



تأثیر چرخش خارجی ایزومتریک هیپ بر فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی در حین حرکت پلویک دراپ با موقعیت‌های مختلف چرخش ران

رقیه جلیل پیران^{۱*}، فریده باباخانی^۲، رامین بلوچی^۳، محمدرضا هاتفی^۴

۱. کارشناس ارشد گروه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران، ایران
۲. استادیار گروه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران، ایران
۳. دانشیار گروه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران، ایران
۴. دانشجوی دکتری گروه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

مقاله پژوهشی

دریافت ۳۱ خرداد ۱۴۰۰؛ پذیرش ۵ آذر ۱۴۰۰

واژگان کلیدی

الکترومیوگرافی

چرخش خارجی

پلویک دراپ

چرخش داخلی

ایزومتریک

چکیده

زمینه و هدف: در زنجیره‌ی حرکتی عضلات مفصل هیپ نقش مهمی در فعالیت‌های حرکتی دارند. هدف از تحقیق حاضر بررسی اثر چرخش خارجی ایزومتریک هیپ بر فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی در چرخش‌های مختلف ران در حرکت پلویک‌دراپ می‌باشد.

روش بررسی: این مطالعه نیمه تجربی شامل ۱۵ نفر از دانشجویان دختر دانشگاه علامه طباطبائی (۱۸ تا ۲۵ سال) است. افراد حرکت پلویک‌دراپ را در زوایای نوترال، ۱۵ درجه چرخش داخلی و ۲۰ درجه چرخش خارجی مفصل هیپ با و بدون چرخش خارجی ایزومتریک هیپ انجام دادند. اطلاعات الکترومیوگرافی از حداکثر فعالیت عضلانی سرینی‌میانی، کشنده پهن‌نیام و مربع کمری توسط دستگاه الکترومیوگرام ثبت شد. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۴ و از آزمون تحلیل‌واریانس با اندازه‌گیری تکراری و آزمون تی‌وابسته با سطح معناداری کمتر از ۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد حرکت پلویک‌دراپ با اعمال چرخش خارجی ایزومتریک هیپ تفاوت معناداری در فعالیت سرینی‌میانی نشان نداد ($p \geq 0/05$) ولی این عضله در چرخش داخلی افزایش میانگین داشت و فعالیت کشنده‌پهن‌نیام و مربع کمری با اعمال نیرو تفاوت معناداری نشان داد ($p \leq 0/05$) که هر دو عضله در چرخش داخلی کاهش فعالیت، ولی در چرخش خارجی افزایش فعالیت نشان دادند.

نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج مطالعه حاضر، پلویک‌دراپ با اعمال نیرو می‌تواند به‌عنوان یک روش مؤثر جهت افزایش نسبت فعالیت عضله سرینی‌میانی به کشنده‌پهن‌نیام و سرینی‌میانی به مربع کمری در زوایای نوترال و ۱۵ درجه چرخش داخلی در زنان سالم در نظر گرفته شود.

* اطلاعات نویسنده مسئول. تلفن: ۰۹۱۳۰۰۷۸۴۱۷

✉ پست الکترونیکی: nahid_jalil@yahoo.com

شناسه دیجیتال (DOI): 10.22084/RSR.2021.24458.1582

مقدمه

از نظر عملکردی عضله سرینی میانی عضله اصلی در حرکت ابداعشن هیپ می‌باشد (فیلیسیو^۱ و همکاران، ۲۰۱۲) و نقش مهمی در کنترل حرکت هیپ در طی حرکات پویای اندام تحتانی ایفا می‌کند (ارل^۲، ۲۰۰۵). برای جلوگیری از اختلالات اسکلتی-عضلانی اندام تحتانی و برای کنترل یا بهبود کینماتیک اندام تحتانی در هنگام فعالیت‌های تحمل وزن افزایش فعالیت این عضله توصیه شده است (بیشاپ^۳ و همکاران، ۲۰۱۸).

اندام‌های بدن انسان به‌صورت زنجیره‌ای به هم پیوسته عمل می‌کنند و اختلال در یک بخش می‌تواند باعث تغییر و اختلال در سایر بخش‌های این زنجیره شود (کات^۴ و همکاران، ۲۰۰۵). مفصل ران فوقانی‌ترین مفصل اندام تحتانی می‌باشد که دارای سه درجه آزادی حرکت و سه محور حرکتی است. محور حرکتی فرونتال برای حرکات فلکشن و اکستنشن، محور ساجیتال برای حرکت ابداعشن و ادداکشن و محور ورتیکال برای حرکت چرخش داخلی و خارجی ران می‌باشد (نورکین^۵، ۲۰۱۱).

عضله سرینی میانی از عضلات عمقی هیپ می‌باشد. ضعف این عضله ممکن است باعث ادداکشن بیش از حد هیپ شود و در نتیجه به توسعه و تشدید تندینوپاتی گلوئوتال منجر شود (آلیسون^۶ و همکاران، ۲۰۱۶). شواهد نشان می‌دهد تقویت عضلات ابداعشن هیپ می‌تواند درد را در افراد دارای درد کشککی رانی کاهش دهد (روگان^۷ و همکاران، ۲۰۱۹). افزایش چرخش داخلی هیپ که بدنبال ضعف ابداعشن‌های هیپ ایجاد می‌شود عملکرد کشکک را مختل کرده و در نتیجه به درد کشککی رانی منجر می‌شود (روگان و همکاران، ۲۰۱۹) و افزایش نیروهای فشاری بر کشکک در حرکاتی مثل دویدن، بالا رفتن از تپه، اسکات و پرش باعث افزایش درد در کشکک می‌شود (آلمیدا^۸ و همکاران، ۲۰۱۶). عضله کشنده پهن‌نیام هم یک چرخش دهنده‌ی داخلی و هم یک ابداعشن هیپ تلقی می‌شود، به‌نظر می‌رسد ضعف عضله سرینی میانی می‌تواند منجر به

بیش فعالی عضله کشنده پهن‌نیام شود، که غلبه عضله همکار نامیده می‌شود (هی و یو^۹، ۲۰۱۳). محققان نشان داده‌اند که عدم تعادل عضلانی و تغییر در الگوی فعالیت عضلانی با سندروم درد کشککی رانی و سندروم ایلئوتیبیال باند نیز مرتبط است (کاواک^{۱۰} و همکاران، ۲۰۰۰؛ مریکان و آمیس^{۱۱}، ۲۰۰۹). همچنین محققان نشان دادند ضعف عضله سرینی میانی با این آسیب‌ها (سندروم ایلئوتیبیال باند و سندروم درد کشککی رانی) مرتبط است و افراد دارای این ضعف ممکن است دارای حرکت جبرانی در عضله کشنده پهن‌نیام باشند (لی^{۱۲} و همکاران، ۲۰۱۳). قدرت ابداعشن‌های هیپ و انعطاف ایلئوتیبیال باند فاکتورهایی هستند که با سندروم ایلئوتیبیال باند مرتبط هستند، سندروم ایلئوتیبیال باند یکی از شایع‌ترین آسیب‌های استفاده بیش از حد زانو است که در زنان دو برابر مردان دیده می‌شود (فوچ^{۱۳} و همکاران، ۲۰۱۵). وجود سطح مطلوب قدرت عضلانی جهت پیشگیری از آسیب ضروری می‌باشد (لطفاتکار و همکاران، ۲۰۲۰)، بنابراین بسیاری از پروتکل‌های درمانی بر افزایش فعالیت سرینی میانی و کاهش فعالیت کشنده پهن‌نیام در تمرینات مختلف جهت پیشگیری و توانبخشی تمرکز کرده‌اند (لی و همکاران، ۲۰۱۳؛ سلکوویتز و بینک^{۱۴}، ۲۰۱۳). در واقع بیش فعالی کشنده پهن‌نیام در حین تمرینات درمانی ممکن است نتیجه‌ی مطلوبی در بر نداشته باشد (سلکوویتز و بینک، ۲۰۱۳).

