ارتباط بین فعالیت عضلات پروگزیمال و دیستال اندام تحتانی با زمان رسیدن به پایداری

فرج‌اله فتاحی*، هومن مینونژاد[1]، محمد حسین علیزاده[2]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: کنترل پوسچر، مؤلفه کلیدی برای انجام فعالیت‌های روزمره و فعالیت‌های ورزشی می‌باشد. عضلات اندام تحتانی نقش مهمی در حفظ پایداری دارند. هدف از این مطالعه، بررسی ارتباط بین سطح فعالیت برخی عضلات منتخب پروگزیمال و دیستال (سرینی میانی و ساقی قدامی) اندام تحتانی با زمان رسیدن به پایداری در تکلیف پرش- فرود تک پا بود.

مواد و روش‌ها: ۲۰ دانشجوی پسر رشته تربیت‌بدنی در این مطالعه شرکت کردند. سطح فعالیت عضلات با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی و زمان رسیدن به پایداری آزمودنی‌ها در راستای داخلی- خارجی (Medial-lateral یا ML)، قدامی- خلفی (Anterior- posterior یا AP) و کلی (Resultant Vector time یا RV) با استفاده از صفحه نیرو در حرکت پرش- فرود تک پا ارزیابی شد. به منظور تجزیه و تحلیل داده‌ها، از آزمون همبستگی Pearson در سطح معنی‌داری $P < ۰/۰۵$ استفاده گردید.

یافته‌ها: بین سطح فعالیت عضله ساقی قدامی و زمان رسیدن به پایداری در هر سه راستا، ارتباط معنی‌داری وجود نداشت ($P > ۰/۰۵$). همچنین نتایج نشان داد که بین سطح فعالیت عضله سرینی میانی با زمان رسیدن به پایداری در راستای قدامی- خلفی و حالت کلی ارتباط معنی‌داری وجود ندارد ($P > ۰/۰۵$)، اما ارتباط معنی‌داری بین سطح فعالیت عضله سرینی میانی و زمان رسیدن به پایداری در راستای داخلی- خارجی یافت شد ($P < ۰/۰۵$).

نتیجه‌گیری: نتایج مطالعه حاضر پیشنهاد می‌کند که فعالیت کمتر عضله سرینی میانی ممکن است منجر به عملکرد ضعیف بر روی اعمال تعادل عملکردی شود. بنابراین بهبود عملکرد عضله سرینی میانی ممکن است منجر به بهبود در کنترل پوسچر در راستای داخلی- خارجی گردد.

کلید واژه‌ها: عضله سرینی میانی، عضله ساقی قدامی، زمان رسیدن به پایداری، تکلیف پرش- فرود

ارجاع: فتاحی فرج‌اله، مینونژاد هومن، علیزاده محمد حسین. **ارتباط بین فعالیت عضلات پروگزیمال و دیستال اندام تحتانی با زمان رسیدن به پایداری.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۲؛ ۹ (۲): ۲۴۲-۲۳۲.

تاریخ دریافت: ۱۳۹۱/۱۲/۲۴ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۲/۳/۷

این تحقیق در قالب طرح پژوهشی شماره ۲۸۹۵۲/۱/۱ با استفاده از اعتبارات پژوهشی دانشگاه تهران انجام شده است.

* دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران (نویسنده مسؤول)
Email: farajfatahi92@yahoo.com

۱- استادیار، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

۲- دانشیار، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

مقدمه

پایداری دینامیکی به عنوان یکی از مفاهیم بحث‌برانگیز سیستم حسی- حرکتی، ارتباط متقابل و پیچیده میان درون دادههای حسی و پاسخ‌های حرکتی مورد نیاز را به منظور حفظ یا تغییر پوسچر، بررسی می‌کند (۱). کنترل پوسچر، مؤلفه کلیدی است که برای انجام فعالیت‌های روزمره و فعالیت‌های ورزشی ضروری می‌باشد (۲) و می‌تواند در هر دو وضعیت استاتیکی و دینامیکی و تحت شرایط چندگانه (یعنی دو پا و تک پا) ارزیابی شود. علاوه بر این، کنترل پوسچر اندازه‌گیری کمی کنترل عصبی- عضلانی است که نقش مهمی در پایداری دینامیکی مفصل و حفظ بدن از آسیب دارد (۳). کنترل پوسچر از طریق ترکیبی از فرایندهای بیومیکانیکی، حرکتی و حسی به دست می‌آید. حفظ کنترل پوسچر ناشی از عملکرد سه سیستم تعادلی (بینایی، دهلیزی و حسی- پیکری) می‌باشد. همکاری این سیستم‌ها با یکدیگر به کنترل پوسچر و تعادل منجر می‌شود (۶-۴). برای حفظ راستای بدن و مرکز ثقل در محدوده سطح اتکا، این سه سیستم به نحو مطلوبی با هم کار می‌کنند (۷).

کنترل پوسچر، تحت تأثیر عوامل گوناگونی قرار می‌گیرد. این عوامل توانایی شخص را برای حفظ مرکز ثقل درون محدوده سطح اتکا به چالش می‌کشاند. از جمله این عوامل، ضعف عضلات می‌باشد (۸). هنگامی که ارتباط بین ضعف عضلات و تعادل در نظر گرفته می‌شود، اغلب تمرکز اصلی بر روی عضلات اطراف زانو است (۹)، اما ساختار عضلات پروگزیمال و دیستال اندام تحتانی می‌تواند نقش مهمی در حفظ کنترل پوسچر داشته باشد.

