

Original Article

Effect of iliopsoas muscle tightness on electromyographic activity of hip extensor synergists during gait

Shirin Aali^{1*}, Shahabeddin Bagheri²

¹Department of Sport Science Education, Farhangian University, Tehran, Iran

²Department of Sports Science, Nahavand University, Hamadan, Iran

*Corresponding author; E-mail: shirin.aali1365@gmail.com

Received: 20 May 2019 Accepted: 14 Jul 2019 First Published online: 17 April 2021
Med J Tabriz Uni Med Sciences. 2021;43(1):76-83

Abstract

Background: Hip flexor muscles' tightness has been considered as one of the main risk factors for neuromuscular impairment of lower extremities not only lead to change the movement patterns but also probably result in changing the neuromuscular features of other muscles. The purpose of this research is study was to evaluate the iliopsoas tightness' effect on electromyographic activity of hip extensor synergists during gait.

Methods: In this case-control study fifteen 11-14 years old adolescents with iliopsoas tightness as experimental group, and 15 healthy adolescents which matched based on age, height, weight, body mass index, dominant leg and sport experience participated voluntarily as control group. Surface electromyographic activity of the gluteus maximus, adductor magnus and biceps femoris, were measured between groups during stance phase of gait.

Results: Individuals with restricted hip flexor muscle length demonstrated more gluteus maximus activation during terminal stance ($p=.001$), more biceps femoris activation during mid stance ($p=.002$) and late stance ($p=.001$) and more adductor magnus activation during mid stance ($p=.04$) and late stance ($p=.001$).

Conclusion: Adolescent soccer athletes with hip flexor muscle tightness exhibit more biceps femoris and adductor magnus and gluteus maximus activation during stance phase of gait. Thus, individuals with hip flexor muscle tightness appear to utilize different neuromuscular strategies to control lower extremity motion.

Key words: Gait, Hip Joint, Iliopsoas, Muscle Tightness

How to cite this article: Aali Sh, Bagheri Sh. [Effect of iliopsoas muscle tightness on electromyographic activity of hip extensor synergists during gait]. Med J Tabriz Uni Med Sciences. 2021;43(1):76-83. Persian.

مقاله پژوهشی

تاثیر کوتاهی عضله ایلیوسواس بر فعالیت عضلات سینرژست اکستنشن مفصل ران حین راه رفتن

شیرین عالی^{۱*}، شهاب الدین باقری^۲^۱ گروه علوم ورزشی، دانشگاه فرهنگیان، تهران، ایران^۲ گروه علوم ورزشی، دانشگاه نهاوند، همدان، ایران

*نویسنده مسئول؛ ایمیل: shirin.aali1365@gmail.com

دریافت: ۱۳۹۸/۲/۳۰ پذیرش: ۱۳۹۸/۴/۲۳ انتشار برخط: ۱۴۰۰/۱/۲۸

مجله پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تبریز. ۸۳-۷۶:(۱)۴۳:۱۴۰۰

چکیده

زمینه: کوتاهی فلکسورهای هیپ از عوامل خطر اصلی بروز اختلالات نوروماسکولار اندام تحتانی است که نه تنها باعث تغییر الگوهای حرکتی شده بلکه احتمالاً منجر به تغییر در ویژگی‌های نوروماسکولار سایر عضلات شود. بنابراین مطالعه حاضر با هدف بررسی تاثیر کوتاهی عضله ایلیوسواس بر فعالیت الکتریکی عضلات سینرژست اکستنشن مفصل ران حین الگوی عملکردی راه رفتن انجام شد.

روش بررسی: در این مطالعه مورد شاهدهی پانزده نوجوان با سن ۱۱-۱۴ سال با کوتاهی عضله ایلیوسواس و پانزده نوجوان سالم بر اساس معیارهای هم‌تناسازی قد، وزن، شاخص توده بدنی، پای برتر و سابقه فعالیت ورزشی به صورت داوطلبانه در پژوهش شرکت کردند. فعالیت الکترومیوگرافی سطحی عضلات دوسررانی، گلوئتوس ماکزیموس و اداکتور مگنوس طی سه مرحله فاز استقرار راه رفتن شامل تماس پاشنه، مرحله میانی و مرحله انتهایی که با فوت سویچ مشخص شده بود ثبت شد.

یافته ها: نتایج نشان داد فعالیت الکتریکی عضله دوسر رانی در مرحله میانی ($p=0/002$) و مرحله انتهایی فاز استقرار راه رفتن ($p=0/001$) فعالیت الکتریکی عضله اداکتور مگنوس در مرحله انتهایی ($p=0/001$) و مرحله میانی فاز استقرار راه رفتن ($p=0/004$) و فعالیت الکتریکی عضله گلوئتوس ماکزیموس در مرحله انتهایی فاز استقرار راه رفتن ($p=0/001$) در افراد با کوتاهی عضله ایلیوسواس بیشتر از هم‌تایان سالم بود.

نتیجه گیری: افراد با کوتاهی ایلیوسواس با افزایش فعالیت الکتریکی عضله دوسررانی، اداکتور مگنوس و گلوئتوس ماکزیموس در فاز استقرار راه رفتن نسبت به هم‌تایان سالم مواجه هستند و این تغییر استراتژی نوروماسکولار در اندام تحتانی که حاصل کوتاهی عضله ایلیوسواس هست بایستی مد نظر قرار گیرد.

کلید واژه ها: ایلیوسواس، کوتاهی عضله، راه رفتن، مفصل هیپ

نحوه استناد به این مقاله: عالی ش، باقری ش. تاثیر کوتاهی عضله ایلیوسواس بر فعالیت عضلات سینرژست اکستنشن مفصل ران حین راه رفتن. مجله پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تبریز. ۸۳-۷۶:(۱)۴۳:۱۴۰۰

حق تالیف برای مولف محفوظ است.