هنگام مقایسه تغییرات در تمریناتی که سطح فعالیت عضلانی سرینی میانی را مورد هدف قرار داده‌اند باید سطوح فعالیت عضله کشنده پهن‌نیام نیز در نظر گرفته شود (لطفاتکار و همکاران، ۲۰۲۰). تمرینات تقویت کننده که بر عضله سرینی میانی تمرکز کرده‌اند به‌عنوان یک استراتژی مدیریتی برای اختلالات اندام تحتانی از جمله آرتروز، سندروم درد کشککی رانی و سندروم ایلئوتیبیال باند شناخته شده‌اند (فرنچ^{۱۵} و همکاران، ۲۰۱۰). بنابراین تمریناتی که سرینی میانی را با درجات مختلف دشواری

9. Heo and Yoo

10. Kawak

11. Mercian, Amis

12. Lee

13. Foch

14. Beneck

15. French

1. Felicia

2. Earl

3. Bishop

4. Cote

5. Nokin

6. Allison

7. Rogan

8. Almeida

تمرینات مختلف جهت پیشگیری و توانبخشی تمرکز کرده‌اند (سلکوویتز و همکاران، ۲۰۱۳؛ لی و همکاران، ۲۰۱۴). مونتریو و همکاران (۲۰۱۷) در تحقیقی اثر حرکت پلویک دراپ را بر فعالیت الکترومیوگرافی عضلات سرینی میانی، کشنده پهن‌نیام و مربع کمری و همچنین فعالیت این عضلات را نسبت به هم در سه موقعیت چرخش داخلی (۱۵ درجه)، چرخش خارجی (۲۰ درجه) و نوترال هیپ بر روی افراد سالم بررسی کرد. نتایج این تحقیق نشان داد: فعالیت سرینی میانی به‌طور معناداری در چرخش داخلی و نوترال بیشتر بوده است. نسبت فعالیت سرینی میانی در چرخش داخلی به‌طور معناداری تفاوت را در مقایسه با چرخش خارجی نشان داد. اشمیتز^۶ و همکاران (۲۰۰۲) این موضوع را مشخص کردند که آیا فعالیت عضله سرینی میانی در پاسخ به چرخش خارجی ایزومتریک در زنجیره بسته افزایش می‌یابد؟ برای این کار افراد عمل ایستادن تک پا را در سه وضعیت متفاوت انجام دادند. ۱- زانو فلکشن صفر درجه و هیپ فلکشن صفر درجه ۲- زانو فلکشن صفر درجه و هیپ فلکشن ۲۰ درجه. ۳- زانو فلکشن ۲۰ تا ۳۰ درجه و هیپ فلکشن ۲۰ درجه. نتایج نشان می‌دهد که فعالیت سرینی میانی در پاسخ به افزایش نیروهای ایزومتریک چرخش خارجی لگن در زنجیره بسته افزایش می‌یابد.

تقویت و افزایش فعالسازی عضله سرینی میانی در حالی که عضله کشنده پهن‌نیام در حداقل سطح فعالیت باشد، از اجزای مهم برای جلوگیری از آسیب‌ها و ناهنجاری‌های اندام تحتانی می‌باشد (سلکوویتز و همکاران، ۲۰۱۳). پل یکطرفه و گام برداشتن به پهلو می‌تواند عضله سرینی میانی را بدون این‌که فعال سازی زیادی در عضله کشنده پهن‌نیام ایجاد نماید، بخوبی فعال نمایند و همچنین نشان داده شده است که ابداکشن و چرخش داخلی ران در حالی که فرد به پهلو خوابیده است به‌عنوان یک روش مؤثر برای افزایش فعالیت عضله سرینی میانی و کاهش فعالیت عضله کشنده پهن‌نیام در افراد دارای ضعف سرینی میانی می‌باشد (لی و همکاران، ۲۰۱۴). فعالیت‌های تحمل وزن نسبت به فعالیت‌های بدون تحمل وزن با افزایش فعالیت الکترومیوگرافی عضله سرینی میانی همراه است (بولگلا، ۲۰۰۵). حرکت پلویک‌دراپ از نمونه تمرینات معمول تقویت کننده‌ی ران با تحمل وزن به‌صورت یکطرفه

هدف قرار می‌دهد مورد نیاز است. مطالعات قبلی معمولاً فعالیت عضله سرینی میانی را مبتنی بر الکترومیوگرافی سطحی بررسی کرده‌اند، اما آنها فعال سازی عضلات کشنده پهن‌نیام و مربع کمری را مورد ارزیابی قرار نداده‌اند (فرنج و همکاران، ۲۰۱۰؛ یوداس^۱ و همکاران، ۲۰۱۴). از جمله عضلاتی که به هنگام وجود ضعف در عضله سرینی میانی بیش فعال می‌شود عضله مربع کمری می‌باشد که مطالعات این فرضیه را تأیید می‌کنند که فعال شدن عضله مربع کمری می‌تواند ضعف عضلات ابداکتور هیپ را جبران کند و با بالا کشیدن لگن از افتادن آن جلوگیری کند (مونتریو^۲ و همکاران، ۲۰۱۷). هنگامی که تمرین با هدف به حداکثر رساندن فعالیت سرینی میانی انجام می‌شود باید تمامی عضلات همکار آن که نسبتاً فعال هستند در نظر گرفته شوند، عضلات همکار در یک عمل مشخص با هم فعالیت می‌کنند و بر روی یکدیگر اثر می‌گذارند (چنس^۳ و همکاران، ۲۰۱۰؛ مافتون^۴، ۲۰۱۰).

در حال حاضر دامنه‌ایی از تمرینات برای تقویت عضلات هیپ طراحی شده است که شامل حرکات در زنجیره‌ی حرکتی باز و بسته می‌باشد (مونتریو و همکاران، ۲۰۱۷). حرکت پلویک دراپ از نمونه تمرینات معمول تقویت کننده‌ی ران با تحمل وزن به‌صورت یکطرفه می‌باشد (اوسالیوان^۵ و همکاران، ۲۰۱۰). در این تمرین هدف نگه‌داشتن پای غالب در زنجیره‌ی حرکتی بسته بر روی یک پله به ارتفاع ۱۵ سانتیمتر، و پای غیرغالب به سطح زمین نزدیک می‌شود (از سطح پایین‌تر می‌رود) و پس از کمی مکث دوباره به کنار پای غالب بر می‌گردد (مونتریو و همکاران، ۲۰۱۷). تمرینات پلویک دراپ اغلب در جلسات توانبخشی به‌عنوان تمرینات زنجیره‌ی حرکتی بسته به دلیل سهولت انجام این تمرینات، در ایجاد سطح متعادل از بکارگیری عضله سرینی میانی، استفاده می‌شوند این تمرینات یک انقباض عضلانی، در حالی که حداقل حرکت جبرانی در عضلات بیش فعال وجود دارد، ایجاد می‌کند (مونتریو و همکاران، ۲۰۱۷).