مطالعات نشان می‌دهد که یکی از عضلات مهم در عملکرد افراد در حرکات تعادلی به ویژه در حرکات تک پا، عضله سرینی میانی می‌باشد (۱۰، ۹). عضله سرینی میانی به عنوان ابداکتور اصلی ران شناخته شده است و نقش مهمی در حفظ پایداری لگن و تنه طی اعمال تک پا دارد (۱۱، ۹). مطالعات قبلی بر روی پوسچر و تعادل پیشنهاد کردند که ایجاد گشتاور عضلات اطراف ران وسیله‌ای در کاهش شتاب مرکز جرم بدن در پاسخ به اختلال پوسچری در راستای داخلی- خارجی و قدامی- خلفی می‌باشد (۱۲). اعتقاد بر این است که حرکت مفصل ران برای اصلاحات پوسچری در چند راستا جهت داشتن پایداری پوسچر مستقیم ضروری است (۱۴، ۱۳). اهمیت عملکرد عضلات اطراف مفصل ران در ارتباط با پایداری پوسچر به طور تجربی توسط Gribble و Hertel (۱۶، ۱۵) و Colby و همکاران (۱۷) نشان داده شده است. آن‌ها گزارش کردند که خستگی عضلات ران منجر به نقص کنترل پوسچر در صفحه ساجیتال و فرونتال می‌گردد. همچنین، Chang و همکاران (۱۸) نشان دادند که عملکرد عضلات ابداکتور ران با عملکرد تعادل ایستادن در افراد بزرگ‌سال در ارتباط است. Lee و همکاران نیز گزارش کردند که عضله سرینی میانی، نقش مهمی در ارتباط با پایداری دینامیکی پوسچر در راستای داخلی- خارجی در افراد با درد پاتلافمورال دارد (۱۹).

در ارتباط با اهمیت عضلات دیستال اندام تحتانی با پایداری پوسچر، McKinley و Pedotti (۲۰) گزارش کردند که در آزمودنی‌های با زمان رسیدن به پایداری کوتاه، سه عضله مهم ساق پا (دوقلو، نعلی، ساقی قدامی) پیش از فرود منقبض می‌شوند، اما در آزمودنی‌های با زمان رسیدن به پایداری ضعیف، هیچ انقباضی در عضلات ناحیه ساق پا در هنگام ارزیابی با الکترومیوگرافی (Electromyography یا EMG) مشاهده نشد. Aniss و همکاران (۲۱) و McKinley و Pedotti (۲۰) نشان دادند که بین انقباض قبل از فرود عضلات ناحیه ساق پا و کاهش زمان رسیدن به پایداری به ترتیب ارتباط وجود دارد. در این مطالعه از رفلکس‌های پوستی- عضلانی استفاده شد. این محققان برای بررسی سطح فعالیت عضلات از روش زمان آغاز و پایان فعالیت عضلات استفاده کرده بودند. همچنین تکلیفی که در این مطالعه استفاده شده است تکلیف پرش از ارتفاع بود. Di و همکاران (۲۲) بیان کردند که ارتباط بالایی بین فعالیت الکترومیوگرافی عضله ساقی قدامی و نوسان بدن (Postural sway) در حالت ایستادن وجود دارد. این نتایج نشان می‌دهد که بین فعالیت الکترومیوگرافی عضله ساقی قدامی و میزان جابه‌جایی مرکز ثقل ارتباط وجود دارد. آن‌ها

www.mui.ac.ir

همچنین بیان کردند که ارتباط متوسطی بین فعالیت الکترومیوگرافی عضله دوقلو و نعلی با نوسان بدن در حالت ایستادن وجود دارد.

مطالعاتی که ارتباط بین خستگی عضلات دیستال اندام تحتانی و کنترل پوسچر را مورد بررسی قرار دادند اهمیت عملکرد این عضلات را در ارتباط با پایداری نشان دادند. در این مطالعات نشان داده شد که خستگی عضلات دورسی فلکسورها و پلانتار فلکسورهای مچ، باعث افزایش نوسان راستای داخل- خارجی و قدامی- خلفی می‌گردد (۲۴، ۲۳).

این مطالعات تنها ارتباط بین خستگی عضلات پروگزیمال و دیستال اندام تحتانی افراد سالم و نقص کنترل پوسچر را ارزیابی کردند (۲۴، ۱۶، ۱۵). علاوه بر این، محدودیت مطالعات قبلی در این زمینه این است که عملکرد تعادل طی ایستادن ایستا ارزیابی می‌شد که ممکن است در نشان دادن پایداری پوسچری هنگام انجام اعمال حرکتی دینامیک عملکردی نامناسب باشد. انواع دینامیک‌تر فعالیت‌ها مانند تکلیف پرش- فرود (Jump-landing) ممکن است ابزار درست‌تری در ارزیابی سیستم عصبی- عضلانی طی فعالیت‌های تک پا به خصوص در بسیاری از فعالیت‌های ورزشی باشد. زمان رسیدن به پایداری (TTS یا Time to stabilization) شاخصی از پایداری دینامیکی است که پایداری دینامیکی را در حرکت پرش- فرود ارزیابی می‌کند و به عنوان توانایی افراد جهت حفظ تعادل و به حداقل رساندن نوسان پوسچر طی انتقال از یک حالت دینامیکی به یک حالت ایستا تعریف می‌شود و بنابراین یک تست کاملاً عملکردی است (۲۶، ۲۵). بنابراین هدف از این مطالعه، بررسی ارتباط بین سطح فعالیت عضلات سرینی میانی و ساقی قدامی با زمان رسیدن به پایداری در تکلیف پرش- فرود تک پا بود.