این مقاله با دسترسی آزاد توسط دانشگاه علوم پزشکی تبریز تحت مجوز کرییتیو کامنز (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0>) منتشر گردیده که طبق مفاد آن هرگونه استفاده تنها در صورتی مجاز است که به اثر اصلی به نحو مقتضی استناد و ارجاع داده شده باشد.

مقدمه

آسیب‌های عضلانی اندام تحتانی موانع و مشکلات زیادی در عرصه ورزش و فعالیت بدنی شامل دوری ورزشکار از رقابت‌ها و هزینه‌های درمانی گزاف ایجاد می‌کند. از سوی دیگر چنین آسیب‌های عضلانی منجر به افت عملکرد و موفقیت کلی تیم می‌شود. در این راستا تحقیقات نشان می‌دهد قسمت عمده آسیب‌های اندام تحتانی و مجموعه کمری لگنی رانی، مانند آسیب همسترینگ، آسیب کشاله ران، اسپرین مچ پا، پارگی لیگامان صلیبی قدامی و کمردرد قابل پیشگیری بوده و با عوامل خطر بیومکانیکی قابل اصلاح مرتبط هستند (۴-۱). کاهش طول یا کوتاهی فلکسورهای هیپ که با آزمون دامنه حرکتی اکستنشن هیپ مشخص می‌شود به عنوان عامل خطر برای بسیاری از آسیب‌های اسکلتی عضلانی اندام تحتانی شناسایی شده است (۵،۶،۷،۸). بنابراین عضلات فلکسور هیپ به عنوان عامل موثر مرتبط با اختلالات نوروماسکولار و آسیب‌های عضلانی باید بیشتر بررسی شوند. همچنین محدودیت دامنه حرکتی اکستنشن هیپ حین راه رفتن موجب یک اختلال عملکردی قابل توجه یعنی کاهش طول گام شده که نه تنها بیومکانیک مچ پا بلکه راستای اندام تحتانی را تحت تاثیر قرار می‌دهد (۷). همچنین از نظر بیومکانیکی محدودیت دامنه حرکتی هیپ علاوه بر تغییر الگوهای حرکتی، طرز ایستادن و چرخه راه رفتن را نیز تحت تاثیر قرار داده (۸) و عامل پیش‌بینی‌کننده در بروز سندرم‌های اختلال حرکتی است (۹) زیرا بر اساس نظریه اختلال حرکتی سرمن، تغییر الگوی حرکتی در یک ناحیه قطعاً نواحی دیگر سیستم حرکتی را تحت تاثیر قرار خواهد داد که این منجر به بروز چرخه معیوب در الگوهای حرکتی عمده مفاصل خواهد شد (۱۰).

کاهش طول عضلات فلکسور هیپ تحریکات عصبی به عضلات اکستنسور هیپ را کاهش داده و منجر به تغییرات موتور کنترلی می‌شود که به دنبال آن الگوهای حرکتی تغییر یافته و آسیب ایجاد می‌شود که در مهار متقابل عضله گلوئوس ماکزیموس در اثر کوتاهی فلکسورهای هیپ رخ می‌دهد (۱۱،۱۲). مهار متقابل موجب افزایش اتکا به عضلات اکستنسور ثانویه هیپ مانند همسترینگ و اداکتورهای هیپ برای تولید گشتاور اکستنشن هیپ می‌شود که از لحاظ بالینی به آن غلبه سینرژستیکی (synergistic dominance) گفته می‌شود. وابستگی به اکستنسورهای ثانویه هیپ موجب تغییرات کنترل حرکتی در عضلات همسترینگ و اداکتور و خطر بالای آسیب بافت نرم می‌شود (۱). از نظر مورفولوژیکی و آناتومیکی، در بین عضلات فلکسور هیپ، عضله ایلیوسواس به این دلیل که در ناحیه کمری بصورت موضعی از زواید عرضی و جسم مهره‌های مهره‌های کمری منشأ گرفته و به کوتاهی در ناحیه ران تمایل دارد، نقش بسیار حساسی دارد. این امر قطعاً باعث تغییرات بیومکانیکی در ناحیه لومبوپلوویک و ران می‌شود (۱۳).

همچنین براساس تحقیقات عضلات ایلیوسواس، گلوئوس ماکزیموس و اداکتور مگنوس در فعالیت‌هایی که همراه با تحمل وزن بوده و در زنجیره بسته نظیر راه رفتن صورت می‌گیرند نقش زیادی دارند (۱۴،۱۵). بررسی ادبیات پیشینه شیوع کوتاهی عضله ایلیوسواس در فوتبال را به لحاظ برخی ویژگی‌های این رشته ورزشی آشکار می‌کند. در نهایت کوتاهی عضله ایلیوسواس عامل خطری در بروز تغییرات بیومکانیکی، اختلال الگوهای حرکتی و تحریک‌کننده تغییر در کنترل حرکتی حین الگوی عملکردی راه رفتن بوده و نیازمند بررسی است. عضله اداکتور مگنوس نیز (بزرگترین عضله اداکتور ران) با داشتن ۶۳ درصد از حجم عضلات اداکتور ران (۱۶) در تکلیف‌های عملکردی همراه با تحمل وزن مانند فاز استقرار راه رفتن فعال است (۱۴).