بنابراین بسیاری از پروتکل‌های درمانی بر افزایش فعالیت سرینی میانی و کاهش فعالیت کشنده پهن‌نیام در

1. Youths
2. Monteiro
3. Chance
4. Maffetone
5. O'Sullivan

می‌باشد (اوسالیوان و همکاران، ۲۰۱۰). محققان قبلی تعداد زیادی از تمریناتی که فعالیت عضله سرینی میانی را تقویت می‌کند را بررسی کرده‌اند (بولگلا، ۲۰۰۵؛ اوسالیوان و همکاران، ۲۰۱۰؛ سلکوویتز و همکاران، ۲۰۱۳). عملکرد عضلات اطراف هیپ به موقعیت ران بستگی دارد، بنابراین باید به پوزیشن‌های مفصل ران توجه شود تا مشخص شود کدام عضله به‌عنوان حرکت کننده‌ی اصلی در یک جهت خاص می‌باشد (اوریتانی^۲ و همکاران، ۲۰۱۲). با این حال تحقیقات محدودی در مورد نقش اعمال نیرو به‌صورت چرخش خارجی ایزومتریک هیپ بر وضعیت مفصل هیپ در تمرینات معمول صورت گرفته است. بنابراین هدف از مطالعه‌ی حاضر مقایسه فعالیت عضلانی عضلات سرینی میانی، کشنده پهن‌نیام و مربع کمری در سه زاویه (نوترال، ۱۵ درجه چرخش داخلی و ۲۰ درجه چرخش خارجی) با و بدون اعمال چرخش خارجی ایزومتریک هیپ (نیروی که به سمت خلفی خارجی به هیپ پای غیر تکیه‌گاه وارد شد) در حرکت پلویک‌دراپ بوده است. و همچنین بررسی نسبت فعالیت عضلانی سرینی میانی به کشنده پهن‌نیام و سرینی میانی به مربع کمری در این سه موقعیت در هر دو حالت با و بدون اعمال نیرو بوده است. و بدنبال آن بودیم که آیا اعمال نیرو به‌صورت چرخش خارجی ایزومتریک هیپ می‌تواند در چرخش‌های مختلف ران تغییری در فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب ایجاد نماید؟ و اگر تغییری ایجاد می‌کند در کدام عضله و در چه زاویه‌ایی بوده است؟ ما فرض کردیم که تمرین پلویک‌دراپ با اعمال چرخش خارجی هیپ می‌تواند سطوح بالاتری از فعال سازی سرینی میانی را در چرخش داخلی هیپ، به دلیل افزایش طول تنش عضلانی این عضله ایجاد می‌کند.

مواد و روش‌ها

این تحقیق از نوع نیمه تجربی است. جامعه‌ی آماری مورد نظر همه‌ی دانشجویان دختر دانشگاه علامه طباطبائی بودند و نمونه‌ی آماری تحقیق مورد نظر را ۱۵ نفر از دانشجویان ۱۸ تا ۲۵ سال (قد $164/2 \pm 2/91$ سانتیمتر، وزن $59/31 \pm 21/42$ کیلوگرم، و شاخص توده‌ی بدنی $21/32 \pm 1/42$ کیلوگرم بر مترمربع) تشکیل دادند، که با فرض $\alpha=0/05$ و

۳. اختلال عملکرد

4. Low
5. Zhang
6. McBeth

1. Bogle
2. Uritani

داده می‌شد. برای تست حداکثر انقباض عضله سرینی میانی، فرد به پهلو دراز کشیده، 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 قرار دارد. برای اجرای بهتر حرکت، بهتر است پایی که در پایین قرار دارد در حالت خم شده باشد. مقاومتی جهت جلوگیری از ابداکشن ران بر روی قسمت خارجی زانو اعمال می‌شد. برای گرفتن مقدار MVIC عضله مربع کمری فرد به پهلو می‌خوابد با ایجاد اکستنشن در زانو و دست‌ها را روی شانه‌ی مقابل قرار می‌دهد، یک نوار نایلونی یا چرمی در قسمت مچ پا به جهت جلوگیری از اداکت شدن پا بسته می‌شود و با قرار دادن یک مقاومت بر روی شانه‌ی فرد، از فرد خواسته می‌شود که فلکشن جانبی به تنه بدهد (لی و همکاران، ۲۰۱۴). قبل از ثبت مقدار MVIC و آزمایش شرکت‌کنندگان بر روی یک دوچرخه ثابت با سرعت انتخابی به مدت ۵ دقیقه جهت گرم کردن رکاب زدند. و جهت ثبت فعالیت الکترومیوگرافی عضلات مورد مطالعه، شرکت‌کنندگان در زوایای مختلف مفصل هیپ حرکت پلویک دراپ را ۴ تکرار در ۲ ست انجام دادند که میانگین داده‌های نرمال بین دو ست برای تجزیه و تحلیل آماری استفاده شده است (لی و همکاران، ۲۰۱۴). همچنین جهت حذف خستگی احتمالی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و بین یک وضعیت و دادن وضعیت بعدی در دامنه تغییر چرخش هیپ، یک فاصله ۴ دقیقه‌ای استراحت به نمونه داده شد و برای انجام ثبت فعالیت الکترومیوگرافی در زاویه‌ی بعدی، شرکت‌کنندگان مجدد روی صفحه قرار گرفتند (کوکیارو^۴ و همکاران، ۲۰۰۵). به‌طور کلی شرکت‌کنندگان بعد از پوشیدن لباس راحت ورزشی و بدون کفش جهت جلوگیری از تأثیر اختلاف کفش، حرکت پلویک‌دراپ (تصویر شماره ۱) را در زوایای مختلف مفصل هیپ (نوترال، ۲۰ چرخش خارجی و ۱۵ چرخش داخلی) و با و بدون اعمال چرخش خارجی ایزومتریک هیپ انجام دادند. برای تعیین زاویه‌ی چرخش مفصل هیپ از یک صفحه که زوایا (نوترال، ۱۵ درجه چرخش داخلی و ۲۰ درجه چرخش خارجی) بر روی آن ترسیم شده بود استفاده شد (تصویر شماره ۲) سپس از افراد خواسته شد روی صفحه با پای غالب خود در موقعیتی قرار بگیرند که خط رسم شده در