مواد و روش‌ها

۲۰ آزمودنی (سن: ۱/۶۱ ± ۲۱/۶۱ سال، وزن: ۹/۰۶ ± ۶۷/۶۶ کیلوگرم و قد: ۳/۴۵ ± ۱۷۴/۱۸سانتی‌متر) از بین دانشجویان پسر دانشکده تربیت بدنی دانشگاه خوارزمی (تربیت معلم تهران) 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 مچ پا (Ankle sprain) و بدراستایی‌های 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 امضا کردند.

جمع‌آوری داده‌ها

ابزار

از صفحه نیرو (Force plate) سه محوره (مدل BERTEC، ۶۰ × ۴۰ سانتی‌متر، ساخت کشور آمریکا) برای ثبت و اندازه‌گیری نیروی عکس‌العمل زمین استفاده شد. از نیروی عکس‌العمل زمین برای محاسبه زمان رسیدن به پایداری و تشخیص اولین تماس پا با زمین استفاده شد. اطلاعات نیروهای عکس‌العمل زمین توسط صفحه نیرو با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰ هرتز ثبت شد (۲۶). از دستگاه دیجیتالی پرش سارجنت برای اندازه‌گیری حداکثر پرش عمودی استفاده شد. اطلاعات الکترومیوگرافی عضله سرینی میانی و عضله ساقی قدامی با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی (مدل MIE، ۸ کاناله، ساخت کشور انگلیس) جمع‌آوری گردید. این اطلاعات با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز جمع‌آوری شدند (۲۷). برای جمع‌آوری هم‌زمان داده‌ها، دستگاه الکترومیوگرافی با صفحه نیرو از نظر زمانی هماهنگ (Synchronize) شده بود.

روش اجرای تست

آماده کردن آزمودنی: بعد از اندازه‌گیری و ثبت اطلاعات توصیفی آزمودنی‌ها، موهای سطح پوست عضله سرینی میانی و ساقی قدامی تراشیده شد و سپس پوست با الکل تمیز شد. سپس الکترودهای سطحی از نوع Ag/AgCl دوقطبی با قطر

۱۰ میلی‌متر با فاصله مرکز به مرکز ۲ سانتی‌متر روی بطن عضلات به کار برده شد. برای عضله سرینی میانی، الکترودها در نصف فاصله بین تروکانتر بزرگ و خارجی‌ترین قسمت تاج خاصره روی پای برتر موازی با جهت فیبر عضله قرار داده شد (۲۷). برای عضله ساقی قدامی، الکترودها روی بطن عضله پای برتر در یک سوم فاصله بین سر استخوان نازک‌نی و نوک قوزک داخلی قرار داده شد (۲۸). برای اطمینان از ثابت بودن محل الکترودها طی تست، الکترودها با چسب بر روی پوست محکم شدند. توجه خاصی داده شد به این‌که الکترودها روی پوست قرار داده شده باشند و حرکت نکرده باشند. برای بررسی مکان صحیح الکترودها، سیگنال‌های 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 درصد حداکثر پرش ارتفاع آزمودنی محاسبه گردد. برای این منظور از آزمودنی‌ها تست حداکثر پرش عمودی با استفاده از دستگاه دیجیتالی پرش سارجنت گرفته شد. برای انجام این عمل، آزمودنی‌ها زیر دستگاه دیجیتالی پرش سارجنت ایستادند و به حداکثر ارتفاع تا جایی که ممکن بود دستشان را بالا بردند بدون این‌که پاشنه از زمین جدا شود. این اندازه‌گیری به عنوان ارتفاع ایستاده آزمودنی‌ها در نظر گرفته شد. در حالی که آزمودنی‌ها زیر دستگاه با دو پا ایستادند، سپس از آزمودنی‌ها خواسته شد تا حداکثر پرش خود را انجام دهند و روی دو پا فرود بیایند. این ارتفاع به عنوان حداکثر پرش عمودی ثبت می‌گردید. از هر آزمودنی خواسته شد که پرش عمودی را سه بار انجام دهد و پس از ثبت نمرات هر سه بار، بیشترین نمره به عنوان حداکثر پرش عمودی آزمودنی ثبت می‌شد (۲۹، ۲۶). بعد از این مرحله تست، حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC یا Maximal voluntary isometric contraction) عضله سرینی میانی برای نرمالایز کردن اطلاعات الکترومیوگرافی گرفته شد. برای تست حداکثر انقباض 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. ران پای برتر بدون ابداکشن/ اداکشن و چرخش داخلی/ خارجی بود. برای اجرای بهتر حرکت، پایی که در پایین قرار داشت در حالت خم شده قرار داده می‌شد. مقاومتی جهت جلوگیری از ابداکشن ران بر روی قسمت خارجی زانو اعمال می‌شد (۳۰).

برای تست حداکثر انقباض عضله ساقی قدامی، از آزمودنی خواسته شد بر روی صندلی بنشیند به نحوی که به پشتی صندلی تکیه نداده و زانوی پای برتر در حالت اکستنشن و مچ پا در حالت پلانتار فلکشن و پای دیگر در حالت ۹۰ درجه باشد. در این حین مقاومتی توسط دست آزمونگر به منظور جلوگیری از دورسی فلکشن پا بر روی پشت پا اعمال می‌شد. پس از اندازه‌گیری حداکثر پرش عمودی آزمودنی‌ها و تست حداکثر انقباض ارادی، آزمودنی‌ها جهت انجام تکلیف پرش- فرود آماده شدند. 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 سانتی‌متر از مرکز صفحه نیرو فاصله داشت بایستند (۲۹، ۲۵). 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 بیایند. پای برتر به عنوان پایی که آزمودنی‌ها برای پرتاب توپ استفاده می‌کردند انتخاب شد. به آن‌ها آموزش داده شد که به محض فرود روی صفحه نیرو، دست‌ها را در ناحیه لگن قرار داده، سر را بالا نگه داشته و روبه‌رو را نگاه کنند و به مدت ۲۰ ثانیه بدون حرکت بایستند (۳۱، ۲۹).