از طرفی هرگامی که هنگام راه رفتن برداشته می‌شود نیاز به مشارکت پیشینه عضلات خم‌کننده ران و مشارکت حداقل عضلات همسترینگ دارد، لذا حفظ طول مناسب عضله خم‌کننده ران به ویژه ایلیوسواس و عملکرد مطلوب عضلات شکمی در جلوگیری از افزایش قوس کمری و متمایل شدن به جلو بیش از حد لگن به خصوص در شرایط پویا مانند راه رفتن و دویدن مهم است. از سوی دیگر سطوح مناسب سفیدی فعال مفصل یک مکانیسم تنظیم‌کننده احتمالی برای ثبات مفصل و کنترل حرکتی است که افراد را در معرض آسیب قرار می‌دهد (۱۰) این در حالی است که سفیدی فعال مچ پا و هیپ به طور قابل توجهی در پسران طی سال‌های بلوغ افزایش می‌یابد (۱۷) لذا توجه به این مساله در ورزشکاران نوجوان اهمیت دارد. همچنین بررسی فعالیت عضله گلوئوس ماکزیموس به عنوان عضله موضعی و انتقال‌دهنده نیرو و رابط بین اندام فوقانی و تحتانی، عضله اداکتور مگنوس به عنوان عضله ضد جاذبه و کنترل‌کننده فشار ناحیه لگن و در نهایت عضله دوسرانی به عنوان جایگزین عضله گلوئوس ماکزیموس در پدیده مهار متقابل حین فاز استقرار راه رفتن که فاز تحمل وزن است، می‌تواند تاثیر کوتاهی عضله ایلیوسواس را روی فعالیت عضلات گلوئوس ماکزیموس، دوسرانی و اداکتور مگنوس به خوبی نشان دهد. بنابراین هدف از این مطالعه مقایسه فعالیت عضلات منتخب اکستنسور هیپ مانند گلوئوس ماکزیموس، دوسرانی و اداکتور مگنوس در افراد با کوتاهی عضله ایلیوسواس و هم‌تایان سالم در فاز استقرار راه رفتن است. لذا سوال اصلی پژوهش حاضر این است که آیا کوتاهی عضله ایلیوسواس به عنوان فلکسور ران تاثیری بر فعالیت الکترومیوگرافی عضلات گلوئوس ماکزیموس، دوسرانی و اداکتور مگنوس به هنگام فاز استقرار الگوی عملکردی راه رفتن دارد یا خیر؟

روش کار

جامعه آماری پژوهش حاضر نوجوانان فوتبالیست ۱۱ تا ۱۴ ساله شهر تهران با سه سال سابقه فعالیت ورزشی بودند. در این مطالعه مورد شاهدی ۱۵ نوجوان با کوتاهی عضله ایلیوسواس با میانگین سنی $12/5 \pm 1/4$ سال، قد $148/24 \pm 7/5$ سانتی‌متر، وزن $73/37 \pm 3/3$ کیلوگرم و شاخص توده بدنی $22/17 \pm 0/30$ کیلوگرم بر مترمربع به عنوان گروه بررسی و ۱۵ نوجوان سالم به عنوان گروه کنترل که از لحاظ سن، قد، وزن، شاخص توده بدنی، پای برتر و سابقه فعالیت ورزشی (۳ سال) با گروه کنترل همگن شده بودند، به صورت داوطلبانه در پژوهش شرکت کردند. افراد مطالعه از جامعه در دسترس، به روش نمونه‌گیری غیراحتمالی ساده با یافته‌های یک مطالعه مقدماتی برای تعیین حجم نمونه براساس واریانس پارامتر مطالعه شده روی ۵ نفر و به صورت هدفمند گزینش شدند. بر اساس فرمول تعیین حجم نمونه با نرم‌افزار جی پاور تعداد آزمودنی‌ها با توان آزمون $0/80$ حدود ۱۲ نفر به دست آمد که در برای رفع مشکل ریزش نمونه، تعداد آزمودنی‌ها در هر گروه ۱۵ نفر در نظر گرفته شد. فرایند آزمون به صورت شفاف در اختیار آزمودنی‌ها قرار داده شد و رضایت‌نامه کتبی از والدین و برگه موافقت جهت حضور داوطلبانه از افراد گرفته شد. معیار ورود به مطالعه کوتاهی عضله ایلیوسواس بود که با محدودیت دامنه حرکتی اکستنشن ران که با آزمون اصلاح شده توماس اصلاح و با استفاده از گونیامتر زاویه کمتر از 180 درجه کوتاهی ایلیوسواس و بین 180 تا 190 نرمال تعیین شد (۱۸) و دامنه سنی ۱۱ تا ۱۴ سال بود. پایایی که بیشترین شوت با آن زده می‌شد پای برتر در نظر گرفته شد و برای اندازه‌گیری متغیرها از آن استفاده شد. پای برتر آزمودنی‌های پژوهش پای راست بود. هریک از نمونه‌ها در صورت داشتن شرایطی مانند هرگونه سابقه جراحی در اندام تحتانی یا کمر، هرگونه آسیب یا بیماری اندام تحتانی یا کمردرد در یک ماه اخیر، هرگونه تغییر ساختاری و شدید در طرز ایستادن شامل افزایش یا کاهش قوس کمری یا گوژ پستی، مصرف هرگونه دارو یا موادی که عملکرد سیستم عصبی سمپاتیک را تغییر دهد، هرگونه درد یا مشکل عصبی در مفصل ران که اجازه اندازه‌گیری دامنه حرکتی را ندهد و استفاده از داروهای بی‌حسی یا ضد التهابی در ۷۲ ساعت گذشته، از کل روند طرح کنار گذاشته می‌شدند. برای انتخاب نمونه‌ها، بر اساس ملاک‌های ورود و خروج، افراد غربالگری شدند و دامنه اکستنشن مفصل ران توسط گونیامتر یونیورسیال با پایایی $0/85-0/95$ ارزیابی شد (آزمون اصلاح‌شده توماس) تا از وجود کوتاهی عضله ایلیوسواس اطمینان حاصل شود. برای تعیین کوتاهی عضله ایلیوسواس، آزمودنی در وضعیت طاق‌باز می‌خواهید طوری که دنباله‌چه تا جایی که ممکن است در انتهای میز قرار بگیرد و پای غیرآزمون در مفاصل ران و زانو به فلکشن کامل رفته و آزمودنی پا را در آن وضعیت نگه دارد.