مرحله الکتروگذاری، فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲/۵cm بوده که در جهت فیبرهای عضلات بر اساس پروتکل SENIAM قرار می‌گیرند، به این صورت که برای عضله سرینی میانی در نصف فاصله بین تروکانتر بزرگ ران و خارجی‌ترین قسمت تاج خاصره الکتروود گذاشته شد. برای عضله کشنده پهن‌نیام در ۱۵ درصد از فاصله خطی بین خار خاصره قدامی فوقانی و قسمت خارجی مفصل زانو با شروع از خار خاصره الکتروگذاری انجام شد. داده‌های عضله مربع کمری از سمت اندام غیرغالب جمع‌آوری شده است، و الکترودها در ناحیه ۵۰ درصدی فاصله بین تاج خاصره (ایلیاک کرس) و دنده دوازدهم، با زاویه‌ای مایل بر سطح پوست قرار داده شد (مونتریو و همکاران، ۲۰۱۷)، و الکتروود رفرنس به مهره ۷ گردنی نصب گردید (شکل شماره ۱). همچنین برای کاهش مقاومت پوست جهت افزایش کیفیت دریافت سیگنال‌های عضلانی، سطح پوست تراشیده و سمباده کشیده و با الکل ۷۰٪ تمیز شده است. پیش از انجام مطالعه اصلی باید تست^۱ MVIC با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی به‌عنوان یک منبع استاندارد برای مقایسه تغییر فعالیت الکترومیوگرافی بین نمونه‌ها و عضلات مختلف محاسبه شود تا اطلاعات حاصل از مطالعه به صورت درصدی از MVIC نرمال سازی شود. به این صورت که RMS داده‌های حاصل از تحقیق بر RMS حداکثر انقباض‌های ایزومتریک ارادی (MVIC) تقسیم و در عدد ۱۰۰ ضرب شده است (بولگلا، ۲۰۰۵). جهت اندازه‌گیری MVIC عضلات سرینی میانی، کشنده پهن‌نیام و مربع کمری از آزمون عضلانی دستی استاندارد استفاده شده است (اسلاتر و هارت^۲، ۲۰۱۷). سه MVIC برای هر عضله به طول سه ثانیه و زمان استراحت بین هر تکرار یک دقیقه، انجام شده است (استرن^۳ و همکاران، ۲۰۰۸). برای گرفتن اندازه MVIC عضله کشنده پهن‌نیام، افراد به پهلو خوابیده و اندام تحتانی به‌صورت ۴۵ درجه فلکشن و ۳۰ درجه ابداکشن هیپ و زانو هم بصورت اکستنشن قرار داده شد یک نوار چرمی یا نایلونی در قسمت مچ پا بسته شد افراد باید یک نیروی بین صفحه ساجیتال و فرونتال به‌صورت مورب با زاویه تقریباً ۴۵ درجه وارد می‌کردند محرک‌های کلامی برای به حداکثر رساندن اثر انگیزی افراد به آنها

۱. حداکثر انقباض ارادی

2. Slater and Hart
3. Stearne

اعمال نیرو از روش آماری تحلیل واریانس با اندازه‌گیری تکراری^۳ در سطح معناداری $p \leq 0/05$ استفاده شد و تجزیه و تحلیل اطلاعات بوسیله نرم افزار spss نسخه‌ی ۲۴ انجام گردید. در صورت وجود اختلاف معنادار بین زوایا از آزمون تعقیبی بونفرونی و جهت مقایسه فعالیت عضلانی قبل و بعد از اعمال نیرو از تی وابسته در سطح معناداری $p \leq 0/05$ استفاده شده است.

یافته‌ها

بعد از بررسی نرمال بودن داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیروویلک، برای بررسی مقایسه فعالیت عضلانی، عضلات سرینی میانی، کشنده پهن‌نیام و مربع کمری و نسبت فعالیت عضلانی سرینی میانی به کشنده پهن‌نیام و سرینی میانی به مربع کمری در سه زاویه‌ی نوترال، ۱۵ درجه چرخش داخلی و ۲۰ درجه چرخش خارجی (مقایسه سه زاویه با هم)، در حرکت پلویک‌دراپ با و بدون اعمال نیروی چرخش خارجی ایزومتریک هیپ از روش آماری تحلیل واریانس با اندازه‌گیری تکراری، با آزمون تعقیبی بونفرونی، و جهت مقایسه فعالیت عضلانی قبل و بعد از اعمال نیرو از تی وابسته^۴ جدول شماره (۲) و (۳) استفاده شده است.

پشت پا از وسط پاشنه و در جلو از انگشت دوم پا عبور کند. برای چرخش مفصل هیپ، پای افراد بر روی خطوط زوایای رسم شده، همان‌طور که در بالا توضیح داده شد، قرار گرفت. برای انجام حرکت پلویک‌دراپ افراد بر روی یک پله به ارتفاع ۱۵ سانتی‌متر روی پای غالب خود ایستادند. در حالی‌که هر دو زانو در اکستنشن قرار داشت، از افراد خواسته شد پای غیرمسلط خود را پایین بیاورند و به زمین نزدیک کنند (بدون ایجاد فلکشن جانبی در تنه) و دوباره پا را به سمت پله برگردانند (اوسالیوان و همکاران، ۲۰۱۰). جهت ایجاد نیروی ایزومتریک هیپ در حرکت پلویک‌دراپ با زوایای مختلف مفصل هیپ، به‌وسیله یک کابل تنسیومتر که به یک دینامومتر وصل است نیرویی در جهت خلف^۱ به قسمت خلفی خارجی لگن پای غیرتکیه‌گاه^۲ اعمال شد (تصویر شماره ۳). میزان نیروی وارد شده با استفاده از تست پایلوت مشخص شد. میزان نیروی وارد شده تا حدی است که تعادل افراد به هم نخورد و تغییری در وضعیت ایستادن آنها ایجاد نشود. در طول فرایند به منظور جلوگیری از ایجاد حرکت جبرانی مثل چرخش بالاتنه از طریق کلام به افراد بازخورد داده می‌شد (اشمیتز و همکاران ۲۰۰۲). جهت مقایسه‌ی داده‌های کمی حاصل از فعالیت عضلانی در سه زاویه‌ی مختلف چرخش ران با و بدون

جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب در پوزیشن‌های مختلف ران با و بدون چرخش خارجی ایزومتریک هیپ

متغیر	نوترال		درجه چرخش داخلی ۱۵		درجه چرخش خارجی ۲۰		آزمون آنالیز انووا با اندازه گیری مکرر
	بدون نیرو	با نیرو	بدون نیرو	با نیرو	بدون نیرو	با نیرو	
سرینی میانی	Mean ±SD ۸۴/۸۸±۰/۰۰۳ ^c	۸۷/۷۰±۲۸/۴ ^c	۹۰/۸۱±۲۳/۵ ^c	۴۲/۶۱±۰/۱۲ ^{ab}	۴۲/۶۳±۰/۱۲۳ ^{ab}	۰/۰۰۱*	۰/۰۰۱*
کشنده پهن نیام	Mean ±SD ۷۰/۷۶±۰/۰۰۲ ^{bc}	۷۰/۴±۷۰/۸۲ ^b	۷۰/۵±۰/۲۲ ^{ac}	۰/۰۴±۷۰/۸۲ ^{ab}	۷۰/۸۲±۰/۰۴ ^a	۰/۰۰۱*	۰/۰۰۱*
مربع کمری	Mean ±SD ۵۶/۶۸±۰/۰۴ ^{bc}	۵۶/۶±۰/۰۲ ^c	۵۶/۷۶±۰/۰۵ ^{ac}	۵۸/۱۷±۱/۴۵ ^{ab}	۵۸/۲۲±۰/۰۵ ^{ab}	۰/۰۰۱*	۰/۰۰۱*
	۰/۰۰۱ [#]	۰/۰۲۸ [#]	۰/۰۰۱ [#]	۰/۹۱۹	۰/۸۳۴		

* $p \leq 0/05$: آزمون تعقیبی بونفرونی، a= تفاوت معنادار با زاویه نوترال، b= تفاوت معنادار با ۱۵ درجه چرخش داخلی، c= تفاوت معنادار با ۲۰ درجه چرخش خارجی
$p \leq 0/05$: تفاوت معنادار قبل و بعد از وارد کردن نیرو

جدول ۲: میانگین و انحراف استاندارد نسبت فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب در پوزیشن‌های مختلف ران با و بدون چرخش خارجی ایزومتریک هیپ