اگر آزمودنی روی صفحه نیرو، لی‌لی می‌کرد یا با پای دیگر صفحه نیرو را لمس می‌کرد و یا دستش علامت معادل ۵۰ درصد حداکثر پرش را لمس نمی‌کرد آن پرش حذف می‌شد. قبل از اجرای پروتکل، آزمودنی‌ها اجازه داشتند چندین بار پرش فرود را تمرین کنند تا با شرایط و نحوه اجرای آزمون آشنا گردند. آزمودنی‌ها اغلب به ۵-۳ 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

www.mui.ac.ir

عکس‌العمل زمین توسط صفحه نیرو و اطلاعات داده‌های الکترومیوگرافی عضله سرینی میانی و ساقی قدامی توسط دستگاه الکترومیوگرافی به صورت هم‌زمان ثبت شد.

تجزیه و تحلیل داده‌ها

زمان رسیدن به پایداری

برای محاسبه زمان رسیدن به پایداری، از نرم‌افزار Matlab استفاده شد. محاسبه زمان رسیدن به پایداری داخلی- خارجی و قدامی- خلفی با استفاده از روش دامنه تغییرات توضیح داده شده توسط Ross و همکاران محاسبه شد (۲۹). دامنه تغییرات نیروی عکس‌العمل زمین، طی ۱۰ ثانیه آخر بخش ایستادن تک پای تکلیف پرش- فرود برای مؤلفه‌های داخلی- خارجی و قدامی- خلفی محاسبه شد.

جهت کنترل متغیر مخل وزن، نیروهای عکس‌العمل در هر دو راستا بر وزن آزمودنی تقسیم شد و به عنوان متغیر مرجع در نظر گرفته شد. خط دامنه تغییرات افقی که کوچک‌ترین مقدار دامنه کامل مؤلفه نیروی عکس‌العمل زمین را نشان می‌دهد بر روی داده‌ها کشیده شد. سپس نمودار چند جمله‌ای درجه ۳ (Unbounded third-order polynomial) داده‌ها رسم شد. زمان رسیدن به پایداری در هر یک از مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل نقطه‌ای است که نمودار چند جمله‌ای درجه ۳ خط دامنه تغییرات افقی را قطع می‌کند (نمودار ۱).

زمان رسیدن به پایداری در هر سه مرتبه اجرای آزمودنی در دو راستای داخلی- خارجی Medial-lateral time to stabilization و قدامی- خلفی Anterior-posterior time to stabilization محاسبه و سپس میانگین زمان در سه اجرا به عنوان زمان رسیدن به پایداری آزمودنی در آن راستا ثبت شد. بعد از این‌که دو راستای APTTS و MLTTS محاسبه شدند زمان رسیدن به پایداری کلی (Resultant vectortime tostabilization) با استفاده از فرمول زیر محاسبه شد؛

$$RVTTS = \sqrt{MLTTS^2 + APTTS^2}$$

اگرچه زمان رسیدن به پایداری در راستای قدامی- خلفی (APTTS) و داخلی- خارجی (MLTTS) اغلب به طور جداگانه گزارش می‌شوند، به تازگی متغیر زمان رسیدن به پایداری کلی (RVTTS) گزارش می‌شود تا ارزیابی پایداری واحدی از هر دو صفحه حرکتی را فراهم کند (۳۱، ۲۶). اعتقاد بر این است که شاخص پایداری کلی، بهترین تعیین کننده توانایی کلی افراد برای حفظ تعادل است (۳۲). میانگین مقادیر زمان رسیدن به پایداری کلی (RVTTS) برای هر یک از آزمودنی‌ها محاسبه شد.

نمودار ۱. زمان رسیدن به پایداری، نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای داخلی- خارجی در تکلیف پرش- فرود

www.mui.ac.ir

الکترومیوگرافی

پردازش داده‌های الکترومیوگرافی توسط نرم‌افزار ریاضیاتی متلب انجام شد. برای محاسبه میزان الکترومیوگرافی از روش RMS (Root mean square) استفاده شد. برای نشان دادن فعالیت عضلانی طی پرش- فرود تک پا از داده‌های الکترومیوگرافی ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از اولین تماس پا با زمین (Initial contact) RMS گرفته شد (۹). اولین تماس پا با زمین به عنوان زمانی تعریف می‌شود که صفحه نیرو مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین را نشان دهد (۱۰). از داده‌های حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک نیز در همان اینتروال زمانی ۱۰۰ میلی‌ثانیه RMS گرفته شد. سپس RMS در قبل و بعد از تماس با تقسیم بر RMS حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک نرمال‌سازی شد.