فلکشن کامل پای مقابل به حفظ لگن در تمایل خلفی کامل و صاف شدن کمر کمک می‌کند و برای معنی‌دار شدن آزمون و جلوگیری از ایجاد استرس روی ستون فقرات ضروری است (۱۹،۲۰). اگر ران پای آزمون نمی‌توانست در وضعیت افقی موازی با زمین یا میز معاینه قرار بگیرد یا قادر به حرکت به سمت اکستنشن ران بدون هیچ فشاری نبود، کوتاهی ایلیوسواس تشخیص داده می‌شد. برای رد کوتاهی رکتوس فموریس، پای آزمون توسط آزمونگر صاف شده و کل پا دوباره به پایین آورده می‌شد، اگر در این حالت قادر به رسیدن به 10 درجه اکستنشن ران باشد بافت مسئول رکتوس فموریس است و فشار آن از روی مفصل ران برداشته شده است (۱۹، ۲۰). علت دیگر برای موازی نبودن ران با زمین می‌تواند کوتاهی تنسور فاشیا لاتا (TFL) باشد. در صورت کوتاهی TFL شیار مشخصی (فرورفتگی) در باند ایلیوتیبیال در قسمت خارجی ران و کشکک مشاهده شده و گاهی کل پا به سمت خارج منحرف می‌شود. مرکز گونیامتر روی تروکانتر بزرگ ران، بازوی ثابت موازی با خط زیربغل تنه و بازوی متحرک موازی با محور طولی ران به طرف اپی‌کندیل خارجی قرار داشت (۱۹،۲۰). داده‌های الکترومیوگرافی با دستگاه الکترومیوگرافی هشت کاناله مدل MT8 ساخت کشور انگلستان (با فرکانس نمونه برداری 1000 هرتز و فیلتر میان‌گذر $10-480$ هرتز و فیلتر ناچ 50 هرتز) ثبت شد. پس از آماده‌سازی استاندارد پوست (۲۱) شامل تراشیدن موی ناحیه و شستن و تمیز کردن آن با الکل و خشک کردن محل، عضلات مورد نظر براساس سیستم SENIAM الکتروگذاری شدند. برای عضله دوسر رانی، الکترودهای دوقطبی کلرید نقره به قطر ده میلی‌متر و با فاصله مرکز به مرکز بیست میلی‌متر (که اتصال آن‌ها به پوست از طریق چسب مخصوص بود) در وسط خط وصل‌کننده توپروزیته ایسکیال و اپی‌کوندیل خارجی تیبیا، برای عضله گلوئوس ماکزیموس، الکترودها در وسط خط وصل‌کننده ساکروم و تروکانتر بزرگ مطابق با بزرگترین برجستگی میان باسن، دقیقاً بالای برجستگی قابل مشاهده تروکانتر بزرگ (۲۱) و برای عضله اداکتور مگنوس الکترودها در قسمت میانی فاصله بین برجستگی عانه و اپی‌کندیل داخلی ران و روی توده عضلات اداکتور با فاصله مرکز تا مرکز الکتروود بیست میلی‌متر الکتروگذاری شد و الکتروود زمین روی استخوان تیبیا نصب شد (۱۵). پیش از ثبت فعالیت الکترومیوگرافی حین راه رفتن، برای تشخیص مراحل قدم‌گذاری، دو حسگر حساس به نیرو (فوت سوئیچ) مدل FSR 400 Series Round ساخت ایران در زیر هر یک از پاشنه‌ها، زیر چهار متاتارس و انگشت شست هر یک از دوپا با چسب ثابت شد (۲۲). در تحلیل مراحل مختلف راه رفتن از لحظه تماس پاشنه با زمین تا لحظه تماس انگشتان با زمین به عنوان مرحله تماس، مدت زمان بین تماس انگشتان با زمین تا بلند شدن پاشنه از زمین به عنوان

رخدادهای مرحله تماس پاشنه، مرحله میانی و مرحله انتهایی فاز استقرار راه رفتن با نرم‌افزار متلب استخراج و برای نرمال‌سازی داده‌های سیگنال‌های خام الکترومیوگرافی، از اوج فعالیت الکتریکی هر عضله حین راه رفتن استفاده شد (۲۳، ۲۲). برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیروویلیک و برای بررسی همگنی واریانس‌ها از آزمون لون استفاده شد. برای مقایسه فعالیت الکتریکی عضلات در فازهای راه رفتن بین دو گروه با کوتاهی ایلوسوساس و هم‌تایان سالم با توجه به نرمال بودن توزیع داده‌ها و همگنی واریانس‌های دو گروه، از آزمون تی مستقل استفاده شد. تجزیه و تحلیل داده‌ها با نرم افزار SPSS نسخه ۲۰ در سطح معنی‌داری $P < 0.05$ و میزان آلفا کوچکتر یا مساوی ۰/۹۵ انجام شد.

