طب ورزشی ـ بهار و تابستان ۱۳۹۶
دورهٔ ۹، شمارهٔ ۱، ص : ۶۷- ۵۳
تاریخ دریافت : ۱۹/ ۰۳ / ۹۵
تاریخ پذیرش : ۲۴ / ۰۲ / ۹۶

مقایسهٔ فعالیت الکترومایوگرافی برخی از عضلات اندام تحتانی در افراد با و بدون ناراستایی پویای زانو در حرکت اسکات یک‌پا

نگار کورش‌فرد*[۱] - محمدحسین علیزاده[۲] – نفیسه افشاری[۳]

۱. استادیار، بخش علوم ورزشی، دانشکدهٔ علوم تربیتی و روان‌شناسی، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران
۲. دانشیار، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکدهٔ تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران ۳. کارشناس‌ارشد روان‌شناسی ورزشی، دانشکدهٔ تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

چکیده

کینماتیک صحیح عاملی مؤثر در کاهش مشکلات اسکلتی- عضلانی است. هدف از مطالعهٔ حاضر مقایسهٔ فعالیت عضلات در گروه دارای ناراستایی پویای زانو و افراد سالم در اسکات یک‌پا، بود. این مطالعهٔ مقایسه‌ای روی ۲۳ زن فعال با میانگین سنی ۲±۲۱/۸۶ سال انجام گرفت. فعالیت عضلانی RMS اندام تحتانی، زاویهٔ افت لگن، جابه‌جایی جانبی تنه و والگوس زانو در حرکت اسکات یک‌پا ثبت و برای مقایسه از تی مستقل با سطح معناداری آلفای ۰/۰۵ استفاده شد. نتایج حاکی از عدم تفاوت معنادار در افت لگن (P=۰/۸۶) و خمش جانبی تنه (P=۰/۲۵) بود. والگوس زانو در ناراستایی پویای زانو بیشتر از گروه کنترل بود (P=۰/۰۰). هرچند درصد MVC تمام عضلات، در ناراستایی پویای زانو بیشتر از گروه کنترل بود، ولی تنها عضلهٔ راست رانی (P=۰/۰۴) و سرینی بزرگ (P=۰/۰۵) تفاوت معناداری نشان دادند. همچنین همبستگی ضعیفی بین والگوس زانو با خمش جانبی تنه (r=۰/۳۳) و فعالیت راست رانی (r= -۰/۳۷) مشاهده شد. یافته‌ها فعالیت عضلانی بیشتری را در ناراستایی پویای زانو به‌خصوص در راست رانی و سرینی بزرگ نشان داد که نشان‌دهندهٔ اهمیت این عضلات در کنترل راستای اندام تحتانی حین حرکات عملکردی است. همچنین احتمالاً ناراستایی پویای زانو حین اسکات یک‌پا، به‌صورت جبرانی تنه را به سمت پای تکیه متمایل می‌کند.

واژه‌های کلیدی

اسکات، الکترومایوگرافی، خمش جانبی تنه، ضعف نوروماسکولار، والگوس زانو.

* نویسندهٔ مسئول : تلفن : ۰۹۱۷۱۰۴۳۹۵۵
Email: nkooroshfard@ut.ac.ir

مقدمه

ناراستایی پویا ممکن است طی حرکت و به‌دلیل ضعف در کنترل عصبی- عضلانی و پایداری پویای تنه و اندام تحتانی رخ دهد. از ناراستایی پویا [1]به‌عنوان ترکیبی از افتادگی لگن در طرف مقابل، نزدیک شدن و چرخش داخلی ران، چرخش خارجی و هایپرپرونیشن درشت‌نی تعریف ثابتی وجود دارد (۶). کمبود کنترل عصبی- عضلانی در کمربند کمری لگنی رانی ممکن است به جابه‌جایی بدون کنترل تنه در حرکات عملکردی بینجامد که خود زانو را در وضعیت والگوس قرار می‌دهد و به افزایش فشار تماسی مفصل پتلافمورال، استرین رباط زانو و آسیب ACL منجر می‌شود (۶). یافته‌ها نشان می‌دهد این ناراستایی پویا تولید نیرو (۲۶)، حس عمقی (۲۷)، هماهنگی (۳۳) و مکانیک فرود (۳) را تغییر می‌دهد. بسیاری از محققان نیز والگوس پویای زانو را با برخی آسیب‌ها از جمله آسیب ACL (۲۴،۱۶) و سندروم درد پتلوفمورال (۳۹،۲) مرتبط می‌دانند. علاوه‌بر راستای اندام، الگوی غیرطبیعی فعال‌سازی عضلات نیز در بروز آسیب نقش دارد (۶).

شدت غیرطبیعی انقباض و زمان‌بندی شروع عضلهٔ پهن داخلی و پهن خارجی در نمونه‌های دارای سندروم پتلافمورال مشاهده شده است (۷). زازولاک و همکاران (۲۰۰۵) نشان دادند که زنان در حرکت فرود در مقایسه با مردان عضلات سرینی را کمتر و عضلهٔ راست رانی را بیشتر فعال می‌کنند و احتمالاً به این دلیل بیشتر در معرض آسیب هستند (۴۰).