تجزیه و تحلیل آماری

برای بررسی ارتباط بین سطح فعالیت عضلات و مقادیر زمان رسیدن به پایداری، از آزمون همبستگی Pearson استفاده شد. نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۹ (version 19, SPSS Inc., Chicago, IL) برای تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده شد. سطح آلفای $P \leq ۰/۰۵$ برای تمام آزمون‌های آماری در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

جدول ۱ ضریب همبستگی و سطح معنی‌داری را بین سطح فعالیت عضلات و زمان رسیدن به پایداری نشان می‌دهد. ارتباط معنی‌داری بین سطح فعالیت عضله سرینی میانی با زمان رسیدن به پایداری در راستای داخلی- خارجی مشاهده شد ($P = ۰/۰۲۹$، $r = ۰/۵۱۴$)، اما بین زمان رسیدن به پایداری در راستای قدامی- خلفی و پایداری کلی با سطح فعالیت عضله سرینی میانی ارتباط معنی‌داری یافت نشد. همچنین، بین سطح فعالیت عضله ساقی قدامی با زمان رسیدن به پایداری در هر سه راستای قدامی- خلفی، داخلی- خارجی و پایداری کلی ارتباط معنی‌داری یافت نشد.

بحث

هدف از این مطالعه، بررسی ارتباط بین سطح فعالیت عضلات پروگزیمال و دیستال اندام تحتانی با پایداری داینامیکی بود. یافته‌های مطالعه حاضر نشان داد که بین سطح فعالیت عضله سرینی میانی با زمان رسیدن به پایداری در راستای داخلی- خارجی ارتباط معنی‌داری وجود دارد؛ در حالی که ارتباط معنی‌داری بین سطح فعالیت عضله سرینی میانی و زمان رسیدن به پایداری در راستای قدامی- خلفی و کلی یافت نشد. همچنین یافته‌های ما نشان داد که بین سطح فعالیت عضله ساقی قدامی با زمان رسیدن به پایداری در هر سه راستا ارتباط معنی‌داری وجود ندارد.

در مطالعه حاضر فعالیت عضله قبل از فرود بررسی شد؛ چرا که فعالیت عضله قبل از فرود سنجشی از انقباض عضله پیشگویی کننده است. 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 (۳۳). به منظور کاهش در میزان نیروهای عکس‌العمل زمین، بدن باید 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 پیش‌بینی حرکات توسط عضلات اندام تحتانی به صورت چشمگیری سبب افزایش نیروهای عکس‌العمل زمین و نیز زمان رسیدن به پایداری می‌شود (۳۴). Santello (۳۳) نشان داد که فعال‌سازی عضلانی قبل

جدول ۱. ضریب همبستگی و سطح معنی‌داری بین سطح فعالیت عضله سرینی میانی و زمان رسیدن به پایداری

عضلات	زمان رسیدن به پایداری داخلی- خارجی	زمان رسیدن به پایداری قدامی- خلفی	زمان رسیدن به پایداری کلی
سرینی میانی	(r = ۰/۰۲ ،P = -۰/۵۱)*	(r = ۰/۳۶ ،P = -۰/۲۲)	(r = ۰/۱۶ ،P = -۰/۳۴)
ساقی قدامی	(r = ۰/۹ ،P = -۰/۰۳)	(r = ۰/۰۷ ،P = -۰/۴۸)	(r = ۰/۲۱ ،P = -۰/۳۰)

* در سطح $P \leq ۰/۰۵$ معنی‌دار است

www.mui.ac.ir

از فرود با حفظ ثبات بدن و نیز جذب نیرو در هنگام فرود در ارتباط است.

مطالعه حاضر نشان داد که هر چه سطح فعالیت عضله سرینی میانی قبل از فرود بیشتر باشد زمان رسیدن به پایداری در راستای داخلی- خارجی کمتر خواهد بود، یعنی در این راستا فرد سریع‌تر به پایداری می‌رسد. Chang و همکاران (۱۸) گزارش کردند که عملکرد عضلات ابداکتور ران با عملکرد تعادل ایستادن در افراد بزرگسال در ارتباط است. Lee و همکاران (۱۹) عملکرد عضله ابداکتور ران را بر روی پایداری دینامیکی پوسچر در افراد با درد کشککی- رانی (Patellofemoral) ارزیابی کردند. در این تحقیق پایداری پوسچر در حالت با و بدون به کار بردن آتل پایدار کننده ران برای افراد با درد کشککی- رانی ارزیابی شد. این محققان آتل پایدار کننده ران را برای تسهیل کنترل ابداکشن ران و چرخش خارجی طراحی کرده بودند. به کار بردن آتل پایدار کننده ران میانگین و پیک جابه‌جایی مرکز فشار را در راستای داخلی- خارجی به طور معنی‌داری کاهش داد. در نهایت، این محققان چنین نتیجه‌گیری کردند که عضلات ابداکتور ران، نقش مهمی در ارتباط با پایداری دینامیکی پوسچری در راستای داخلی- خارجی دارد.