یافته‌ها

جدول یک اطلاعات توصیفی آزمودنی‌ها شامل سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی را نشان می‌دهد. نتایج آزمون تی مستقل نشان داد که تفاوت معنی‌داری بین متغیرهای آنترپومتریکی گروه‌ها وجود ندارد ($P \geq 0.05$). نتایج آزمون شاپیروویلیک نشان داد که توزیع متغیرهای پژوهش نرمال است بنابراین برای مقایسه گروه با کوتاهی ایلوسوساس و افراد سالم از آزمون تی مستقل با میزان آلفا ۰/۹۵ استفاده شد. جدول دو میانگین و انحراف معیار متغیرهای مطالعه را همراه نتایج آزمون تی مستقل برای مقایسه میانگین گروه‌های مطالعه نشان می‌دهد.

مرحله میداستانس و مدت زمان بین بلند شدن پاشنه از زمین تا جدا شدن انگشتان از زمین به عنوان مرحله پیشروی در نظر گرفته شد (۲۲). آزمودنی در پشت خط قرمز مشخص شده در ابتدای مسیر چهار و نیم متری آزمون که با پوشش نازک سفید مشخص شده بود ایستاد. دستگاه الکترومیوگرافی با فرکانس نمونه برداری یک کیلوهرتز روشن شد. فرد با دیدن نور - که همزمان با آغاز ثبت سیگنال الکترومیوگرافی است - با حالت مستقیم سر و گردن و تنه در شرایطی که به یک نقطه مشخص شده در جلوی فرد روی دیوار نگاه می‌کند، حرکت را با سرعت معمول و راحت خود با پای درگیر طوری آغاز می‌کرد که پای او روی خط مشخص شده در ابتدای مسیر قرار گیرد. سپس مسیر آزمون را با سرعت حرکت راحت خود طی می‌کرد تا پای او با خط دیگر مشخص شده در انتهای مسیر تماس یابد (قبل از اجرای آزمون و نصب الکترودها، آزمودنی چند بار مسیر آزمون را طی کرد تا بتواند درک درستی از نحوه آزمون داشته باشد). در نرم‌افزار متلب نسخه ۲۰۱۶ پس از یک‌سویه سازی داده‌ها، داده‌های خام، با فیلتر میان‌گذر 12-450 هرتز از نوع Butterworth filter zero-lag digital مرتبه چهار فیلتر شدند. داده‌های الکترومیوگرافی براساس میزان فعالیت حداکثر مشاهده شده در کل چرخه گام برداری برای هر عضله نرمال‌سازی شد. برای بررسی میزان فعالیت عضلانی طی رخدادها مختلف مرحله استقرار راه رفتن از شاخص متوسط RMS برای سیگنال الکترومیوگرافی استفاده شد. این شاخص برای سیگنال خام طی رخدادهای مختلف مرحله استقرار (که با استفاده از فوت سوئیچ‌ها مشخص شد) استفاده می‌شود. RMS حاصل از سه گام برای

جدول ۱: میانگین و انحراف معیار ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها

متغیرها	افراد با کوتاهی ایلوسوساس	افراد سالم
سن (سال)	۱۲/۵±۱/۴	۱۲/۵±۱
قد (سانتی‌متر)	۱۴۸/۲۴±۷/۵	۱۴۹/۵۴±۹/۴
وزن (کیلوگرم)	۷۳/۳۷±۳/۳	۷۶/۳۷±۶/۴
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر متر مربع)	۲۲/۱۷±۰/۳	۱۷/۰۰±۰/۷۶

جدول ۲: مقایسه میزان فعالیت الکتریکی عضلات گلوئوس ماکزیموس، دوسرانی و اداکتور مگنوس طی رخدادها مختلف مرحله استقرار راه رفتن در افراد با و بدون کوتاهی ایلوسوساس

متغیرها	افراد سالم	افراد با کوتاهی ایلوسوساس	T	P-Value
مرحله تماس پاشنه فاز استقرار راه رفتن:				
فعالیت الکتریکی عضله دوسرانی	۰/۱۵±۰/۱۸	۰/۱۶±۰/۱۹	-۰/۲۰۷	۰/۸۲
فعالیت الکتریکی عضله اداکتور مگنوس	۰/۱۴±۰/۱۶	۰/۱۲±۰/۱۱	۰/۶۸	۰/۲۱
فعالیت الکتریکی عضله گلوئوس ماکزیموس	۰/۱۴±۰/۲۱	۰/۱۱±۰/۱۵	۱/۱۲۱	۰/۲۷
مرحله میانی فاز استقرار راه رفتن:				
فعالیت الکتریکی عضله دوسرانی	۰/۰۴±۰/۰۶	۰/۱۲±۰/۲۲	-۳/۵۷۴	۰/۰۰۲*
فعالیت الکتریکی عضله اداکتور مگنوس	۰/۱۴±۰/۱۶	۰/۱۴±۰/۲۸	-۰/۵۸	۰/۰۴*
فعالیت الکتریکی عضله گلوئوس ماکزیموس	۰/۱۴±۰/۱۶	۰/۱۳±۰/۲۷	-۲/۰۲۹	۰/۰۴*
مرحله انتهایی فاز استقرار راه رفتن:				
فعالیت الکتریکی عضله دوسرانی	۰/۰۹±۰/۱۰	۰/۰۶±۰/۲۸	-۵/۱۸۵	۰/۰۰۱*
فعالیت الکتریکی عضله اداکتور مگنوس	۰/۱۳±۰/۱۵	۰/۰۷±۰/۲۱	-۱/۳۷۵	۰/۰۰۱*
فعالیت الکتریکی عضله گلوئوس ماکزیموس	۰/۰۶±۰/۱۴	۰/۰۸±۰/۳۲	-۴/۲۲۴	۰/۰۰۱*

* نشان دهنده تفاوت معنی دار است.