متغیر	نوترال	۱۵ درجه چرخش داخلی		۲۰ درجه چرخش خارجی		آزمون آنالیز انوا با طرح اندازه‌گیری مکرر
نسبت سرینی میانی به	بدون نیرو ۱/۱۹ ± ۰/۰۰۵ ^c	با نیرو ۱/۲۳ ± ۰/۰۴ ^c	بدون نیرو ۱/۱۹ ± ۰/۰۰۵ ^c	با نیرو ۱/۲۸ ± ۰/۳۲ ^c	بدون نیرو ۱/۲۳ ± ۰/۳۱ ^{ac}	با نیرو ۰/۰۰۱*
کشنده پهن	۰/۷۱۴	۰/۶۴۳	۰/۰۰۱ [#]			بدون نیرو ۰/۰۰۳*
نیام همبسته						۰/۰۰۱*
نسبت سرینی میانی به مربع	۱/۰ ± ۴۹/۰۱ ^c	۱/۵۵ ± ۰/۰۵ ^c	۰/۷۳ ± ۰/۰۶ ^{ab}	۰/۷۳ ± ۰/۰۱ ^{ab}	۰/۷۳ ± ۰/۰۱ ^{ab}	۰/۰۰۱*
کمری همبسته	۰/۷۰۴	۰/۶۵	۰/۹۱۴			

* $p \leq 0.05$: آزمون تعقیبی بونفرونی، a = تفاوت معنادار با زاویه نوترال، b = تفاوت معنادار با ۱۵ درجه چرخش داخلی، c = تفاوت معنادار با ۲۰ درجه چرخش خارجی، $\# p \leq 0.05$: تفاوت معنادار قبل و بعد از وارد کردن نیرو

میانی، کشنده پهن نیام و مربع کمری و نسبت فعالیت سرینی میانی به کشنده پهن نیام و سرینی میانی به مربع کمری در سه زاویه‌ی نوترال، ۱۵ درجه چرخش داخلی و ۲۰ درجه چرخش خارجی (مقایسه زوایا با هم) مفصل ران و همچنین مقایسه فعالیت عضلانی هرعضله در دو حالت با و بدون وارد کردن نیرو در حین حرکت پلویک‌درآپ بوده است. عملکرد عضلات اطراف هیپ به موقعیت ران بستگی دارد، بنابراین باید به پوزیشن‌های مفصل ران توجه شود تا مشخص شود کدام عضله به‌عنوان حرکت کننده‌ی اصلی در یک جهت خاص می‌باشد (اوریتانی و همکاران، ۲۰۱۲). نسبت بالاتر فعالیت سرینی میانی به کشنده پهن نیام و سرینی میانی به مربع کمری در زوایای مختلف نشان دهنده‌ی فعالیت بیشتر سرینی میانی نسبت به کشنده پهن نیام و مربع کمری در طی تمرین پلویک درآپ است. با توجه به اطلاعات ما این مطالعه برای اولین بار به بررسی اعمال نیرو (بصورت چرخش خارجی ایزومتریک) بر مفصل هیپ در زوایای مختلف ران بر میزان فعالیت عضلانی و نسبت فعالیت عضلات سرینی میانی به کشنده پهن نیام و سرینی میانی به مربع کمری را در حین حرکت پلویک درآپ بررسی می‌کند. به‌طور کلی فعالیت بیشتر عضله سرینی میانی در حالت نوترال و چرخش داخلی نسبت به چرخش خارجی در حرکت پلویک‌درآپ در هر دو حالت با و بدون اعمال نیرو گزارش شد. این یافته را می‌توان این‌گونه توضیح داد که ممکن است در حالت چرخش داخلی در طی حرکت پلویک درآپ طول و تنش عضلانی سرینی میانی افزایش یابد، که می‌تواند با تغییر در موقعیت سارکومرهای

بر اساس نتایج حاصل از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری تکراری و آزمون تعیقی بونفرونی تفاوت معناداری در میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضله سرینی میانی، کشنده پهن نیام و مربع کمری در مقایسه سه زاویه با هم در هر دو حالت با و بدون اعمال چرخش خارجی ایزومتریک هیپ مشاهده شد ($p \leq 0.05$) و نسبت فعالیت عضلانی سرینی میانی به کشنده پهن نیام و سرینی میانی به مربع کمری در هر سه زاویه معنی‌دار بود. میزان فعالیت سرینی میانی بعد از اعمال مداخله در مقایسه با قبل از اعمال مداخله در هیچ زاویه‌ای تفاوت معنادار آماری را نشان نداد هر چند که افزایش میانگین فعالیت بعد از اعمال نیرو را نشان داد. میزان فعالیت عضله‌ی کشنده پهن نیام بعد از اعمال نیرو در زاویه‌ی نوترال کاهش و در زاویه‌ی ۱۵ درجه افزایش نشان داد، ولی نسبت فعالیت سرینی میانی به این عضله در هر سه زاویه معنادار بود، نسبت بیشتر از یک نشان دهنده‌ی فعالیت بیشتر سرینی میانی می‌باشد. میزان فعالیت مربع کمری با اعمال نیرو در مقایسه‌ی با حالت بدون نیرو در زوایای نوترال و ۱۵ درجه چرخش داخلی با کاهش فعالیت همراه بوده است. نسبت فعالیت سرینی میانی به این عضله در هر دو حالت با و بدون نیرو معنادار بوده است که نشان دهنده‌ی فعالیت بیشتر سرینی میانی می‌باشد.

بحث

هدف کلی تحقیق حاضر بررسی تأثیر چرخش خارجی ایزومتریک هیپ بر حداکثر فعالیت عضلانی سرینی

عضله در حین حرکت در چرخش داخلی فعالیت بیشتری تولید کند (لی و همکاران، ۲۰۱۴؛ لی و همکاران، ۲۰۱۳). محققان ادعا می‌کنند که طول بهینه‌ی عضلات در حالت نوترال مفصل ایجاد می‌شود، بنابراین وضعیت نوترال، طول ایده‌آل را برای عضله سرینی میانی فراهم می‌کند. انقباض این عضله در حالت چرخش خارجی مزیت مکانیکی آن را کاهش داده که احتمالاً بدلیل کاهش طول آن است (کندال^۱ و همکاران، ۲۰۰۵). مطالعات دیگر فعالیت سرینی میانی را در زاویه‌های مختلف هیپ حین پلویک دراپ و ابداکشن ایزومتریک مفصل ران در حالت خوابیده به پهلو بررسی کردند و نتایج آنها نشان داد که سطح فعالیت سرینی میانی در چرخش داخلی بیشتر است (لی و همکاران، ۲۰۱۳؛ لی و همکاران، ۲۰۱۴ و مونتریو و همکاران)، که با نتایج تحقیق حاضر هم سو بوده است. پلویک‌دراپ در حین تمرینات تحمل وزن یک‌طرفه استفاده می‌شود (اوسالیوان و همکاران، ۲۰۱۰). در این زمینه اوسالیوان و همکاران (۲۰۱۰) گزارش کردند که فعال سازی عضله سرینی میانی در حرکت پرس دیوار بیشترین مقدار بوده است. این نتایج با نتایج حاصل از تحقیق حاضر همسو بوده است. و همچنین لطافتکار و همکاران (۲۰۲۰) نشان دادند فعالیت عضله سرینی میانی در چرخش داخلی در حرکت پرس دیوار و پلویک‌دراپ، نسبت به چرخش خارجی بیشتر بوده است، این نتایج با نتایج تحقیق حاضر همسو بوده است. در تحقیق حاضر فرض شده است اعمال نیرو بر زوایای مختلف مفصل ران ممکن است بر فعالیت سرینی میانی، کشنده پهن نیام و مربع کمری در حین حرکت پلویک‌دراپ تأثیر بگذارد. این مطالعه نشان داد به‌طور معناداری در پلویک‌دراپ در حالت چرخش داخلی و نوترال نسبت به چرخش خارجی فعالیت عضله سرینی میانی هم با اعمال نیرو و هم بدون اعمال نیرو بیشتر بوده است. در واقع این نتایج پیشنهاد می‌کنند که تمرین پلویک‌دراپ در موقعیت چرخش داخلی می‌تواند برای حداکثر فعالیت سرینی میانی نسبت به کشنده پهن نیام و مربع کمری به‌عنوان یک استراتژی مدیریت برای پیشگیری از آسیب اندام تحتانی در نظر گرفته شود (فرنچ و همکاران، ۲۰۱۰). آگاهی از نسبت فعالیت سرینی میانی در حرکت پلویک‌دراپ با اعمال نیرو در زوایای مختلف مفصل هیپ