همچنین برخی مطالعات ارتباط بین فعالیت الکترومایوگرافی عضلات و کینماتیک اندام تحتانی را بررسی کرده‌اند. برخی مطالعات رابطهٔ عکس بین فعالیت عضلات هیپ و تنه با کینماتیک زانو را نشان دادند، به‌نحوی که کاهش فعالیت این عضلات به افزایش والگوس زانو در حرکاتی همچون اسکات یا پایین آمدن از پله در افراد سالم یا دارای آسیب ACL و سندروم پتلوفمورال منجر شده بود (۲،۸،۱۴،۱۷،۱۸). در مقابل برخی مطالعات رابطهٔ مستقیمی بین فعالیت عضلات ران با والگوس زانو نشان دادند، به این ترتیب که افزایش فعالیت عضلات هیپ به افزایش والگوس زانو منجر شده بود (۳۰،۳۸). همچنین ارتباط بین فعالیت عضلهٔ چهارسر(۲۱) یا نسبت فعالیت عضلات زانو (۲۳) برای مثال نسبت فعالیت مایل داخلی به خارجی با والگوس زانو بررسی شده است و نتایج ارتباط عکس را نشان دادند، به‌طوری‌که کاهش فعالیت یا نسبت هم‌انقباضی به افزایش والگوس زانو در حرکاتی چون

1. dynamic malalignment

اسکات منجر شده بود. البته مطالعه‌ای افزایش فعالیت راست رانی را همراه با افزایش والگوس در حرکت اسکات نشان داد (۴۱)که مغایر با سایرین بود. با وجود این، برخی محققان بین فعالیت عضلات هیپ با والگوس زانو رابطه‌ای مشاهده نکردند (۳۲)، به‌طوری‌که در مطالعهٔ راسل و همکاران (۲۰۰۶)، هرچند زنان در مقایسه با مردان حین پرش یک پا تمایل به ایجاد والگوس بیشتری داشتند، ولی در میزان فعالیت عضلهٔ سرینی میانی تفاوتی مشاهده نشد (۳۴). همچنین سزار و همکاران (۲۰۱۱)، دریافتند که بین والگوس زانو با زمان شروع به فعالیت عضلهٔ سرینی میانی در حرکت فرود تک‌پا همبستگی وجود ندارد (۴).

ارتباط بین قدرت عضلات ران با کینماتیک زانو در برخی مطالعات چون مطالعهٔ آیرلند و همکاران (۲۰۰۳) بررسی شده است. براساس نتایج برخی مطالعات کاهش قدرت عضلات ابداکتور و چرخش‌دهنده‌های خارجی ران به افزایش چرخش داخلی و اداکشن ران حین دویدن یا اسکات در افراد دارای سندروم پتلوفمورال یا سالم منجر شده است (۱۲،۱۹،۲۹).

مطالعات پیشین رابطهٔ بین کینماتیک غلط با بروز آسیب در افراد آسیب‌دیده را نشان داده‌اند. همچنین چگونگی فعالیت عضلات اندام تحتانی در افراد آسیب‌دیده به‌کرات بررسی شده است، ولی نحوهٔ فعالیت عضلات در افراد سالمی که دارای ریسک‌فاکتور آسیب اندام تحتانی‌اند، ولی هنوز دچار درد یا آسیب نشده‌اند، بررسی نشده است. با این حال داینیزیو و همکاران (۲۰۰۸) (۱۰)، الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی را در افراد سالم در حرکت اسکات دوپا بررسی کردند، ولی در حرکت اسکات یک‌پا مطالعه‌ای صورت نگرفته است. با توجه به اینکه در حرکت اسکات یک‌پا فشاری که به اندام تحتانی تحمیل می‌شود، به‌مراتب بیشتر از اسکات روی دو پاست و سیستم اسکلتی- عضلانی را به لحاظ نیاز تعادلی و ثبات پویای مفصلی دچار چالش بیشتری می‌کند، این احتمال وجود دارد که ضعف در کنترل عصبی- عضلانی خود را بیشتر نشان دهد و در نتیجه الگوی متفاوتی از فعالیت عضلانی مشاهده شود، بنابراین بررسی الگوی فعالیت عضلات در این حرکت می‌تواند نکات مهمی را از عملکرد عصبی- عضلانی اندام تحتانی روشن سازد، ضمن اینکه مشخص نیست چه تفاوتی در عملکرد عضلات اندام تحتانی بین این افراد و افراد سالم وجود دارد، پاسخ به این پرسش در مقولهٔ پیشگیری از آسیب و شناسایی عوامل مرتبط با آسیب اندام تحتانی به‌خصوص مفصل زانو کمک‌کننده خواهد بود.

بنابراین هدف از مطالعهٔ حاضر مقایسهٔ الگوی فعالیت عضلانی اندام تحتانی حین حرکت اسکات یک‌پا در افراد با ناراستایی پویای زانو و افراد سالم و مقایسهٔ فعالیت عضلانی بین دو گروه بود.

روش تحقیق

این تحقیق به روش میدانی مقایسه‌ای انجام گرفت. جامعهٔ مورد مطالعه، دانشجویان دختر دانشکدهٔ تربیت بدنی دانشگاه تهران بودند. نمونه‌ها به روش هدفمند انتخاب شدند و سپس با توجه به نتایج تست غربالگری (اسکات یک‌پا)، در دو گروه دارای ناراستایی پویا و کنترل قرار گرفتند. در تست غربالگری ۷۰ نفر با نمونه‌گیری در دسترس مورد بررسی اولیه قرار گرفتند و افراد واجد شرایط انتخاب شدند. ۲۳ نمونه برای این مطالعه انتخاب شدند؛ ۱۱ نفر در گروه کنترل و ۱۲ نفر در گروه دارای ناراستایی پویای قرار گرفتند.

شرایط ورود به مطالعه شامل داشتن فعالیت بدنی منظم حداقل سه جلسه در هفته به مدت ۴۵ دقیقه، همگنی دو گروه از نظر قد و وزن و شاخص تودهٔ بدنی (BMI)، تعادل پویا و انعطاف‌پذیری مناسب در هامسترینگ بود. معیارهای خروج نیز شامل سابقهٔ جراحی در اندام تحتانی و گزارش آسیب و درد در اندام تحتانی در سه ماه گذشته که نیاز به درمان پزشکی داشته است، بود (۳۱).

فعالیت الکترومایوگرافی عضلات به‌وسیلهٔ دستگاه EMG 16 کانالهٔ Mega Win و کینماتیک زانو و لگن در صفحهٔ فرونتال با دوربین سرعت بالا (HZ 300) بررسی شد.

