بررسی الکترومایوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی در حرکت اسکات با زوایای مختلف مفصل هیپ

محمدرضا هاتفی*[۱]، رامین بلوچی[۲]، فریده باباخانی[۳]

۱. دانشجوی دکتری، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

۲. دانشیار، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران، ایران

۳. استادیار، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران، ایران

مقاله پژوهشی تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۹/۲/۲۷ تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۰/۳/۱۵ شماره صفحات: **۹۵ تا ۱۰۴**

چکیده

هدف از مطالعه حاضر بررسی اثر وضعیت‌های متفاوت مفصل هیپ بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی حین حرکت اسکات بود. **روش‌شناسی:** فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی ۱۵ دانشجوی مرد سالم در حین حرکت اسکات با زاویه‌های خنثی °۱۵،°۳۰، °۴۵ چرخش خارجی و داخلی مفصل هیپ ثبت شد. برای حذف خستگی احتمالی، آزمودنی‌ها اسکات را ۲ بار با فواصل استراحت ۳۰ ثانیه بین تکرار و ٤ دقیقه بین زوایای مختلف انجام می‌دادند. تفاوت معناداری در میزان فعالیت وستوس‌مدیالیس (p =۰/۰۵۲)، وستوس‌لترالیس (p=۰/۱۰۲) و تنسورفاسیالاتا (p=۰/۱۹۳) در حرکت اسکات بین زوایای مختلف مفصل هیپ مشاهده نشد. درحالی‌که تفاوت معناداری در میزان فعالیت گلوتئوس‌مدیوس (p =۰/۰۰۱) و بایسپس‌فموریس (p=۰/۰۱۵) در حرکت اسکات بین زوایای مختلف مفصل هیپ دیده شد. ضمن اینکه معنادار بودن نسبت فعالیت گلوتئوس‌مدیوس به تنسورفاسیلاتا در حرکت اسکات بین زوایای مختلف مفصل هیپ مشاهده شد. اسکات با زوایای خارجی مفصل هیپ می‌تواند به‌عنوان یک روش مؤثر جهت افزایش فعالیت گلوتئوس-مدیوس و نسبت فعالیت گلوتئوس‌مدیوس به تنسورفاسیلاتا و افزایش فعالیت بایسپس‌فموریس در زوایای °٤۵ خارجی و °۳۰ داخلی مفصل هیپ در نظر گرفته شود.

کلیدواژه‌ها: الکترومایوگرافی سطحی، اسکات، چرخش مفصل هیپ

Electromyography analysis of selected lower extremity muscles in the squat with Different hip rotations

Mohamadreza Hatefi[1]., Ramin Balochi[2]., Farideh Babakhani[3]

1. PhD candidate, Department of Biomechanics and Sport Injuries, Faculty of Physical education and Sport Science, Kharazmi University, Tehran, Iran.
2. Associate Professor, Department of Sport Injuries and Corrective Exercises, Faculty of Physical education and Sport Science, Allameh Tabataba'I University, Tehran, Iran.
3. Asistance Professor, Department of Sport Injuries and Corrective Exercises, Faculty of Physical education and Sport Science, Allameh Tabataba'I University, Tehran, Iran.

Abstract

The purpose of this study was to investigate the effect of different hip joint postures on electromyographic activity of selected lower limb muscles during squat's movement. Electromyographic activity of selected lower limb muscles of 15 healthy male students was recorded while performing a squat with neutral, 15°, 30°, 45° external and internal rotation of the hip. Friedman's nonparametric test was used to compare muscle activation at different angles of the hip rotation and the Wilcoxon test was used to determine within-group differences. The results of this study showed no significant difference in the activity of Vastus medialis (p = 0.052), Vastus lateralis (p = 0.102) and tensor fasciae lata (p = 0.193) in squat between different hip joint angles, but Significant differences were observed in gluteus medius muscle activation (p = 0.001) and biceps femoris (p = 0.015) in squat between different hip joint angles. Also, the results of this study showed that gluteus medius to tensor fascia lata activation ratio was significant in squat between different hip joint angles. squat with the external hip angles can be considered as an effective method to increase gluteus medius activation and gluteus medius to the tensor fasciae latae activation ratio. On the other hand, 45 ° external and 30 ° internal hip angles can be considered as an effective method to increase the biceps femoris activation.

keywords: Surface electromyography, Squat, Hip rotation

*. Hatefimohamadreza@yahoo.com

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.7.9]

[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.95]