ممکن است اطلاعات بالینی را در مورد این که کدام زاویه عضله سرینی میانی را بیشتر فعال می‌کند در حالی که فعالیت عضلات کشنده پهن نیام و مربع کمری را به حداقل رسانده، ارائه دهد. نسبت فعالیت سرینی میانی به کشنده پهن نیام و مربع کمری در چرخش داخلی در مقایسه با سایر حالات بالاتر بود، این یافته را این گونه می‌توان توضیح داد که تغییرات در منحنی طول. تنش سرینی میانی می‌تواند عامل این افزایش فعالیت باشد (کندال و همکاران، ۲۰۰۵). چرخش خارجی می‌تواند مزیت مکانیکی سرینی میانی را کاهش دهد که احتمالاً ناشی از کاهش طول عضله می‌باشد (چنس و همکاران، ۲۰۱۰؛ مافتون، ۲۰۱۰).

مونتریو و همکاران (۲۰۱۷) نشان داد که تفاوت معناداری در فعالیت عضله‌ی سرینی میانی در حرکت پلویک‌دراپ در چرخش داخلی و نوترال نسبت به چرخش خارجی وجود دارد، ولی در هیچ پوزیشنی تفاوتی در فعالیت عضلات کشنده پهن نیام و مربع کمری مشاهده نکردند. فعالیت سرینی میانی در چرخش داخلی در مقایسه با چرخش خارجی به‌طور معناداری بیشتر بود، این نتایج نشان می‌دهد که افزایش فعالیت این عضله با حفظ یا کاهش فعالیت عضله‌ی مربع کمری همراه است. کندال و همکاران (۲۰۰۵) نشان دادند که مربع کمری در زنجیره‌ی حرکتی لگن را به بالا می‌کشد (elevate). اگر چه مربع کمری سمت مقابل باعث شیب لگن می‌شود و احتمالاً تحت تأثیر چرخش‌های مختلف هیپ قرار نمی‌گیرد، این نتایج با نتایج حاصل از تحقیق حاضر همسو نبوده است. لی و همکاران (۲۰۱۴) طی تحقیقی نشان دادند که فعالیت عضله سرینی میانی در ابداکشن و چرخش داخلی هیپ نسبت به چرخش خارجی بیشتر بود و همین طور فعالیت عضله کشنده پهن نیام در چرخش خارجی بیشتر از چرخش داخلی است. قرار دادن مفصل هیپ در چرخش خارجی باعث فعال شدن عضله کشنده پهن نیام می‌شود، زیرا نیروی گرانش بر روی اندام تحتانی باعث به اکستنشن رفتن مفصل ران شده و این عضله را برای حفظ وضعیت نرمال لگن به چالش می‌کشد. این یافته‌ها، نتایج حاصل از تحقیق حاضر را حمایت می‌کند. همان‌طور که قبلاً ذکر شد عضلات همکار به‌طور متقابل بر روی هم عمل کرده و همدیگر را در طول حرکات مختلف تحت تأثیر قرار می‌دهند (چنس و همکاران، ۲۰۱۰؛ مافتون، ۲۰۱۰). بنابراین اگر فعالیت یک عضله کاهش یابد

سرینی میانی جلوتر از مفصل هیپ قرار می‌گیرد، بنابراین هر نیرویی که به هیپ وارد شود و باعث اکستنشن آن شود فعالیت کشنده پهن‌نیام را جهت جلوگیری از اکستنشن هیپ بدنبال دارد (مک بث و همکاران، ۲۰۱۲). نتایج تفاوت معناداری را از نسبت فعالیت سرینی میانی به کشنده پهن‌نیام و همچنین سرینی میانی به مربع کمری را در هر سه زاویه در هر دو حالت با اعمال نیرو و بدون اعمال نیرو نشان داد. که در هر دو حالت با و بدون اعمال نیرو در زوایای نوترال و چرخش داخلی نسبت فعالیت سرینی میانی به کشنده پهن‌نیام و مربع کمری بیشتر بوده است ولی در چرخش خارجی نسبت فعالیت سرینی میانی کمتر از دو عضله‌ی دیگر گزارش شده است (نسبت بیشتر از یک نشان دهنده‌ی فعالیت بیشتر سرینی میانی می‌باشد). این یافته‌ها می‌تواند فرضیه‌ی ما را تأیید کنند که سطح فعال سازی سرینی میانی در چرخش داخلی در حرکت پلویک‌دراپ افزایش می‌یابد. نسبت فعالیت سرینی میانی به مربع کمری در چرخش داخلی و نوترال نسبت به چرخش خارجی به‌طور قابل توجهی بالاتر بود، این نتایج نشان می‌دهد که افزایش فعالیت سرینی میانی با حفظ یا کاهش فعالیت عضله مربع کمری همراه است. با توجه به نتایج حاصل از این تحقیق، ممکن است افراد دارای اختلال عملکرد کشکی رانی از حرکت چرخش داخلی سود نبرند، زیرا برخی از مطالعات نشان داده‌اند که چرخش داخلی ران منجر به آسیب غضروف مفصلی می‌شود. از آنجایی که نسبت فعالیت سرینی هم در چرخش داخلی و هم در نوترال معنادار بود پیشنهاد می‌شود افراد دارای اختلال عملکرد کشکی رانی حرکت پلویک‌دراپ را در زاویه نوترال انجام دهند.

نتیجه‌گیری

یافته‌های به‌دست آمده از این مطالعه بر تأثیر اعمال نیروی خارجی به سمت خلفی خارجی پای غیر تکیه‌گاه (چرخش خارجی ایزومتریک هیپ) در زوایای مختلف مفصل ران (نوترال، چرخش داخلی و چرخش خارجی) برای فعال سازی عضلات منتخب و نسبت فعال سازی عضلات در حرکت پلویک‌دراپ تأکید داشته است. هنگامی که در صدد طراحی تمرین اختصاصی برای عضله‌ی خاصی هستیم باید عضلات سینرژیک آن را هم در نظر بگیریم، عضلات