در مطالعه حاضر ارتباط معنی‌داری بین سطح فعالیت عضله سرینی میانی با زمان رسیدن به پایداری در راستای قدامی- خلفی یافت نشد. عضله سرینی میانی در صفحه فرونتال عمل می‌کند، بنابراین منطقی به نظر می‌رسد که ارتباطی بین سطح فعالیت این عضله با زمان رسیدن به پایداری در راستای قدامی- خلفی (صفحه ساجیتال) وجود نداشته باشد، اما ارتباط معنی‌داری بین سطح فعالیت عضله سرینی میانی و زمان رسیدن به پایداری در راستای داخلی- خارجی (صفحه فرونتال) مشاهده شد. ناکارآمدی یا ضعف عضله سرینی میانی سبب راستای نامناسب اندام تحتانی می‌شود و کنترل ناقص دینامیکی پوسچر را افزایش داده و پایداری دینامیکی افراد را تحت تأثیر قرار می‌دهد (۳۵) و ممکن است طی حرکات دینامیکی بر تعادل به خصوص در صفحه فرونتال تأثیر بگذارد. از جنبه بیومکانیکی، بازوی گشتاور عضله سرینی میانی نسبت به سایر عضلات اندام تحتانی [یعنی عضلات چرخاننده پا به داخل (Invertor muscles) و چرخاننده پا به خارج (Evertor muscles) که حرکت صفحه فرونتال را کنترل می‌کنند] طویل‌تر است. همچنین، ابداکتورهای ران در تغییر موقعیت مرکز ثقل بدن در پاسخ به اختلالات داخلی- خارجی مؤثرتر هستند (۳۶، ۱۴). علاوه بر این، نشان داده شد که عضلات ابداکتور ران، اساساً حفظ کنترل پوسچر صفحه فرونتال را فراهم می‌کنند (۳۸، ۳۷). برای مثال، Gribble و Herte مشاهده کردند هنگامی که ابداکتورها و اداکتورهای ران خسته می‌شوند، افزایش معنی‌داری در مقدار حرکات مرکز فشار صفحه فرونتال رخ می‌دهد؛ در حالی که حرکات مرکز فشار در صفحه ساجیتال افزایش نمی‌یابد (۱۵).

نتایج این مطالعه همچنین نشان داد که بین سطح فعالیت عضله ساقی قدامی و زمان رسیدن به پایداری در هر سه راستا ارتباط معنی‌داری وجود ندارد. McKinley و Pedotti (۲۰) و Aniss و همکاران (۲۱) نشان دادند که بین انقباض قبل از فرود عضلات ناحیه ساق پا و کاهش زمان عکس‌العمل رفلکس‌های پوستی- عضلانی ساق پا و زمان رسیدن به پایداری به ترتیب ارتباط وجود دارد که با نتایج مطالعه حاضر همخوانی ندارد. چندین اختلاف روش‌شناسی ممکن است اختلافات نتایج بین مطالعات را توضیح دهد. برای مثال در تحقیق McKinley و Pedotti (۲۰) از تکلیف متفاوتی استفاده کرده بودند. همچنین در تحقیق McKinley و Pedotti (۲۰) ارتباط زمان‌بندی آغاز و پایان فعالیت عضلات با پایداری بررسی شده بود؛ در حالی که در مطالعه حاضر، ارتباط میزان فعالیت عضلات با پایداری بررسی شد. روش تحقیق Aniss و همکاران (۲۱) نیز با روش تحقیق حاضر متفاوت بود. آن‌ها از تحریک عضلانی استفاده کرده بودند و برای کمی کردن داده‌ها از روش میانگین‌گیری یک سویه استفاده کرده بودند؛ در حالی که در مطالعه حاضر از روش RMS استفاده شده بود. علاوه بر این تکلیف متفاوتی در این دو مطالعه استفاده شده بود.

ارتباط متفاوت بین سطح فعالیت عضلات و زمان رسیدن

به پایداری در مطالعه حاضر شاید به دلیل استفاده از نوع متفاوتی از استراتژی حرکات طی تست پرش- فرود بود. هنگامی که ابداکتورهای ران به خصوص سرینی میانی قوی باشند، پای تکیه‌گاه طی حرکت پای دیگر پایدارتر می‌شود و منجر به افتادن لگن (علامت Trendelenburg) نمی‌شود (۹). به عبارت دیگر، حفظ راستای اندام تحتانی مستقیم طی ایستادن تک پا ممکن است فشار غیر ضروری به زانو و مچ را به وسیله پیشگیری از اداکشن بیش از حد ران یا پرونیشن بیش از حد مچ پا کاهش دهد که به ساختار زنجیره کینتیکی کمک می‌کند که به طور مؤثر عمل کند (۳۹).

تعادل از طریق فرایند بیومکانیکی حرکتی و حسی به دست می‌آید. سازماندهی حسی و هماهنگی عضلانی، دو مؤلفه مهم سیستم عصبی مرکزی هستند که هماهنگ با هم عمل می‌کنند تا راستای صاف قامت را حفظ کنند (۸، ۴). سه استراتژی حرکتی متفاوت برای پیشگیری از افتادن (Falling) استفاده می‌شوند. رایج‌ترین و مؤثرترین استراتژی، استراتژی مچ پا است و هنگامی که نوسان پوسچری کم است استفاده می‌شود، اما اگر مرکز فشار نزدیک محدوده نوسان باشد، استراتژی ران برای پیشگیری از حرکات بیش از حد مچ پا استفاده می‌شود که شامل حرکات سریع و بزرگ در ران می‌شود. استراتژی مچ بیشتر طی تکالیف نزدیک به محدوده پایداری استفاده می‌گردد؛ چرا که این استراتژی افراد را وادار می‌کند که مرکز فشارشان را روی سطح صاف قابل حرکت بدون تغییر در سطح اتکا حرکت دهند و کنترل کنند که به حداقل حرکت مفصلی نیاز دارد. Winter و همکاران (۱۴) استفاده از استراتژی‌های ران و مچ را طی ایستادن دو پا در ارتباط با حرکت مرکز فشار در هر دو صفحات حرکتی داخلی- خارجی و قدامی- خلفی توضیح دادند. آن‌ها بیان کردند که دورسی فلکسورها و پلانتار فلکسورها نقش مهمی در کاهش حرکات قدامی- خلفی دارند و حفظ تعادل صفحه ساجیتال در ایستادن دو پا بیشتر به حرکات مچ وابسته است. آن‌ها بیان کردند که به نظر می‌رسد ابداکتورها و اداکتورهای ران نوسان داخلی- خارجی مرکز فشار را کنترل می‌کنند و نقش بیشتری در کنترل حرکات پوسچرال صفحه فرونتال دارند.