بحث و نتیجه گیری

هدف این مطالعه بررسی تأثیر کوتاهی عضله ایلیوسواس روی فعالیت الکتریکی عضلات اکستنسور هیپ حین فاز استقرار راه رفتن بود و براساس نتایج دامنه فعالیت الکتریکی عضله گلوئوس ماکزیموس ($P=0/04$ و $P=0/01$) دوسرانی ($P=0/02$) و $P=0/01$) و اداکتور مگنوس ($P=0/04$ و $P=0/01$) در مرحله میانی و انتهایی فاز استقرار راه رفتن در مقایسه با گروه سالم به طور معنی داری بیشتر بود.

از نکات قابل توجه این پژوهش افزایش معنی دار فعالیت الکترومیوگرافی عضلات سینرژیک دوسرانی و اداکتور مگنوس در افراد مبتلا به کوتاهی عضله ایلیوسواس بود که نشان می دهد اثربخشی و کارایی عضلات در یک بخش سیستم حرکتی براساس دیدگاه کنترل حرکتی و زنجیره حرکتی، تحت تأثیر عملکرد عضله درگیر در بخش دورتر خواهد بود. از آنجایی که حرکت راه رفتن توسط عضله سواس بزرگ شروع می شود (۱۳)، وقتی این عضله دچار اختلال شود حرکت راه رفتن توسط عضلات چهارسران (رکتوس فموریس) و عضلات اداکتور شروع می شود (۲۳). تولید گشتاور در مفصل هیپ توسط عضلات چهارسرانی در مرحله تماس پاشنه پا با زمین حین راه رفتن اهمیت بسیاری دارد. در مرحله تماس پاشنه با زمین و ابتدای مرحله میانی فاز استقرار، عضلات چهارسرانی به صورت اکستریک مقبض می شوند تا پایین آمدن مرکز جرم بدن را کنترل کرده و بارهای وارد شده بر مفصل را کاهش دهند. بنابراین کاهش توانایی انقباض اکستریک به تغییرات کینماتیکی و کینتیکی در مرحله تماس پاشنه پا با زمین منجر می شود و جذب شوک در مفصل زانو کاهش می یابد (۲۴).

کوتاهی عضلات فلکسور هیپ موجب کاهش تحریک عصبی عضلات اکستنسور هیپ می شود. به ویژه مهار متقابل عضله گلوئوس ماکزیموس که به علت بیش فعالی عضلات خم کننده ران اتفاق می افتد و موجب آسیب های اندام تحتانی می شود. مهار متقابل موجب افزایش اتکا به اکستنسورهای ثانویه عضلات همسترینگ و اداکتورها جهت تولید گشتاور استنشنی مفاصل ران (غلبه سینرژیک) می شود. وابستگی به اکستنسورهای ثانویه هیپ ممکن است استرس بیشتری بر بافت عضلات همسترینگ و اداکتورهای هیپ وارد کرده و موجب افزایش خطر آسیب بافت نرم شود (۱). اما در مورد نقش کوتاهی عضلات فلکسور هیپ به عنوان یک عامل تحریک کننده که می تواند کنترل عصبی عضلات اندام تحتانی را تغییر دهد، مطالعات کمی وجود دارد و نتیجه گیری را سخت می کند. بنابراین به تحقیقات بیشتر در گروه های مختلف نیاز است. در این پژوهش نیز کوتاهی عضله ایلیوسواس باعث یک سندرم اختلال در کنترل حرکت راه رفتن شد طوری که حرکت آرتروکینماتیک عضله سواس بزرگ جای خود را به حرکت استئوکینماتیک عضلات رکتوس فموریس و اداکتور مگنوس داد.

بنابراین این افزایش فعالیت براساس نظریه سندرم اختلال سرمن در نتیجه افزایش تحرک فرعی توجیه می شود (۱۸). همچنین در افراد با کوتاهی ایلیوسواس، فعالیت عضله گلوئوس ماکزیموس افزایش یافت که از یک سو با نظریه مهار متقابل در تقابل بوده و از سوی دیگر نشان می دهد که تعاملات بیومکانیکی به عنوان عاملی مهم در فراخوانی عضلات مختلف در تکلیف های متفاوت سیستم حرکتی نقش دارد (۱۸).

در توجیه این یافته، کارایی عضلات اکستنسور هیپ در اثر کوتاهی عضله ایلیوسواس کاهش می یابد و در نتیجه برای انجام یک کار معین، عضله گلوئوس ماکزیموس به عنوان عضله اصلی و عضلات همسترینگ و اداکتور مگنوس به عنوان عضلات همکار در استنشن ران در افراد با کوتاهی ایلیوسواس نسبت به هم تان سالم، فعالیت الکتریکی بیشتری نشان می دهند. در حالی که در افراد سالم عضله گلوئوس ماکزیموس به عنوان عضله مهم اکستنسور هیپ از اواخر مرحله انتهایی نوسان شروع به فعالیت می کند و در تمام مرحله تاب میانی، فعالیت آن طول کشیده و طی تماس پاشنه به حداکثر فعالیت خود می رسد (۲۳). این نتایج همسو با نتایج پژوهش میلز و همکاران (۲۰۱۵) است. در مطالعه آنها افراد ضعیفتر در مقایسه با افراد قویتر در یک تکلیف مشابه، فعالیت عضلانی بیشتری در عضلات اکستنسور ران خود داشتند (۱). بنابراین محدودیت طول عضله ایلیوسواس موجب به هم خوردن ارتباط طول تشن در عضلات اکستنسور ران شده و در نهایت اختلال در فعالیت انقباضی آنها رخ می دهد.