فعالیت عضله دیگر افزایش می‌یابد تا همان دامنه‌ی حرکتی را کامل کند (جو و یو، ۲۰۱۶). نتایج ما نشان می‌دهد که پلویک‌دراپ با اعمال نیرو در حالت چرخش داخلی برای فعال کردن عضله سرینی میانی و به حداقل رساندن فعالیت عضلات کشنده پهن‌نیام و مربع کمری مؤثر است. این یافته‌ها بیان کردند که حفظ یا کاهش فعال سازی عضله سرینی میانی در پلویک‌دراپ در هر دو حالت با و بدون اعمال نیرو در حالت چرخش خارجی می‌تواند با افزایش فعالیت عضله کشنده پهن‌نیام همراه باشد. عضله سرینی میانی یک ابداع‌اتور اولیه هیپ و همچنین یک تثبیت کننده‌ی ران در صفحه‌ی فرونتال در حین فعالیت‌های تحمل وزن است. افزایش فعالیت این عضله در اندام ثابت (پای تکیه‌گاه) در حین حرکت پلویک‌دراپ نسبت به سمت مقابل (پای غیر تکیه‌گاه)، ثبات لگن را در پاسخ به توسعه‌ی تنش حاصله از فعالیت سرینی میانی سمت غیر تکیه‌گاه تأمین می‌کند، اگر چنین اتفاقی نیفتد و تنش حاصل از عضله‌ی سمت مقابل، خنثی نشود، لگن در صفحه‌ی فرونتال افت بیشتری می‌کند بنابراین طویل شدگی اندام سمت مقابل را باعث می‌شود و این امر صاف نگه داشتن پا و ابداع‌اکشن ران بر روی لگن را دشوار می‌سازد. افزایش فعالیت عضله سرینی میانی اندام تکیه‌گاه (پای غالب) برای فراهم کردن یک بستر مناسب و با ثبات برای لگن در حال تحمل وزن در صفحه‌ی فرونتال هنگامی که با اعمال نیرو مواجه است، ضروری بنظر می‌رسد. وضعیت متفاوت این عضله در چرخش داخلی افزایش فعالیت آن را نسبت به سایر حالات توضیح می‌دهد. که ممکن است این عضله برای جلوگیری از چرخش قدامی لگن در صفحه‌ی ترنسورز در وضعیت چرخش داخلی باشد. افزایش فعالیت سرینی میانی در چرخش داخلی نسبت به چرخش خارجی نشان می‌دهد که این عضله به‌وسیله‌ی چرخش در صفحه‌ی ترنسورز تحت تأثیر قرار می‌گیرد که این یافته مدرکی بر تفاوت عملکرد این عضله در پوزیشن‌های مختلف مفصل ران می‌باشد. افزایش فعالیت عضله کشنده پهن‌نیام در چرخش خارجی به دلیل غلبه بر گشتاور اکستنشن ران می‌باشد، که در جهت حفظ موقعیت و پوزیشن خنثی لگن در زمان انجام حرکت به چالش کشیده می‌شود. و همچنین این عضله دومین فلکسور هیپ است و چون خط عمل آن نسبت به خط عمل

محدودیت‌های تحقیق

این تحقیق یک مطالعه‌ی مقطعی می‌باشد، بنابراین اثرات طولانی مدت آن نامشخص است. همچنین ممکن است نتایج این تحقیق را نتوان به همه مخصوصاً افراد با دیسفانکشن یا دفورمیتی اندام تحتانی تعمیم داد. به‌علاوه، کم بودن تعداد آزمودنی‌ها نیز می‌تواند نتایج را تحت تأثیر قرار داده باشد. همچنین در این مطالعه ارتباط کینماتیک هیپ با تغییرات سطح الکترومیوگرافی در طول زمان بررسی نشده است. بنابراین پیشنهاد می‌شود که مطالعات دیگر در این زمینه با تعداد بیشتر آزمودنی و همراه با بررسی تغییرات الکترومیوگرافی عضلات تنه و زانو انجام شود. و همچنین تفاوت بین دو جنسیت ممکن است در الگوی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات نقش داشته باشد.

تشکر و قدردانی

محققین از تمامی شرکت‌کنندگان در این پژوهش به خاطر همکاری با گروه تحقیق که اجرای پژوهش حاضر را امکان‌پذیر نمودند، نهایت قدردانی و سپاس را به عمل می‌آورند.

سینرژست در حین انجام یک حرکت با هم همکاری می‌کنند، در طراحی تمرین جهت افزایش فعالیت اختصاصی‌تر عضله‌ی سرینی میانی باید عضله‌ی کشنده پهن نیام و مربع کمری نیز در نظر گرفته شود. نتایج نشان داد که پلویک‌دراپ با اعمال نیرو، در چرخش داخلی باعث افزایش فعالیت عضله سرینی میانی و کاهش فعالیت کشنده پهن نیام و مربع کمری می‌شود، و نسبت فعالیت عضله‌ی سرینی میانی به عضله کشنده پهن نیام و سرینی میانی به مربع کمری در زاویه نوترال و چرخش داخلی معنادار بوده است. این یافته‌ها نشان می‌دهد فعالیت عضلات هیپ به‌طور قابل توجهی به زوایای مفصل ران بستگی دارد. از این‌رو درک این مسئله که پوزیشن‌های مختلف ران می‌تواند فعالیت عضله را تغییر دهد برای مربیان ورزشی و متخصصان طب ورزشی مهم است ممکن است این تمرین به‌عنوان تمرین اثرگذار برای به حداکثر رساندن نسبت فعالیت سرینی میانی به کشنده پهن نیام و مربع کمری در چرخش داخلی و نوترال در حالی که فعالیت کشنده پهن نیام و مربع کمری محدود شده است مورد استفاده قرار بگیرد.

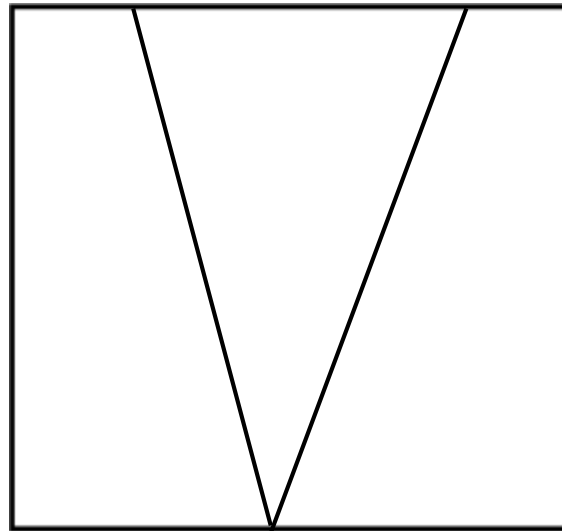


تصویر ۱

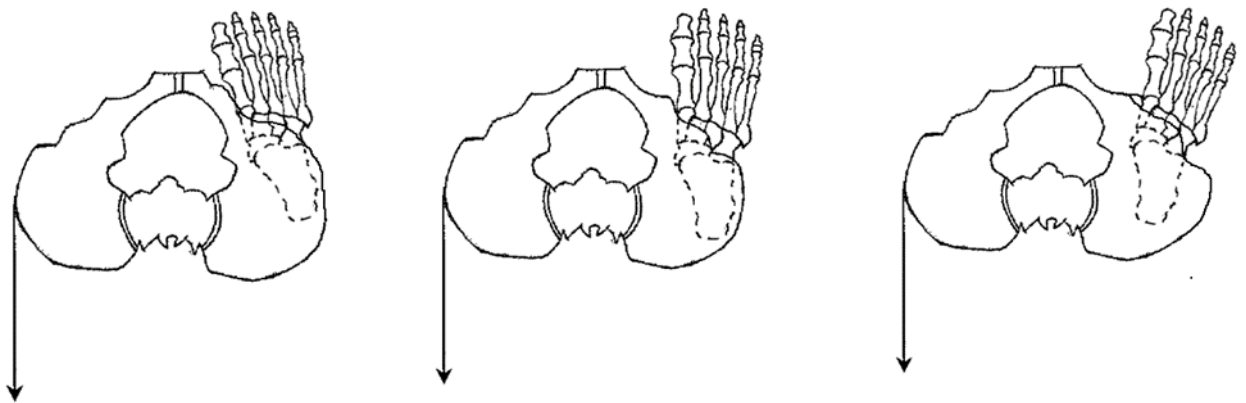
۱۵ درجه

نوترال

۲۰ درجه



تصویر ۲



تصویر ۳: اعمال نیرو در جهت خلفی خارجی پای مقابل (nonstance side)

References

- Allison, K., Vicenzino, B., Wrigley, T. V., Grimaldi, A., Hodges, P. W., & Bennell, K. L. (2016). "Hip Abductor Muscle Weakness in Individuals with Gluteal Tendinopathy". *Medicine and science in sports and exercise*, 48(3): 346-352.
- Almeida, G. P. L., França, F. J. R., Magalhães, M. O., Burke, T. N., & Marques, A. P. (2016). "Relationship between frontal plane projection angle of the knee and hip and trunk strength in women with and without patellofemoral pain". *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*, 29(2): 259-266.
- Bishop, B. N., Greenstein, J., Etnoyer-Slaski, J. L., Sterling, H., & Topp, R. (2018). "Electromyographic analysis of gluteus maximus, gluteus medius, and tensor fascia latae during therapeutic exercises with and without elastic resistance". *International journal of sports physical therapy*, 13(4): 668.
- Bolgia, L. A., & Uhl, T. L. (2005). "Electromyographic analysis of hip rehabilitation exercises in a group of healthy subjects". *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 35(8): 487-494.
- Chance-Larsen, K., Littlewood, C., & Garth, A. (2010). "Prone hip extension with lower abdominal hollowing improves the relative timing of gluteus maximus activation in relation to biceps femoris". *Manual Therapy*, 15(1): 61-65.
- Coqueiro, K. R. R., Bevilaqua-Grossi, D., Bérzin, F., Soares, A. B., Candolo, C., & Monteiro-Pedro, V. (2005). "Analysis on the activation of the VMO and VLL muscles during semisquat exercises with and without hip adduction in individuals with patellofemoral pain syndrome". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(6):596-603.
- Cote, K. P., Brunet, M. E., II, B. M. G., & Shultz, S. J. (2005). "Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability". *Journal of athletic training*, 40(1): 41.
- Earl, J. E. (2005). "Gluteus medius activity during 3 variations of isometric single-leg stance". *Journal of Sport Rehabilitation*, 14(1): 1-11.

- Felício, L. R., Dias, L. A., Silva, A. P., Oliveira, A. S., & Bevilaqua-Grossi, D. (2011). "Muscular activity of patella and hip stabilizers of healthy subjects during squat exercises". *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 15(3): 206-211.
- Foch, E., Reinbolt, J. A., Zhang, S., Fitzhugh, E. C., & Milner, C. E. (2015). "Associations between iliotibial band injury status and running biomechanics in women". *Gait & posture*, 41(2): 706-710.
- French, H. P., Dunleavy, M., & Cusack, T. (2010). "Activation levels of gluteus medius during therapeutic exercise as measured with electromyography: a structured review". *Physical Therapy Reviews*, 15(2): 92-105.
- Heo, H. J., An, D. H., Yoo, W. G., & Oh, J. S. (2013). "EMG analysis of gluteus medius subdivisions during modified unilateral biofeedback exercises for the lower limbs". *Journal of Physical Therapy Science*, 25(1): 85-88.
- Ju, S. K., & Yoo, W. G. (2016). "Electromyographic analysis of gluteus medius subdivisions during hip abductor strengthening exercises". *Isokinetics and Exercise Science*, 24(2): 91-98.
- Kendall, F. P., McCreary, E. K., Provance, P. G., Rodgers, M. M., & Romani, W. A. (2005). *Muscles: Testing and function, with posture and pain (Kendall, Muscles)* (p. 560).
- Kwak, S. D., Ahmad, C. S., Gardner, T. R., Grelsamer, R. P., Henry, J. H., Blankevoort, L., ... & Mow, V. C. (2000). "Hamstrings and iliotibial band forces affect knee kinematics and contact pattern". *Journal of orthopaedic research*, 18(1): 101-108.
- Lee, J. H., Cynn, H. S., Choi, S. A., Yoon, T. L., & Jeong, H. J. (2013). "Effects of different hip rotations on gluteus medius and tensor fasciae latae muscle activity during isometric side-lying hip abduction". *Journal of sport rehabilitation*, 22(4): 301-307.
- Lee, J. H., Cynn, H. S., Kwon, O. Y., Yi, C. H., Yoon, T. L., Choi, W. J., & Choi, S. A. (2014). "Different hip rotations influence hip abductor muscles activity during isometric side-lying hip abduction in subjects with gluteus medius weakness". *Journal of electromyography and kinesiology*, 24(2): 318-324.
- Letafatkar, A., Hatefi, M., Babakhani, F., Ghanati, H. A., & Wallace, B. (2020). "The influence of hip rotations on muscle activity during unilateral weight-bearing exercises in individuals with and without genu varum: A cross-sectional study". *Physical Therapy in Sport*, 43: 224-229.
- Low, J., Williams, A. M., McRobert, A. P., & Ford, P. R. (2013). "The microstructure of practice activities engaged in by elite and recreational youth cricket players". *Journal of Sports Sciences*, 31(11): 1242-1250.
- Maffetone, P. (2010). "The assessment and treatment of muscular imbalance—The Janda Approach". *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 14(3): 287-288.
- McBeth, J. M., Earl-Boehm, J. E., Cobb, S. C., & Huddleston, W. E. (2012). "Hip muscle activity during 3 side-lying hip-strengthening exercises in distance runners". *Journal of athletic training*, 47(1): 15-23.
- Merican, A. M., & Amis, A. A. (2009). "Iliotibial band tension affects patellofemoral and tibiofemoral kinematics". *Journal of biomechanics*, 42(10): 1539-1546.
- Monteiro, R. L., Facchini, J. H., de Freitas, D. G., Callegari, B., & João, S. M. A. (2017). "Hip rotations' influence of electromyographic activity of gluteus medius muscle during pelvic-drop exercise". *Journal of sport rehabilitation*, 26(1): 65-71.
- Norkin, C. C. (2011). *Joint structure and function: a comprehensive analysis*. FA Davis Co.,
- O'Sullivan, K., Smith, S. M., & Sainsbury, D. (2010). "Electromyographic analysis of the three subdivisions of gluteus medius during weight-bearing exercises". *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 2(1): 1-9.
- Rogan, S., Haehni, M., Luijckx, E., Dealer, J., Reuteler, S., & Taeymans, J. (2019). "Effects of hip abductor muscles exercises on pain and function in patients with patellofemoral pain: A systematic review and meta-analysis". *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 33(11): 3174-3187.
- Schmitz, R. J., Riemann, B. L., & Thompson, T. (2002). "Gluteus medius activity during isometric closed-chain hip rotation". *Journal of Sport Rehabilitation*, 11(3): 179-188.
- Selkowitz, D. M., Beneck, G. J., & Powers, C. M. (2013). "Which exercises target the gluteal muscles while minimizing activation of the tensor fascia lata? Electromyographic assessment using fine-wire electrodes". *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 43(2): 54-64.
- Slater, L. V., & Hart, J. M. (2017). "Muscle activation patterns during different squat techniques". *Journal of strength and conditioning research*, 31(3): 667-676.
- Stearne, D. J., Sitler, M. R., Tierney, R. T., Covassin, T. M., Davis, K. F., Barr, A. E., ... & Torg, J. S. (2008). "Gender differences in neuromuscular control of the hip: implications for acute non-contact anterior cruciate ligament injury". *Journal of Athletic Training*, 43(5): 547-548.