مقدمه

اخیراً، تمرینات قدرتی به‌عنوان یک استراتژی مهم برای بهبود عملکرد ورزشی، سلامتی و توان‌بخشی آسیب‌ها پیشنهادشده است (۱). حرکت اسکات یکی از رایج‌ترین تمرینات برای افزایش قدرت و توان اندام تحتانی است (۲). اگرچه اثربخشی این تمرین جهت تقویت عضلات به اثبات رسیده است اما تکنیک‌های جدید و وضعیت‌های متفاوت در حرکت اسکات برای بهبود بیشتر این اثربخشی با دیدگاه‌های تقویتی و توان‌بخشی هنوز هم در حال بررسی است. دستگاه الکترومایوگرافی این امکان را می‌دهد تا بتوانیم با نظارت بر کمیت و کیفیت فعالیت الکتریکی عضلات در تمرینات متفاوت هدف و نتیجه یک تمرین را مشخص کنیم (۳). در همین راستا مطالعات متعددی به بررسی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی و فوقانی در حرکت اسکات با متغیرها و وضعیت‌های متفاوت پرداخته‌اند، نتایج حاصل از این تحقیقات حاکی از متأثر بودن وضعیت مفاصل، دامنه حرکتی، شدت، سرعت و ... بر فعالیت عضلات در حین حرکت اسکات بود که برخی از آن‌ها عبارت‌اند از: تغییر در ارتفاع نشستن (٤,٥)، تغییر در وضعیت تنه (٦)، اضافه کردن بارهای خارجی (٧. ٨)، تغییر در ارتفاعات پاشنه (٩،١٠)، و اجرای حرکت اسکات روی سطوح پایدار و ناپایدار (١١،١٢). در همین رابطه شواهدی نیز وجود دارد که نشان می‌دهد موقعیت هیپ می‌تواند بر فعالیت عضلات تأثیر بگذارد. در مطالعه‌ای نشان داده‌شده است که فعالیت الکترومایوگرافی عضلات گلوتئوس مدیوس و نسبت فعالیت گلوتئوس مدیوس به تنسورفاسیالاتا با چرخش داخلی مفصل هیپ حین حرکت ابداکشن زانو در وضعیت خوابیده به پهلو نسبت به زوایای خارجی و خنثی افزایش پیدا می‌کند (١٣). از طرفی انجام حرکت پلویک دراپ با چرخش داخلی و خنثی مفصل هیپ با افزایش فعالیت گلوتئوس مدیوس نسبت به چرخش خارجی همراه است (١٤). همچنین نشان داده‌شده است که اگر هدف تمرین تقویت بیشتر عضلات ادداکتور هیپ باشد، اسکات باید با ۳۰° چرخش خارجی هیپ و حداقل تا ۹۰° فلکشن زانو انجام شود (٤). در همین راستا مطالعه مشابه‌ای به بررسی زوایای مختلف چرخش هیپ در زنجیره بسته، همراه با مداخله وضعیت ایستادن روی پنجه‌ها پرداخته است و نتایج حاصل از این مطالعه حاکی از تفاوت در میزان فعالیت عضلات رکتوس فموریس، واستوس مایل داخلی و واستوس خارجی نسبت به هم بود (١٥). بااین‌حال، نویسندگان مطالعه‌ای که به بررسی اثر پوزیشن‌های مختلف چرخش هیپ بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی در حرکت اسکات بپردازد، مشاهده نکردند؛ بنابراین به نظر می‌رسد، بررسی اثر تغییر در پوزیشن‌های مختلف چرخش هیپ روی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در حرکت اسکات می‌تواند اطلاعات مناسبی را در اختیار مربیان و درمانگران جهت طراحی و تجویز تمرینات با اهداف تقویتی، افزایش عملکرد، پیشگیری از آسیب و تکنیک‌های توان‌بخشی قرار دهد. هدف از مطالعه حاضر مقایسه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی در حرکت اسکات با زوایای مختلف مفصل هیپ در افراد سالم بود.