در غربالگری که شامل آزمون SLS[1] بود، آزمودنی‌ها سه بار حرکت SLS را روی پای غالب با سرعت دلخواه انجام می‌دادند و میزان پایین رفتن نیز به‌حدی بود که آزمودنی بتواند تعادلش را حفظ کند. در انتها، حرکت به‌وسیلهٔ دوربین دیجیتالی معمولی تصویری ثبت شده و سپس به‌وسیلهٔ نرم‌افزار زاویه‌سنج میزان والگوس زانو محاسبه می‌شد (۶). آزمودنی‌هایی که زاویهٔ والگوس زانوی آنها از میانگین به اضافهٔ یک انحراف معیار بیشتر بود، به‌عنوان گروه با ناراستایی پویا و افراد با زاویهٔ افت لگن و والگوس زانوی کمتر از میانگین منهای یک انحراف معیار، به‌عنوان افراد طبیعی (گروه کنترل) انتخاب شدند (۹).

روش گردآوری داده‌ها

پس از دریافت اطلاعات آنتروپومتریک نمونه‌ها، تکمیل فرم رضایت آگاهانه و سنجش تعادل پویای افراد توسط تست ستاره، برنامهٔ گرم کردن (شامل دویدن نرم، کشش ایستای عضلات جانبی تنه و عضلات همسترینگ و نزدیک‌کننده‌های ران) به مدت ۵ دقیقه انجام گرفت. با استفاده از آناتومی سطحی برجستگی خار خاصره‌ای قدامی فوقانی دو سمت، وسط پتلا و برجستگی درشت‌نی پای غالب،

1. Single leg squat

برجستگی آکرومیون دو سمت توسط مارکر مشخص شد. سپس الکترودهای سطحی الکترومایوگرافی بر روی عضلات متصل شده و دستگاه الکتروگونیامتر به‌منظور ثبت زاویهٔ فلکشن زانو به بخش خارجی مفصل زانو متصل شد. نحوهٔ انجام تست اسکات روی یک‌پا به فرد توضیح داده شد و از آزمون‌شونده خواسته شد تا به‌منظور آشنایی با تست چند بار تمرین کند. سرعت پایین رفتن با مترونوم کنترل شد.

ثبت فعالیت الکترومایوگرافی

به‌منظور کاهش مقاومت، پوست موضع با پنبه و الکل تمیز شد. سپس دو الکترود سطحی که فاصلهٔ مرکز آنها از هم دو سانتی‌متر بود، به موازات تارهای عضلانی بر روی پوست به‌نحوی که در ادامه شرح داده می‌شود، قرار گرفت. الکترودهای مرجع نیز در نقاطی دورتر قرار داده شد.

فعالیت الکتریکی عضله در حین حرکت اسکات ثبت شد و فعالیت عضلات از لحظهٔ شروع حرکت تا رسیدن به پایین‌ترین نقطه تحلیل شد. محل قرارگیری الکترودهای الکترومایوگرافی با توجه به منبع Seniam تعیین شد.

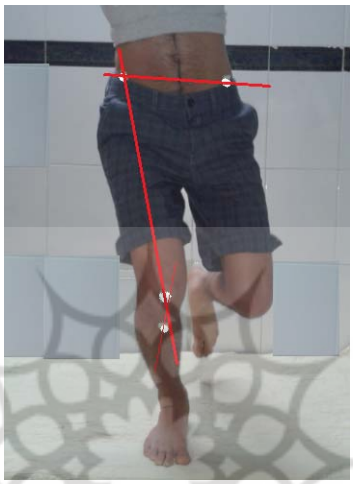
متغیر الکترومایوگرافی در این پژوهش که از داده‌های خام ثبت‌شده از طریق الکترومایوگرافی استخراج شد، شامل شاخص میزان فعالیت عضلانی RMS (ریشهٔ میانگین مربعات) با ثابت زمانی ۵۰ میلی‌ثانیه به‌وسیلهٔ نرم‌افزار Megawin بود. به‌منظور نرمال کردن داده‌های الکترومایوگرافی میانگین میزان فعالیت عضلات بر حداکثر فعالیت عضلانی (MVC) تقسیم شد.

تعیین زاویهٔ افت لگن، والگوس زانو و خمش جانبی تنه با سیستم آنالیز ویدئویی

زاویهٔ افت لگن براساس زاویهٔ بین خط افق و خطی که برجستگی خار خاصرهٔ قدامی فوقانی دو سمت را به هم متصل می‌کرد، تعیین شد و زاویهٔ والگوس زانو براساس تعیین زاویهٔ حاده بین دو خطی که از خار خاصرهٔ قدامی فوقانی همان سمت با مرکز پتلا و خط عبوری از مرکز پتلا و برجستگی درشت‌نی رسم می‌شد، تعیین شد (۱۳). جابه‌جایی جانبی تنه براساس زاویهٔ بین خط عمود با خطی که از میانهٔ خط واصل بین مارکرهای زائدهٔ آکرومیون دو سمت در بالا و خار خاصره‌ای قدامی فوقانی دو سمت در پایین رسم شد، تعیین گردید (شکل ۱). نخست با استفاده از نرم‌افزار آنالیز ویدئویی مختصات لندمارک‌ها در ثانیهٔ پایانی حرکت (۳۰۰ مختصات برای هر لندمارک) محاسبه و وارد نرم‌افزار Excel شد و زوایای مذکور محاسبه شد. میانگین سه بار اندازه‌گیری، برای آنالیز آماری استفاده شد.

پس از جمع‌آوری اطلاعات کلیهٔ داده‌ها توسط نرم‌افزار SPSS نسخهٔ ۱۶ ارزیابی شد. به‌منظور تعیین نرمال بودن داده‌ها از آزمون کولموگروف - اسمیرنوف و برای مقایسهٔ بین گروه کنترل و گروه تمرینی از

آزمون تی مستقل (t- test) استفاده شد. همچنین برای تعیین ارتباط بین فعالیت عضلات با زاویهٔ والگوس زانو از روش همبستگی پیرسون استفاده شد. سطح معناداری با اطمینان ۹۵٪ و آلفای ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.