در بررسی مطالعات قبلی، توانایی عضله اداکتور مگنوس در اداکشن و استنشن هیپ و افزایش فعالیت آن در فاز استقرار راه رفتن (فاز تحمل وزن) به ثبات مفصل هیپ کمک می کند (۱۴، ۲۵). اما افزایش فعالیت عضلات دوسرانی و اداکتور مگنوس می تواند با وارد کردن بار بیومکانیکی بیش از حد بر بافت عضله، عامل خطری برای آسیب کششی این عضلات در افراد با کوتاهی ایلیوسواس باشد. همچنین افزایش فعالیت این عضلات در افراد با کوتاهی ایلیوسواس آنها را بیشتر مستعد خستگی در فعالیت های ورزشی می کند.

افزایش بار روی عضلات اداکتور ران و فعالیت بیش از حد آن در یک تکلیف مشابه، احتمال کشش و درد کشاله ران را در فوتبالیست ها افزایش می دهد. همچنین عضله همسترینگ عضله اصلی در کنترل جابجایی قدامی استخوان درشت نی و نیروهای برشی و در نهایت محافظت از لیگامان صلیبی قدامی (ACL) است (۲۶) بنابراین خستگی همسترینگ موجب اعمال بار روی لیگامان ACL و آسیب آن در افراد با کوتاهی ایلیوسواس می شود. همسو با این نظریه رایلی و همکاران (۲۰۱۰) نشان دادند واحد تاندونی عضلانی فلکسورهای هیپ، در حالت نزدیک به حداکثر طول فیزیولوژیکی خود موجب کشش همسترینگ شده و با سفت

کردن مجموعه لگنی، می‌تواند در ایجاد و انتقال نیروهای موقتی که موجب آسیب همسترینگ می‌شود دخیل باشند (۲۷). بنابراین کوتاهی عضله ایلوسواس می‌تواند عامل خطری برای آسیب همسترینگ یا ACL باشد. با توجه به تاثیر کوتاهی ایلوسواس روی فعالیت عضلات اکستنسور ران، پیشنهاد می‌شود تمرین کششی عضلات فلکسور ران، به ویژه عضله ایلوسواس در برنامه تمرینی ورزشکاران وارد شود.

محدودیت های پژوهش

این پژوهش روی نوجوانان فوتبالیست ۱۱ تا ۱۴ ساله انجام شد و تعمیم آن به سایر گروه‌ها مشخص نیست. این مطالعه محدود به فاز استقرار راه رفتن بود و بنابراین تعمیم آن به سایر تکلیف های عملکردی نیاز به بررسی و پژوهش های بیشتر دارد.

نتیجه گیری

بهبود دامنه حرکتی اکستشن هیپ از طریق برنامه های کششی یا تکنیک های دستی با هدف افزایش طول عضلات فلکسور هیپ بویژه عضله ایلوسواس می‌تواند موجب بهبود ارتباط طول تشن در عضلات اکستنسور و بهبود کارایی این عضلات شود. در کل نوجوانان فوتبالیست با کوتاهی ایلوسواس، افزایش فعالیت الکتریکی عضله دوسرانی، اداکتور مگنوس و گلوئوس ماکزیموس در فاز استقرار راه رفتن نسبت به هم‌تایان سالم دارند و افراد با کوتاهی عضله ایلوسواس از راهبرد عصبی عضلانی متفاوتی جهت کنترل اندام تحتانی حین راه رفتن استفاده می‌کنند.

قدردانی

از تمام شرکت‌کنندگان و افرادی که در این پژوهش ما را یاری کردند تشکر و قدردانی می‌کنیم.

منابع مالی

منابع مالی ندارد.

ملاحظات اخلاقی

تمام شرکت‌کنندگان با آگاهی کامل از روند دقیق اجرای پژوهش و امضا رضایت نامه کتبی و آگاهی از امکان انصراف از همکاری در هر مرحله از پژوهش، در مطالعه شرکت کردند. و کد اخلاقی مقاله IR.NAHGU.REC.1399.013 می‌باشد.

منافع متقابل

مولفان اظهار می‌کنند که منافع متقابلی از تالیف و یا انتشار این مقاله ندارند.

مشارکت مولفان

ش، ع، طراحی، اجرا و تحلیل نتایج مطالعه را عهده داشت. ش ب مقاله را تالیف و نسخه نهایی آن را خوانده و تایید کرده است.

References

- Mills M, Frank B, Goto S, Blackburn T, Cates S, Clark M, et al. Effect of restricted hip flexor muscle length on hip extensor muscle activity and lower extremity biomechanics in college-aged female soccer players. *Int J Sports Phys Ther.* 2015 Dec;10(7):946-54. PMID: 26673683; PMCID: PMC4675195.
- Zeller BL, McCrory JL, Kibler WB, Uhl TL. Differences in kinematics and electromyography activity between men and women during the single-legged squat. *Am J Sports Med.* 2003 May-Jun;31(3):449-56. doi: 10.1177/03635465030310032101. PMID: 12750142.
- Freckleton G, Cook J, Pizzari T. The predictive validity of a single leg bridge test for hamstring injuries in Australian Rules Football Players. *Br J Sports Med.* 2014 Apr;48(8):713-7. doi: 10.1136/bjsports-2013-092356. Epub 2013 Aug 5. PMID: 23918443.
- Winters MV, Blake CG, Trost JS, Marcello-Brinker TB, Lowe L, Garber MB, Wainner RS. Passive versus active stretching of hip flexor muscles in subjects with limited hip extension: a randomized clinical trial. *Physical therapy.* 2004 Sep 1;84(9):800-7.
- Chumanov ES, Wille CM, Michalski MP, Heiderscheid BC. Changes in muscle activation patterns when running step rate is increased. *Gait Posture.* 2012 Jun;36(2):231-5. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.02.023. Epub 2012 Mar 17. PMID: 22424758; PMCID: PMC3387288.
- Charlton PC, Raysmith B, Wollin M, Rice S, Purdam C, Clark RA, et al. Knee flexion not hip extension strength is persistently reduced following hamstring strain injury in Australian Football athletes: Implications for Periodic Health Examinations. *J Sci Med Sport.* 2018 Oct;21(10):999-1003. doi: 10.1016/j.jsams.2018. 03.014. Epub 2018 Apr 3. PMID: 29650337.
- Cho KH, Jeon Y, Lee H. Range of Motion of the Ankle According to Pushing Force, Gender and Knee Position. *Ann Rehabil Med.* 2016 Apr;40(2):271-8. doi: 10.5535/arm.2016.40.2. 271. Epub 2016 Apr 25. PMID: 27152277; PMCID: PMC4855121.