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.7.9]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.95]

روش‌شناسی

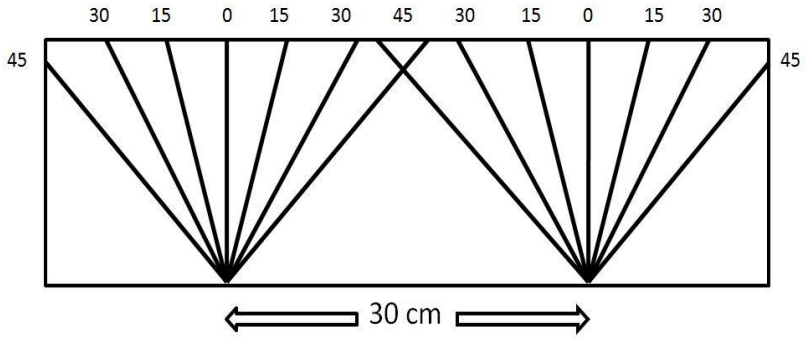
با استفاده از نرم‌افزار G.power[1] و با فرض α=0.05 و 1-β=0/80، ۱۵ دانشجوی پسر سالم (۲۵-۱۸ سال) دانشگاه علامه طباطبائی با توجه به معیارهای ورود به تحقیق و روش نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شدند (سن: ۱/۳۰±۲۳/۰۸، وزن: ۷/۱٤±۷۳/۱۸، قد: ۱/۵۸±۱۷۸/۷، شاخص توده بدنی: ۱/۰۱±۲۲/۸٤). همچنین قبل از مشارکت افراد در پژوهش، فرم رضایت‌نامه آگاهانه مصوب دانشگاه در اختیار آن‌ها قرار گرفت. معیارهای ورود به تحقیق شامل: داشتن BMI نرمال بین ۱۸- ۲٤، دامنه سنی بین ۱۸-۲٤ سال، عدم شرکت در برنامه‌های توان‌بخشی اندام تحتانی در ٦ ماه گذشته و تجربه کافی در انجام حرکت اسکات بود (۱٦). معیارهای خروج از تحقیق شامل سابقه آسیب‌دیدگی عضلانی (عضلات موردمطالعه) در دو ماه گذشته، سابقه آسیب‌دیدگی اندام تحتانی، لگن، زانو و مچ در شش ماه گذشته و سابقه جراحی در کمر و اندام تحتانی در یک سال گذشته بود (۱٦).

در مطالعه حاضر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات وستوس مدیالیس[2] (VM)، وستوس لترالیس[3] (VL)، گلوتئوس مدیوس[4] (Gmed)، تنسورفاسیالاتا[5] (TFL) و بایسپس فموریس[6] (BF) شرکت‌کننده‌ها با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی سطحی (۱٦ کاناله، bayamed ساخت کشور ایران) در حالی ثبت شد که افراد حرکت اسکات را با هفت زاویه متفاوت مفصل هیپ انجام می‌دادند. همچنین وزنه‌ای که افراد باید در حین اسکات بلند می‌کردند، ۱۵٪ وزن هر فرد بود که از میله هالتر با وزن‌های مختلف متناسب با فرد استفاده شد (۱۷). علت انتخاب این مقدار وزنه، این بود که بدون ایجاد خستگی یا آسیب به فرد سطحی از مقاومت جهت عمل اسکات پدید آید. ابتدا در مرحله الکترودگذاری، از الکترودهای سطحی (نقره-کلراید یک‌بارمصرف مدل INTCO) استفاده شد، فاصله مرکز تا مرکز الکترودها تقریباً ۲,۵cm بود که در ابتدا برای کاهش مقاومت پوست، جهت افزایش کیفیت دریافت بیوسیگنال‌های عضلانی سطح پوست تراشیده و سمباده کشیده و با الکل ۷۰٪ تمیز شد. همچنین الکترودها در جهت فیبرهای عضلات بر روی پای برتر بر اساس پروتکل SENIAM قرار گرفت که جهت مشخص کردن پای برتر از آزمودنی‌ها خواسته شد به توپ ضربه بزنند و پایی که آزمودنی برای ضربه به توپ انتخاب می‌کرد به‌عنوان پای برتر در نظر گرفته شد (۱۹،۱۸). الکترود رفرنس روی قوزک خارجی مچ پا بسته شد. برای مشخص شدن زاویه چرخش هیپ از صفحه طراحی‌شده برای تنظیم زاویه‌های چرخش هیپ استفاده شد (شکل ۱)، به این صورت که دو خط موازی بافاصله ۳۰ سانتی‌متر از هم در دو سمت صفحه به‌عنوان خط راهنما جهت دامنه صفر درجه قرار داده شد، خطوطی در دو جهت از این دو خط موازی با زوایای °۱۵ و °۳۰ و °٤۵ کشیده شد، این خطوط برای اندازه‌گیری دامنه‌های مختلف چرخش هیپ در این مطالعه بودند. فرد به صورتی روی صفحه می‌ایستاد که خط وسط (صفر درجه)، از وسط پاشنه در عقب و از انگشت دوم پا در جلو عبور می‌کرد. همه افراد حرکت اسکات را ۲ بار در هر زاویه با فواصل استراحت ۳۰ ثانیه بین آن‌ها انجام دادند (۲۰) که در این حالت اثر خستگی احتمالی حذف شد (۲۱). بین یک وضعیت و دادن وضعیت