مطالعات نشان دادند که استراتژی‌های خاصی در حفظ پیوسته کنترل پوسچر تحت شرایط مختلف استفاده می‌شود. برای مثال، عضلات مچ (یعنی پلانتار فلکسورها و دورسی فلکسورها) نقش مهمی طی ایستادن دو پا و تک پا به خصوص در صفحه ساجیتال دارند، اما همچنان که تکلیف مشکل‌تر می‌شود نقش عضلات پروگزیمال ران بیشتر می‌شود (۴۰). همچنین به گفته Deniskina و Levik، حفظ کنترل پوسچر صفحه فرونتال در اصل توسط عضلات ران فراهم می‌شود (۳۷). تست پرش- فرود که در این تحقیق استفاده شده است یک عمل دینامیکی چالش برانگیزی است که در طی آن افراد نیاز دارند که حرکات مفصلی بزرگی را درگیر کنند. بنابراین به نظر می‌رسد که طی تکلیف پرش- فرود، که یک عمل دینامیکی است، افراد از استراتژی ران بیشتر از استراتژی مچ استفاده می‌کنند.

نتیجه‌گیری

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که بین سطح فعالیت عضله سرینی میانی و زمان رسیدن به پایداری در راستای داخلی- خارجی ارتباط وجود دارد، اما ارتباطی بین سطح فعالیت عضله ساقی قدامی و زمان رسیدن به پایداری وجود نداشت. این یافته‌ها نشان می‌دهد که ضعف عضله سرینی میانی ممکن است منجر به عملکرد ضعیف روی اعمال تعادل دینامیکی در طی تکلیف پرش- فرود تک پا در راستای داخلی- خارجی شود. بنابراین بهبود عملکرد عضله سرینی میانی ممکن است منجر به بهبود در کنترل دینامیکی پوسچر گردد.

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 این‌که بین عضله سرینی میانی و زمان رسیدن به پایداری ارتباط معنی‌داری یافت شد، برای درک بهتر این

یافته‌ها پیشنهاد می‌گردد ارتباط بین سایر عضلات پروگزیمال ران با زمان رسیدن به پایداری با حجم و نمونه بزرگ‌تری انجام گردد. همچنین در این تحقیق از تکلیف پرش- فرود استفاده گردید، بنابراین پیشنهاد می‌شود در تحقیقات آینده از سایر تکلیف‌ها مانند فرود دو پا و فرود از ارتفاعات مختلف استفاده گردد.

References

1. Riemann BL, Myers JB, Lephart SM. Sensorimotor system measurement techniques. J Athl Train 2002; 37(1): 85-98.
2. Murphy DF, Connolly DA, Beynnon BD. Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. Br J Sports Med 2003; 37(1): 13-29.
3. Riemann BL, Lephart SM. The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. J Athl Train 2002; 37(1): 80-4.
4. Paillard T, Noe F, Riviere T, Marion V, Montoya R, Dupui P. Postural performance and strategy in the unipedal stance of soccer players at different levels of competition. J Athl Train 2006; 41(2): 172-6.
5. Frandin K, Sonn U, Svantesson U, Grimby G. Functional balance tests in 76-year-olds in relation to performance, activities of daily living and platform tests. Scand J Rehabil Med 1995; 27(4): 231-41.
6. Baier M, Hopf T. Ankle orthoses effect on single-limb standing balance in athletes with functional ankle instability. Arch Phys Med Rehabil 1998; 79(8): 939-44.
7. Perrin P, Deviterne D, Hugel F, Perrot C. Judo, better than dance, develops sensorimotor adaptabilities involved in balance control. Gait Posture 2002; 15(2): 187-94.
8. Prentice WE. Rehabilitation techniques for sports medicine and athletic training: With laboratory manual and esims password card. 4th ed. Philadelpha, PA: McGraw Hill Higher Education; 2005.
9. Russell KA, Palmieri RM, Zinder SM, Ingersoll CD. Sex differences in valgus knee angle during a single-leg drop jump. J Athl Train 2006; 41(2): 166-71.
10. 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.
11. Earl JE. Gluteus medius activity during 3 variations of isometric single-leg stance. JSR 2005; 14(1): 1-11.
12. Aramaki Y, Nozaki D, Masani K, Sato T, Nakazawa K, Yano H. Reciprocal angular acceleration of the ankle and hip joints during quiet standing in humans. Exp Brain Res 2001; 136(4): 463-73.
13. Runge CF, Shupert CL, Horak FB, Zajac FE. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. Gait Posture 1999; 10(2): 161-70.
14. Winter DA, Prince F, Frank JS, Powell C, Zabjek KF. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. J Neurophysiol 1996; 75(6): 2334-43.
15. Gribble PA, Hertel J. Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. J Electromyogr Kinesiol 2004; 14(6): 641-6.
16. Gribble PA, Hertel J. Effect of lower-extremity muscle fatigue on postural control. Arch Phys Med Rehabil 2004; 85(4): 589-92.
17. Colby SM, Hintermeister RA, Torry MR, Steadman JR. Lower limb stability with ACL impairment. J Orthop Sports Phys Ther 1999; 29(8): 444-51.
18. Chang SH, Mercer VS, Giuliani CA, Sloane PD. Relationship between hip abductor rate of force development and mediolateral stability in older adults. Arch Phys Med Rehabil 2005; 86(9): 1843-50.
19. Lee SP, Souza RB, Powers CM. The influence of hip abductor muscle performance on dynamic postural stability in females with patellofemoral pain. Gait Posture 2012; 36(3): 425-9.
20. McKinley P, Pedotti A. Motor strategies in landing from a jump: the role of skill in task execution. Exp Brain Res 1992; 90(2): 427-40.
21. Aniss AM, Gandevia SC, Burke D. Reflex responses in active muscles elicited by stimulation of low-threshold afferents from the human foot. J Neurophysiol 1992; 67(5): 1375-84.
22. Di G, I, Maganaris CN, Baltzopoulos V, Loram ID. The proprioceptive and agonist roles of gastrocnemius, soleus and tibialis anterior muscles in maintaining human upright posture. J Physiol 2009; 587(Pt 10): 2399-416.
23. Lundin TM , Feuerbach JW, Grabiner MD. Original research effect of plantar flexor and dorsiflexor fatigue on unilateral postural control. JAB 1993; 9(3): 191-201.
24. Reimer RC, III, Wikstrom EA. Functional fatigue of the hip and ankle musculature cause similar alterations in single leg stance postural control. J Sci Med Sport 2010; 13(1): 161-6.