8. Grabiner MD, Donovan S, Bareither ML, Marone JR, Hamstra-Wright K, Gatts S, et al. Trunk kinematics and fall risk of older adults: Translating biomechanical results to the clinic *Electromyogr Kinesiol* [Internet]. Elsevier BV; 2008 Apr;18(2):197-204. Available from: doi: 10.1016/j.jelekin.2007.06.009
9. Moreside JM, McGill SM. Improvements in hip flexibility do not transfer to mobility in functional movement patterns. *J Strength Cond Res*. 2013 Oct;27(10):2635-43. doi: 10.1519/JSC.0b013e318295d521. PMID: 23591949.
10. Moreside JM, McGill SM. Improvements in hip flexibility do not transfer to mobility in functional movement patterns. *J Strength Cond Res*. 2013 Oct;27(10):2635-43. doi: 10.1519/JSC.0b013e318295d521. PMID: 23591949.
11. Liebenson, C. *Rehabilitation of the spine: a practitioner's manual* (PP: 401-12). Lippincott Williams & Wilkins. 2007. doi: 10.1007/s10926-006-9063-y.
12. Wagner T, Behnia N, Ancheta WK, Shen R, Farrokhi S, Powers CM. Strengthening and neuromuscular reeducation of the gluteus maximus in a triathlete with exercise-associated cramping of the hamstrings. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2010 Feb;40(2):112-9. doi: 10.2519/jospt.2010.3110. PMID: 20118522.
13. Gibbons SG. Assessment und Rehabilitation der stabilisierenden Funktion des M. psoas major. *manuelletherapie*. 2007 Sep;11(04): 177-87.
14. Richardson CA, Hodges P, Hides JA. *The therapeutic exercise for lumbopelvic a motor control approach for the treatment and prevention of low back pain*. 2nd ed. Churchill Livingstone. 2004;141-8. doi: 10.1016/b978-0-443-07293-2.50013-3
15. Hodges, P. Abdominal mechanism in low back pain. The therapeutic exercise for lumbopelvic a motor control approach for the treatment and prevention of low back pain. 2nd ed. Churchill Livingstone. 2004. doi: 10.1016/b978-0-443-07293-2.50013-3
16. Hides JA, Beall P, Franettovich Smith MM, Stanton W, Miokovic T, Richardson C. Activation of the hip adductor muscles varies during a simulated weight-bearing task. *Phys Ther Sport*. 2016 Jan;17:19-23. doi: 10.1016/j.ptsp.2015.06.001. Epub 2015 Jun 12. PMID: 26576708.
17. Takizawa M, Suzuki D, Ito H, Fujimiya M, Uchiyama E. Why adductor Magnus muscle is large: the function based on muscle morphology in cadavers. *Scand J Med Sci Sports*. 2014 Feb;24(1):197-203. doi: 10.1111/j.1600-0838.2012.01466.x. Epub 2012 Apr 27. PMID: 22537037.
18. Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Longitudinal effects of maturation on lower extremity joint stiffness in adolescent athletes. 2014;38(9):1829-37.
19. Van Dillen LR, Norton BJ, Sahrman SA, Evanoff BA, Harris-Hayes M, Holtzman GW, et al. Efficacy of classification-specific treatment and adherence on outcomes in people with chronic low back pain. A one-year follow-up, prospective, randomized, controlled clinical trial. *Manual therapy*. 2016 Aug 1;24:52-64.
20. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, Rodgers M, Romani WA. *Muscles, testing and function: with posture and pain*. Baltimore, MD: Williams & Wilkins; 1993.
21. Moreside JM, McGill SM. Hip joint range of motion improvements using three different interventions. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2012 May 1;26(5):1265-73.
22. Jonkers I, Stewart C, Spaepen A. The complementary role of the plantar flexors hamstrings and gluteus maximus in the control of stance limb stability during gait. *Gait & posture*. 2003 Jun 1;17(3):264-72. doi: 10.1016/s0966-6362(02)00102-9
23. Mahmoodi R, Bagheri H, Hadian MR, Talebian S, Ebrahimi E, Senbari M. Comparison of lower limb, pelvic, lumbar and trunk muscle activity during stance phase of gait cycle in sacroiliac joint pain and healthy subjects. *Modern Rehabilitation*. 2014 Apr 1;8(2).
24. Goldberg EJ, Neptune RR. Compensatory strategies during normal walking in response to muscle weakness and increased hip joint stiffness. *Gait & posture*. 2007 Mar 1;25(3):360-7. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.04.009
25. Morris SJ, Paradiso JA. Shoe-integrated sensor system for wireless gait analysis and real-time feedback. In *Proceedings of the Second Joint 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society. Engineering in Medicine and Biology 2002 Oct 23;3:2468-9*. IEEE. doi: 10.1109/iembs.2002.1053379
26. 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. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*. 2008 Apr 1;90(4):815.
27. Riley PO, Franz J, Dicharry J, Kerrigan DC. Changes in hip joint muscle-tendon lengths with mode of locomotion. *Gait & posture*. 2010 Feb 1;31(2):279-83. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.11.005