شکل ۱. نحوهٔ اندازه‌گیری زاویهٔ افت لگن و والگوس زانو

یافته‌ها و نتایج تحقیق

در این مطالعه تعداد ۲۳ نفر در دو گروه شرکت کردند که بین ویژگی‌های دموگرافیک و تعادل پویا روی پای غالب تفاوت معناداری با هم نداشتند (P>۰/۰۵)، (جدول ۱). نتایج مقایسات کینماتیکی نیز تنها در والگوس زانو تفاوت معناداری را نشان داد (P≤ ۰/۰۵)، به‌طوری‌که گروه دارای ناراستایی از والگوس بیشتری در انتهای حرکت برخوردار بودند (جدول ۲).

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌های گروه تمرینی و گروه کنترل

متغیر / گروه	قد (متر) (M± Sd)	وزن (kg) (M± Sd)	سن (سال) (M± Sd)	BMI (M± Sd)	تعادل پویا (تست y) (M± Sd)		
					قدامی	خلفی داخلی	خلفی خارجی
گروه کنترل	۱/۶۴±۶	۵۸/۶±۱۰/۵۴	۲۱/۵±۲/۰۶	۲۱/۶±۳/۴۴	۰/۹±۰/۱	۰/۸۱±۰/۱۴	۰/۸۱±۰/۱۲
گروه با ناراستایی	۱/۶۴±۵۵	۵۵/۴±۵/۳۶	۲۲/۲۷±۲/۸۳	۲۰/۴۵±۲/۴۳	۱/۰۱±۰/۰۸	۰/۸۳±۰/۰۶	۰/۸۷±۰/۰۷
P value	۰/۹۵	۰/۵۶	۰/۴۶	۰/۵۵	۰/۴۹۲	۰/۷۶۱	۰/۲۲۲

جدول ۲. نتایج آزمون آماری تی مستقل برای مقایسهٔ زاویهٔ فلکشن زانو، افت لگن و والگوس زانو و خمش جانبی تنه بین دو گروه

متغیر	آمارهٔ	گروه دارای ناراستایی پویا (N=12) (M± Sd)	گروه کنترل (N=11) (M± Sd)	P value
زاویهٔ فلکشن زانو (درجه)		۶۱/۹۹±۱۰/۷۱	۵۸/۹۱±۷/۶	۰/۴۵
افت لگن (درجه)[1]		-۱/۵۳±۲/۶۶	-۱/۸۱±۴/۳۳	۰/۸۶
زاویهٔ والگوس زانو (درجه)		۱۹/۵±۷/۲۲	۱۱/۷±۶/۴۱	۰/۰۰۱
زاویهٔ خمش جانبی تنه[2](درجه)		-۲/۶۹±۲/۳	-۳/۶۳±۳/۱	۰/۲۵

۱.زمانی‌که خط واصل بین ASIS دو سمت بالاتر از خط افق باشد، زاویه مثبت و زمانی‌که پایین‌تر از خط افق بود، علامت منفی بود.

۲.زمانی‌که تنهٔ آزمونگر به سمت پای متحمل وزن خم می‌شد، علامت منفی و زمانی‌که به سمت مخالف خم می‌شد، علامت مثبت بود.

فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی (سرینی بزرگ، سرینی میانی، راست رانی، مایل داخلی، مایل خارجی، دوسر رانی و نیم‌وتری) در مرحلهٔ پایین رفتن حین اسکات بین دو گروه مقایسه شد و نتایج حاکی از بیشتر بودن فعالیت الکترومایوگرافی، تقریباً در تمامی عضلات بود. با این حال تنها عضلات سرینی بزرگ و راست رانی تفاوت معناداری را نشان دادند (P≤۰/۰۵). نتایج آزمون آماری بین دو گروه در جدول ۳ آورده شده است.

جدول ۳. نتایج آزمون آماری تی مستقل بین گروه دارای ناراستایی پویا و گروه کنترل در عضلات اندام تحتانی

متغیر	آمارهٔ	گروه دارای ناراستایی (N=12) (M± Sd)	گروه کنترل (N=11) (M± Sd)	P value
سرینی بزرگ (٪mvc)		۳۸/۶۴±۱۹/۶۹	۲۱/۹۰±۷/۱۱	*۰/۰۲۹
سرینی میانی (٪mvc)		۲۱/۰۱±۱۱/۵۷	۱۵/۳۱±۷/۰۳	۰/۱۵
راست رانی (٪mvc)		۴۲/۰۴±۱۱/۶۶	۲۵/۸۳±۸/۷	*۰/۰۰۲
مایل داخلی (٪mvc)		۵۲/۱۴±۱۹/۸۹	۵۲/۲۵±۱۲/۸۸	۰/۹۸
مایل خارجی (٪mvc)		۵۷/۴۲±۱۸/۱۵	۵۰/۹۹±۱۲/۳۱	۰/۳۶
دوسر رانی (٪mvc)		۱۰/۵۲±۶/۰۲	۱۰/۶۱±۵/۱۸	۰/۹۶
نیم‌وتری (٪mvc)		۱۳/۱۷±۸/۶	۶/۶۴±۷/۱۴	۰/۳۲

*، نشان‌دهندهٔ داده‌های معنادار

همچنین نتایج آزمون آماری همبستگی پیرسون نشان داد که بین میزان والگوس زانو در انتهای حرکت اسکات همبستگی مثبت با جابه‌جایی جانبی تنه (P =۰/۰۳، r= ۰/۳۳) و همبستگی منفی با شدت فعالیت عضلهٔ راست رانی (P =۰/۰۱، r= -۰/۳۷) وجود دارد.

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج مطالعهٔ حاضر نشان داد که در افراد با ناراستایی پویا در زانو در مقایسه با گروه کنترل، تقریباً تمام عضلات به‌خصوص دو عضلهٔ راست رانی و سرینی بزرگ دارای فعالیت بیشتری بودند. در مورد سایر عضلات (سرینی میانی، مایل داخلی و خارجی و هامسترینگ داخلی و خارجی) نتایج حاکی از عدم تفاوت بین دو گروه بود.

در مورد عضلهٔ سرینی بزرگ برخی مطالعات بین فراخوانی عضلهٔ سرینی بزرگ با حرکات زانو در صفحهٔ فرونتال همبستگی نشان دادند، به‌طوری‌که فعالیت بیشتر این عضله با کاهش والگوس مرتبط بود (۲)، یا در مطالعهٔ کرونسترون و همکاران (۲۰۱۶)، کاهش فعالیت سرینی بزرگ همبستگی متوسطی با ابداکشن زانو نشان داد (۸). همچنین برخی مطالعات نشان دادند که کاهش فعالیت در عضلات تنه و ران می‌تواند موجب ناراستایی اندام تحتانی شود (۱۴)، که مغایر با نتایج مطالعهٔ حاضر مغایر است. ولی برخی دیگر، مانند نوگیان و همکاران (۲۰۱۱)، بیان کردند که فعالیت بیشتر الکترومایوگرافی سرینی بزرگ با افزایش والگوس زانو در SLS مرتبط است (۳۰)، که با نتایج این مطالعه همسوست. هرچند در این مطالعه قدرت عضلات سنجیده نشده است، ممکن است فعالیت بیشتر سرینی بزرگ ثانویه، به‌دلیل ضعف عضلات گلوتئال باشد (۳۶)، که به‌صورت جبرانی فعالیت الکترومایوگرافی (فراخوانی عضلانی) را افزایش داده باشد، چراکه در حرکت اسکات برای کنترل تنه و گشتاور حاصل از جابه‌جایی قدامی مرکز ثقل نیاز بیشتری به فعالیت اکستنسورهای هیپ وجود دارد. با توجه به عملکرد عضلهٔ سرینی میانی در صفحهٔ فرونتال به‌منظور کنترل حرکات جانبی لگن انتظار می‌رفت این عضله در مقایسه با عضلهٔ سرینی بزرگ تفاوت بیشتری را بین دو گروه نشان دهد، ولی ممکن است این مسئله به این دلیل باشد که در حرکت اسکات یک‌پا عضلهٔ سرینی بزرگ بیشتر از عضلهٔ سرینی میانی فعال می‌شود (۱۱). از طرفی در مطالعهٔ راسل و همکاران (۲۰۰۶) نیز تفاوتی بین عملکرد عضلهٔ سرینی میانی در زنانی که والگوس بیشتری در زانو داشتند، در مقایسه با مردان مشاهده نشد (۳۴)، که با نتایج این مطالعه همسوست.

در مورد عضلهٔ کوادریسپس، عضلات مایل داخلی و خارجی تفاوت چندانی را بین دو گروه نشان

ندادند، ولی عضلهٔ راست رانی تفاوت شایان توجهی را نشان داده است که مشابه با نتایج تحقیق زلر و همکاران (۲۰۰۳) است که گزارش کردند افرادی که والگوس بیشتری در اسکات یک‌پا داشتند، عضلهٔ راست رانی دارای فعالیت عضلانی بیشتری بود (۴۱). چاپل و همکاران (۲۰۰۷) نیز گزارش کردند که زنان نسبت به مردان، فعالیت زیاد و زودهنگام عضلات کوادریسپس را حین اجرای حرکات نشان می‌دهند (۵). برخی مطالعات که فعالیت عضلانی بین زنان و مردان را در حرکات ورزشی همراه با پرش و فرود مقایسه کردند، نشان داده‌اند که زنان عضلات کوادریسپس خود را بیش از مردان به‌کار می‌گیرند (۲۲،۳۷،۲۸). همچنین نسبت فعالیت همسترینگ به کوادریسپس کمتری دارند (۳۵،۴۰). همچنین مالینزاک و همکاران (۲۰۰۱)، حین حرکت کاتینگ نشان دادند که زنان در مقایسه با مردان دارای فعالیت بیشتر کوادریسپس و فعالیت کمتر همسترینگ هستند (۲۲). برخی محققان فعال شدن زودهنگام راست رانی را در افراد با غلبهٔ کوادریسپس نشان دادند (۲۸، ۲۵). براساس نظر هوت برخی افراد به‌دلیل غلبهٔ کوادریسپس مستعد آسیب ACL هستند، که در آن عضلهٔ کوادریسپس سریع‌تر از همسترینگ فعال می‌شود و نیروی بیش‌ازحدی را تولید می‌کند. از آنجا که عضلهٔ کوادریسپس آنتاگونیست و عضلهٔ همسترینگ با لیگامان ACL همکار است، استراتژی غلبهٔ کوادریسپس به افزایش نیروی برشی قدامی درشت‌نی منجر می‌شود و خطر آسیب‌دیدگی لیگامان ACL را افزایش می‌دهد (۱۵). مارکولف و همکاران (۱۹۹۵) گزارش دادند که کاهش نسبت فعالیت مایل داخلی به مایل خارجی همراه با افزایش فعالیت دوسر رانی سبب اعمال نیرو بر بخش خارجی زانو و ایجاد والگوس مفرط در زانو و افزایش نیروهای برشی قدامی می‌شود که در نهایت به ورود نیروهای مستقیم و آسیب‌رسان به ACL می‌انجامد (۲۳)، که مشابه با یافتهٔ این مطالعه است. بنابراین این احتمال وجود دارد که فعالیت عضلهٔ راست رانی نقش مهمی در ایجاد والگوس داینامیک زانو داشته باشد. هرچند این نتایج با نتایج مطالعهٔ مکروم و همکاران (۲۰۱۲)(۲۱)، مغایر است که افزایش والگوس را همراه با کاهش فعالیت کوادریسپس نشان داد که احتمالاً علت این اختلاف ماهیت مطالعهٔ آنها با این مطالعه است؛ در آن مطالعه پس از مداخله در دامنهٔ حرکتی مچ پا، والگوس را افزایش دادند و مشاهدهٔ والگوس بیشتر زانو به‌دلیل ضعف نوروماسکولار اولیه نبوده است و اینکه فعالیت اسکات روی دو پا انجام گرفته که از این نظر نیز با نتایج این مطالعه متفاوت بوده است. با توجه به نتایج این مطالعه به‌نظر می‌رسد عضلات مایل داخلی و خارجی در مقایسه با راست رانی نقش چندانی در کنترل حرکات زانو در صفحهٔ فرونتال نداشته باشند، چراکه میزان فعالیت دو عضله در دو گروه مشابه بود، ولی این امکان وجود دارد که تغییرات نسبت

فعالیت عضلات مایل داخلی و خارجی بر والگوس زانو حین حرکات مؤثر باشد که در این مطالعه بررسی نشد.

در مورد عضلات هامسترینگ داخلی و خارجی با توجه به وضعیت قرارگیری عضلهٔ دوسر رانی و نیمه‌وتری در خارج و داخل مفصل، احتمال می‌رفت که شاهد افزایش فعالیت دوسر رانی و کاهش فعالیت نیمه‌وتری در گروه دارای ناراستایی پویا باشیم، ولی چنین نتیجه‌ای حاصل نشد. احتمالاً نتایج حاصل مرتبط با نوع حرکت مورد آزمون است، به‌نحوی که در حرکت اسکات که یک حرکت کنترلی است، عضلات خلاف جهت حرکت شامل عضلات چهارسر به‌مراتب دارای فعالیت بیشتری بودند. در نتیجه ممکن است این عضله در کنترل کینماتیک مفصل زانو نقش بیشتری نسبت به هامسترینگ داشته باشد. از طرفی نسبت فعالیت عضلات بخش داخل (مایل داخلی و نیمه‌وتری) و خارج (مایل خارجی و دوسر رانی) ممکن است عامل تعیین‌کنندهٔ بیشتری در کنترل حرکات زانو باشد تا فعالیت جداگانهٔ عضلات به‌تنهایی.

نتایج این مطالعه همچنین نشان داد که رابطهٔ ضعیفی بین میزان والگوس زانو با جابه‌جایی جانبی تنه و فعالیت عضلهٔ راست رانی وجود دارد، به‌طوری‌که افزایش والگوس زانو با خمش جانبی تنه به همان سمت رابطهٔ مستقیم و با فعالیت راست رانی رابطهٔ عکس دارد. در نتیجه ممکن است افرادی که ضعف نوروماسکولار در کنترل حرکات زانو در حین فعالیت‌های عملکردی مانند اسکات دارند، برای جبران این نقص از افزایش جابه‌جایی جانبی تنه استفاده کنند یا ممکن است فرد برای جبران نقص کنترل نوروماسکولار اندام تحتانی یا کنترل و کاهش والگوس زانو، فعالیت عضلهٔ راست رانی را افزایش داده باشد.

از نظر اصل اقتصادی بودن حرکات فعالیت بیشتر عضلات در شرایط یکسان نشان‌دهندهٔ عدم مزیت مکانیکی است، چراکه فعالیت بیشتر به معنای مصرف انرژی بیشتر در نتیجه خستگی زودتر و افزایش شانس آسیب است. حال آنکه علاوه‌بر فعالیت بیشتر عضلانی یک ناراستایی در مفصل زانو که شامل بروز والگوس داینامیک زانو است نیز مشاهده می‌شود که هر دو این موارد حاکی از وجود نقص کنترل عصبی- عضلانی در این گروه است که می‌تواند نشان‌دهندهٔ آسیب‌پذیری بیشتر افراد دارای ناراستایی پویا نسبت به گروه کنترل باشد.

این نتایج نشان می‌دهد افرادی که مکانیک ضعیفی را در اندام تحتانی نشان می‌دهند، به‌نوعی در عضلات خود فعالیت عضلانی بیشتری دارند که ممکن است این افزایش فعالیت در جهت جبران نقص

در کنترل راستای اندام تحتانی حین فعالیت‌های داینامیک باشد. در فعالیت‌هایی که در زنجیرهٔ بستهٔ حرکتی صورت می‌گیرد، مانند حرکت اسکات، همواره مفاصل و عضلات مختلفی همزمان درگیر و فعال می‌شوند تا حرکتی هماهنگ شکل گیرد، بنابراین هماهنگی بین عملکرد عضلات مختلف به لحاظ شدت و زمان‌بندی انقباض یک ضرورت است که عضلات در نقش‌های متفاوت از جمله عضلات مخالف، عضلات همکار و عضلات ثبات‌دهنده باید به‌نحو مناسبی فعال‌شوند تا حرکتی هماهنگ همراه با راستای مناسب در مفاصل ایجاد شود که نتیجهٔ آن کاهش فشارهای غیرطبیعی بر مفاصل و سایر ساختارهای حمایت‌کنندهٔ مفاصل است. زمانی‌که الگوی حرکتی به‌نحوی تغییر کند که مکانیک مفصل از وضعیت طبیعی خارج شود، توزیع نیروهای اعمال‌شده بر مفصل در حین حرکت نیز تغییر می‌گند و در نتیجه شانس بروز انواع آسیب‌های حاد و مزمن افزایش می‌یابد.

نتیجه‌گیری

به‌نظر می‌رسد بیشتر بودن والگوس زانو حین اسکات در این مطالعه که به‌دلیل وجود نوعی ضعف نوروماسکولار اندام تحتانی در گروه دارای ناراستایی است، بیشتر مرتبط با عملکرد دو عضلهٔ راست رانی و سرینی بزرگ باشد. همچنین والگوس بیشتر در این گروه می‌تواند نشان‌دهندهٔ مستعد بودن بیشتر این افراد به بروز آسیب در حرکات نیز باشد.

پیشنهادها

با توجه به یافته‌های این مطالعه عضلهٔ سرینی بزرگ و راست رانی بر راستای داینامیک اندام تحتانی در حرکت اسکات اثرگذارند، در نتیجه توجه به قدرت و نحوهٔ فعالیت این عضلات حین فعالیت‌های عملکردی حائز اهمیت است و به‌منظور اصلاح و بهبود ضعف‌های نوروماسکولار، برای مثال در پی آسیب یا جهت پیشگیری از آسیب، عملکرد این عضلات باید مورد توجه قرار گیرد، چراکه احتمالاً عدم کنترل عصبی- عضلانی مناسب در این عضلات شانس ناراستایی پویا و آسیب مجدد را افزایش می‌دهد. همچنین پیشنهاد می‌شود به‌منظور تعیین نحوهٔ تأثیر فعالیت هر یک از عضلات بر مکانیک و راستای اندام تحتانی از نظر شدت فعالیت و به‌خصوص زمان‌بندی انقباض به‌خصوص عضلات راست رانی و سرینی بزرگ در حرکات مختلف مطالعات بیشتری صورت گیرد.

منابع و مآخذ

1.Benedetti, M., F. Catani, T. Bilotta, M. Marcacci, E. Mariani and S. Giannini (2003). "Muscle activation pattern and gait biomechanics after total knee replacement." Clinical biomechanics 18(9): 871-876.

2. Bryant, A. L., R. U. Newton and J. Steele (2009). "Successful feed-forward strategies following ACL injury and reconstruction." Journal of Electromyography and Kinesiology 19(5): 988-997.

3. Carcia, C. R., S. J. Shultz, K. P. Granata, D. H. Perrin and R. L. Martin (2005). "Females recruit quadriceps faster than males at multiple knee flexion angles following a weight-bearing rotary perturbation." Clinical Journal of Sport Medicine 15(3): 167-171.

4. Cesar, G. M., V. S. Pereira, P. R. P. Santiago, B. G. Benze, P. H. L. da Costa, C. F. Amorim and F. V. Serrão (2011). "Variations in dynamic knee valgus and gluteus medius onset timing in non-athletic females related to hormonal changes during the menstrual cycle." The Knee 18(4): 224-230.

5. Chappell, J. D., R. A. Creighton, C. Giuliani, B. Yu and W. E. Garrett (2007). "Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump risks for noncontact anterior cruciate ligament injury." The American journal of sports medicine 35(2): 235-241.

6. Clark, M. and S. Lucett (2010). NASM essentials of corrective exercise training, Lippincott Williams & Wilkins

7. Cowan, S. M., K. L. Bennell, P. W. Hodges, K. M. Crossley and J. McConnell (2001). "Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome." Archives of physical medicine and rehabilitation 82(2): 183-189.

8. Cronström, A., M. W. Creaby, J. Nae and E. Ageberg (2016). "Modifiable Factors Associated with Knee Abduction During Weight-Bearing Activities: A Systematic Review and Meta-Analysis." Sports Medicine: 1-16.

9. Crowell, H. P. and I. S. Davis (2011). "Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners." Clinical biomechanics 26(1): 78-83.

10. Dionisio, V. C., G. L. Almeida, M. Duarte and R. P. Hirata (2008). "Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting." Journal of Electromyography and Kinesiology 18(1): 134-143.

11. Distefano, L. J., J. T. Blackburn, S. W. Marshall and D. A. Padua (2009). "Gluteal muscle activation during common therapeutic exercises." journal of orthopaedic & sports physical therapy 39(7): 532-540.

12. Heinert, B. L., T. W. Kernozek, J. F. Greany and D. C. Fater (2008). "Hip abductor weakness and lower extremity kinematics during running." Journal of sport rehabilitation 17(3): 243.

13. Hertling, D. and R. M. Kessler (2006). Management of common musculoskeletal

disorders: physical therapy principles and methods, Lippincott Williams & Wilkins.

14. Hewett, T., B. Zazulak, G. Myer and K. Ford (2005). "A review of electromyographic activation levels, timing differences, and increased anterior cruciate ligament injury incidence in female athletes." British journal of sports medicine 39(6): 347-350.
15. Hewett, T. E., K. R. Ford, B. J. Hoogenboom and G. D. Myer (2010). "Understanding and preventing acl injuries: current biomechanical and epidemiologic considerations-update 2010." North American journal of sports physical therapy: NAJSPT 5(4): 234.
16. Hewett, T. E., G. D. Myer, K. R. Ford, R. S. Heidt, A. J. Colosimo, S. G. McLean, A. J. Van den Bogert, M. V. Paterno and P. Succop (2005). "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 33(4): 492-501.
17. Hollman, J. H., B. E. Ginos, J. Kozuchowski, A. S. Vaughn, D. A. Krause and J. W. Youdas (2009). "Relationships between knee valgus, hip-muscle strength, and hip-muscle recruitment during a single-limb step-down." Journal of sport rehabilitation 18(1): 104.
18. Homan, K. J., M. F. Norcross, B. M. Goerger, W. E. Prentice and J. T. Blackburn (2013). "The influence of hip strength on gluteal activity and lower extremity kinematics." Journal of Electromyography and Kinesiology 23(2): 411-415.
19. Ireland, M. L., J. D. Willson, B. T. Ballantyne and I. M. Davis (2003). "Hip strength in females with and without patellofemoral pain." Journal of orthopaedic & sports physical therapy 33(11): 671-676.
20. Levinger, P., W. Gilleard and C. Coleman (2007). "Femoral medial deviation angle during a one-leg squat test in individuals with patellofemoral pain syndrome." Physical Therapy in sport 8(4): 163-168.
21. Macrum, E., D. Robert Bell, M. Boling, M. Lewek and D. Padua (2012). "Effect of limiting ankle-dorsiflexion range of motion on lower extremity kinematics and muscle-activation patterns during a squat." Journal of sport rehabilitation 21(2): 144.
22. Malinzak, R. A., S. M. Colby, D. T. Kirkendall, B. Yu and W. E. Garrett (2001). "A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks." Clinical Biomechanics 16(5): 438-445.
23. Markolf, K. L., D. M. Burchfield, M. M. Shapiro, M. F. Shepard, G. A. Finerman and J. L. Slauterbeck (1995). "Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces." Journal of Orthopaedic Research 13(6): 930-935.
24. McLean, S. G., S. W. Lipfert and A. J. van den Bogert (2004). "Effect of gender and defensive opponent on the biomechanics of sidestep cutting." Medicine and Science in Sports and Exercise 36(6): 1008-1016.
25. Medina, J. M., T. C. V. McLeod, S. K. Howell and J. J. Kingma (2008). "Timing of neuromuscular activation of the quadriceps and hamstrings prior to landing in high school male athletes, female athletes, and female non-athletes." Journal of Electromyography and kinesiology 18(4): 591-597.
26. Millet, G. Y. and R. Lepers (2004). "Alterations of neuromuscular function after

prolonged running, cycling and skiing exercises." Sports Medicine 34(2): 105-116.
27. Miura, K., Y. Ishibashi, E. Tsuda, Y. Okamura, H. Otsuka and S. Toh (2004). "The effect of local and general fatigue on knee proprioception." Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery 20(4): 414-418.
28. Nagano, Y., H. Ida, M. Akai and T. Fukubayashi (2007). "Gender differences in knee kinematics and muscle activity during single limb drop landing." The Knee 14(3): 218-223.
29. Nakagawa, T. H., É. T. Moriya, C. D. Maciel and F. V. SerrãO (2012). "Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome." journal of orthopaedic & sports physical therapy 42(6): 491-501.
30. Nguyen, A.-D., S. J. Shultz, R. J. Schmitz, R. M. Luecht and D. H. Perrin (2011). "A preliminary multifactorial approach describing the relationships among lower extremity alignment, hip muscle activation, and lower extremity joint excursion." Journal of athletic training 46(3): 246.
31. Olson, T. J., C. Chebny, J. D. Willson, T. W. Kernozek and J. S. Straker (2011). "Comparison of 2D and 3D kinematic changes during a single leg step down following neuromuscular training." Physical Therapy in Sport 12(2): 93-99.
32. Patrek, M. F., T. W. Kernozek, J. D. Willson, G. A. Wright and S. T. Doberstein (2011). "Hip-abductor fatigue and single-leg landing mechanics in women athletes." Journal of athletic training 46(1): 31-42.
33. Rodacki, A. L., N. E. Fowler and S. J. Bennett (2001). "Multi-segment coordination: fatigue effects." Medicine and science in sports and exercise 33(7): 1157-1167.
34. Russell, K. A., R. M. Palmieri, S. M. Zinder and C. D. Ingersoll (2006). "Sex differences in valgus knee angle during a single-leg drop jump." Journal of Athletic Training 41(2): 166.
35. Sell, T. C., C. M. Ferris, J. P. Abt, Y.-S. Tsai, J. B. Myers, F. H. Fu and S. M. Lephart (2006). "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." The American journal of sports medicine 34(1): 43-54.
36. Shultz, S. J., D. H. Perrin, J. M. Adams, B. L. Arnold, B. M. Gansneder and K. P. Granata (2000). "Assessment of neuromuscular response characteristics at the knee following a functional perturbation." Journal of Electromyography and Kinesiology 10(3): 159-170.
37. Urabe, Y., R. Kobayashi, S. Sumida, K. Tanaka, N. Yoshida, G. A. Nishiwaki, E. Tsutsumi and M. Ochi (2005). "Electromyographic analysis of the knee during jump landing in male and female athletes." The Knee 12(2): 129-134.
38. Vesci, B., D. Padua, D. Bell, L. Strickland, K. Guskiewicz and C. Hirth (2007). "Influence of hip muscle strength, flexibility of hip and ankle musculature, and hip muscle activation on dynamic knee valgus motion during a double-legged squat." J Athl Train 42(2 Suppl): 83.
39. Willson, J. D. and I. S. Davis (2008). "Utility of the frontal plane projection angle in

females with patellofemoral pain." Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy 38(10): 606-615.

40. Zazulak, B. T., P. L. Ponce, S. J. Straub, M. J. Medvecky, L. Avedisian and T. E. Hewett (2005). "Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing." Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy 35(5): 292-299.
41. Zeller, B. L., J. L. McCrory, W. B. Kibler and T. L. Uhl (2003). "Differences in Kinematics and Electromyographic Activity Between Men and Women during the Single-Legged Squat*." The American journal of sports medicine 31(3): 449-456.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

A Comparison of EMG Activity of Some Lower Extremity Muscles in Individuals with and without Dynamic Knee Malalignment in Single-Leg Squat

Negar Kourosh Fard[*1] - Mohammad Hossein Alizadeh[2] - Nafiseh Afshari[3]

1.Assistant Professor, Department of Sport Sciences, Faculty of Education and Psychology, Shiraz University, Shiraz, Iran 2. Associate Professor, Department of Sport Injury and Corrective Movement, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran 3. MSc in Sport Psychology, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran

(Received:2016/6/8;Accepted:2017/5/14)

Abstract

Correct kinematics is an effective factor to reduce musculoskeletal problems. The aim of this study was to compare muscle activity during single-leg squat (SLS) in a group with dynamic knee malalignment (DKMG) and normal cases. 23 active females (mean age of 21.86±2) participated in this comparative study. Lower limb Muscle activity (RMS), pelvic drop angle (PDA), trunk side bend (TSB) and knee valgus (KV) was recorded during SLS. Independent t test was used to compare variables and significance level was 0.05. The results showed no significant differences in PD (P=0.86) and TSB (P=0.25), but KV was greater in DKMG than the control group (P=0.00). Although %MVC of all muscles was greater in DKMG than the control group, only rectus femoris (P=0.04) and gluteus maximus (P=0.05) showed significant differences. Also, a weak correlation between KV with TSB (r=0.33) and rectus femoris activity (r= -0.37) was observed. Findings showed that DKMG had more muscle activity especially in rectus femoris and gluteus maximus which showed the important role of these muscles in controlling lower limb alignment during functional movements. Also, dynamic knee malalignment may deviate trunk towards weight bearing leg for substitution during SLS.

Keywords

electromyography, knee valgus, poor neuromuscular, squat, trunk side bend.

[*] Corresponding Author: Email: nkooroshfard@ut.ac.ir, Tel: 09171043955