25. Ross S, Guskiewicz KM. Research digest time to stabilization: a method for analyzing dynamic postural stability. Athl Ther Today 2003; 8(3): 37-9.
26. Gribble PA, Mitterholzer J, Myers AN. Normalizing considerations for time to stabilization assessment. J Sci Med Sport 2012; 15(2): 159-63.
27. Carcia CR, Martin RL. The influence of gender on gluteus medius activity during a drop jump. Physical Therapy in Sport 2007; 8(4): 169-76.
28. Boyd RN, Graham HK. Objective measurement of clinical findings in the use of botulinum toxin type A for the management of children with cerebral palsy. European Journal of Neurology 1999; 6(Suppl 4): s23-s35.
29. 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.
30. Webber MM. Cytopathic effects in primary epithelial cultures derived from the human prostate. Invest Urol 1976; 13(4): 259-70.
31. 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.
32. Perron M, Hebert LJ, McFadyen BJ, Belzile S, Regniere M. The ability of the Biodex Stability System to distinguish level of function in subjects with a second-degree ankle sprain. Clin Rehabil 2007; 21(1): 73-81.
33. Santello M. Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. Gait Posture 2005; 21(1): 85-94.
34. McNair PJ, Prapavessis H, Callender K. Decreasing landing forces: effect of instruction. Br J Sports Med 2000; 34(4): 293-6.
35. Ireland ML. Anterior cruciate ligament injury in female athletes: epidemiology. J Athl Train 1999; 34(2): 150-4.
36. Hoy MG, Zajac FE, Gordon ME. A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. J Biomech 1990; 23(2): 157-69.
37. Deniskina NV, Levik YS. Relative contribution of ankle and hip muscles in regulation of the human orthograde posture in a frontal plane. Neurosci Lett 2001; 310(2-3): 165-8.
38. Miller PK, Bird AM. Localized muscle fatigue and dynamic balance. Percept Mot Skills 1976; 42(1): 135-8.
39. Iwamoto M. The relationship among hip abductor strength, dynamic balance, and functional balance ability. California, CA: California University of Pennsylvania; 2009.
40. Riemann BL, Myers JB, Lephart SM. Comparison of the ankle, knee, hip, and trunk corrective action shown during single-leg stance on firm, foam, and multiaxial surfaces. Arch Phys Med Rehabil 2003; 84(1): 90-5.

www.mui.ac.ir

The relationship between proximal and distal lower limb muscle activities with time to stabilization

Farajollah Fatahi*, Hooman Minoonejad[1], Mohammad Hossein Alizadeh[2]

Original Article

Abstract

Introduction: Postural control may be a key component in daily activities and sport exercises. Lower limb muscles have a critical role in to maintain postural stability. The purpose of this study was to investigate the relationship between proximal and distal lower limb muscles activities (gluteus medius, tibialis anterior) to reach stabilization time during single-leg jump-landing.

Materials and Methods: Twenty male physical education students participated in this study. Subject's muscles activities were evaluated and recorded via electromyography system. Time to stabilization was evaluated in anterior-posterior and medial-lateral directions on force plate system while jump-landing task. In order to analyze the data, the Pearson correlation test at a significance level of 0.05 was used.

Results: The results showed that there is no significant correlation between tibialis anterior muscle activity and time to stabilization in three directions ($P > 0.05$). Moreover, results identified no correlation between gluteus medius muscle activity and time to stabilization in anterior- posterior and overall directions ($P > 0.05$). However, significant correlation was found between gluteus medius muscle activity and time to stabilization in medial- lateral ($P < 0.05$).

Conclusion: Our findings suggest that less gluteus medius activity may lead to poor performance of functional balance tasks. Therefore; hip abductor strengthening can be considered to improve medial-lateral postural control.

Keywords: Gluteus medius muscle, Tibialis anterior muscle, Time to stabilization, Jump-landing task

Citation: Fatahi F, Minoonejad H, Alizadeh MH. **The relationship between proximal and distal lower limb muscle activities with time to stabilization.** J Res Rehabil Sci 2013; 9(2): 232-42.

Received date: 14/03/2013 Accept date: 28/05/2013

* MSc Student, Department of Sport Injury and Corrective Exercises, School Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran (Corresponding Author) Email: farajfathi92@ymail.com
1- Assistant Professor, Department of Sport Injury and Corrective Exercises, School of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran
2- Associate Professor, Department of Sport Injury and Corrective Exercises, School of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran