female Athletes A Prospective Study. *Am J Sports Med* 1999; 27(6):699-706.

21. Gribble PA, Mitterholzer J, Myers AN. Normalizing considerations for time to stabilization assessment. *J Sci Med Sport* 2012; 15(2):159-63.
22. Carcia CR, Martin RL. The influence of gender on gluteus medius activity during a drop jump. *Phys Ther Sport* 2007; 8(4):169-76.
23. Hermens HJ, Biomedical CdCe, Programme HR. SENIAM: European recommendations for surface electromyography.. Netherlands: Roessingh Research and Development; 1999.
24. Ross SE, Guskiewicz KM, Yu B. Single-leg jump-landing stabilization times in subjects with functionally unstable ankles. *J Athl Train* 2005; 40(4):298-304.
25. AYOTTE NW, STETTS DM, KEENAN G, GREENWAY EH. Electromyographical analysis of selected lower extremity muscles during 5 unilateral weight-bearing exercises. *J Orthop Sports Phys Ther* 2007; 37(2):48-55.
26. Ross SE, Guskiewicz K. Time to stabilization: a method for analyzing dynamic postural stability. *Athl Ther Today* 2003, 8(3):37-9.
27. Ross SE, Guskiewicz KM, Gross MT, Yu B. Assessment tools for identifying functional limitations associated with functional ankle instability. *J Athl Train* 2008; 43(1):44-50.
28. Hart JM, Garrison JC, Kerrigan DC, Palmieri-Smith R, Ingersoll CD. Gender differences in gluteus medius muscle activity exist in soccer players performing a forward jump. *Res Sports Med* 2007; 15(2):147-55.
29. Santello M. Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. *Gait Posture* 2005; 21(1):85-94.
30. McNair PJ, Prapavassis H, Callender K. Decreasing landing forces: effect of instruction. *Br J Sports Med* 2000; 34(4):293-6.
31. Gottschalk F, Kourosch S, Leveau B. The functional anatomy of tensor fasciae latae and gluteus medius and minimus. *J Anat* 1989; 166:179-89.
32. Earl J. Gluteus medius activity during 3 variations of isometric single-leg stance. *J Sport Rehabil* 2005; 14 (1).
33. Withrow TJ, Huston LJ, Wojtys EM, Ashton-Miller JA. Effect of varying hamstring tension on anterior cruciate ligament strain during in vitro impulsive knee flexion and compression loading. *J Bone Joint Surg Am* 2008; 90(4): 815-23

The Relationship between Activity Level of Some Lower Extremity Muscle and Anterior Shear Force during Single-Leg Jump Landing

Majid fatahi*, Farajollah fatahi¹

Original Article

Abstract

Introduction: Identifying factors which cause the high incidence of ACL is of great importance. The anterior shear forces are the primary mechanism of load sustained on the ACL. During exercise, the activity of muscles and position of lower limbs may increase or decrease the anterior shear force. The purpose of this study is to investigate the relationship between the activity level of some lower extremity muscles and anterior shear force during single-leg jump landing.

Materials and Methods: Twenty male-students of physical education participated in this study. EMG activity of the muscles of the gluteus medius, tibialis anterior and hamstring were evaluated via Electromyography system and ground reaction force was evaluated via force plate system in jump-landing task. There was used Pearson correlation test.

Results: The results indicated no significant correlation between tibialis anterior and gluteus medius muscles activity with shear force, while there was found correlation between lateral hamstring muscle activity and anterior shear force ($P < 0.05$).

Conclusion: The findings of this study showed that hamstring muscle activity during single-leg jump landing acts as a supporting muscle of ACL. This increased muscle activity leads to the reduction of the load on the ACL.

Keywords: Electromyography, Anterior Shear Force, Anterior Cruciate ligament, Jump-Landing task, Lower Extremity Muscles

Citation: Fatahi Majid, Fatahi Farajollah. **The comprasion of prevalance, type and severity of injury in professional and amateur freestyles' wrestlers.** J Res Rehabil Sci 2013; 9(4): 715-725.

Received date: 14/3/2013

Accept date: 28/5/2013

*MSc, Department of Sports Injury and Corrective Exercises, School of Physical Education and Sport Sciences, Isfahan University, Isfahan, Iran (Corresponding Author) Email :fatahi879913@yahoo.com

1- MSc, Department of Sports Injury and Corrective Exercises, School of Physical Education and Sport Sciences, Tehran University, Tehran, Iran