1. G*Power, Franz Faul University of Kiel, Germany
2. Vastus medialis
3. Vastus lateralis
4. Gluteus medius
5. Tensor fascia lata
6. Biceps femoris

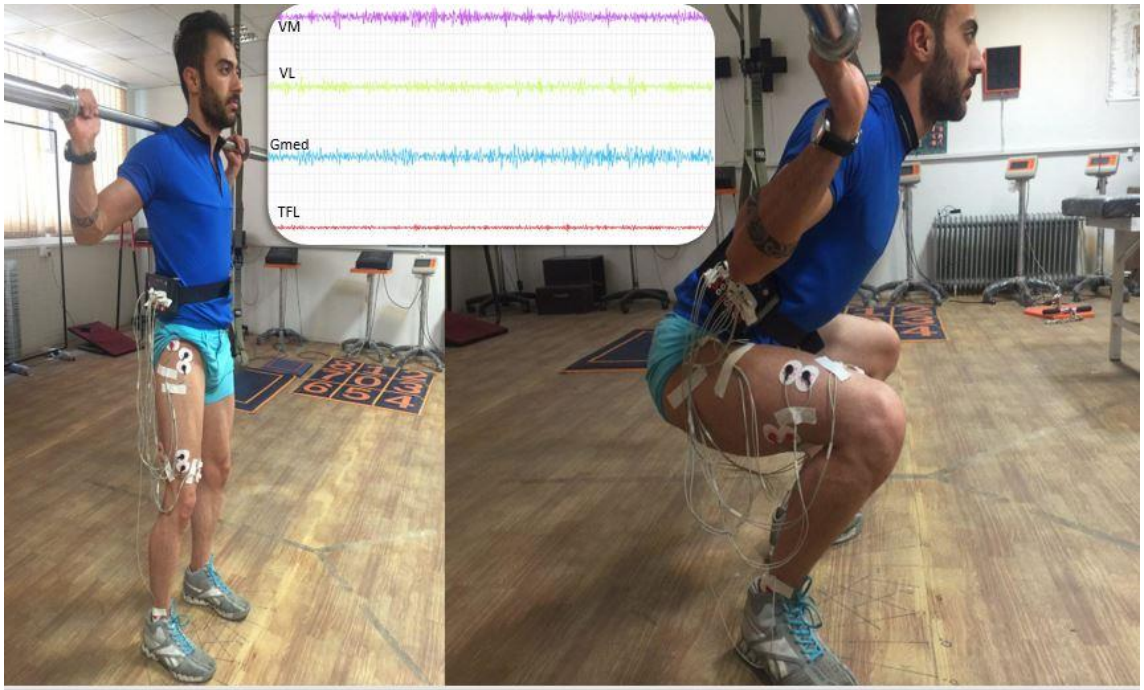
[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.7.9]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.95]

بعدی در دامنه تغییر چرخش هیپ، یک‌فاصله ٤ دقیقه‌ای استراحت به آزمودنی داده شد و برای انجام ثبت فعالیت الکترومایوگرافی در زاویه بعد، آزمودنی‌ها مجدد روی صفحه قرار می‌گرفتند (۲۲). پیش از انجام مطالعه اصلی نیاز بود که آزمون MVIC با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی به‌عنوان یک منبع استاندارد برای مقایسه تغییر فعالیت الکترومایوگرافی بین نمونه‌ها و عضلات مختلف محاسبه شود تا اطلاعات حاصل از مطالعه به‌صورت درصدی از MVIC معادل شود (۸). برای اندازه‌گیری MVIC عضلات موردمطالعه از آزمون عضلانی دستی استاندارد استفاده شد (۲۳). برای هر عضله، دو MVIC به مدت ۵ ثانیه انجام شد که جهت کاهش اثر خستگی بین هر تکرار یک دقیقه استراحت وجود داشت و میانگین آن به‌عنوان MVIC در نظر گرفته شد (٢٤). اگرچه در ابتدا یک MVIC جهت آشنایی آزمودنی‌ها با روش آزمون انجام شد. برای ارزیابی MVIC عضله VM و VL، آزمودنی‌ها روی صندلی با هیپ در °۹۰ فلکشن و زانو در °٦۰ فلکش نشسته و در این وضعیت آزمونگر از طریق مچ پا نیرویی را در جهت فلکش زانو اعمال می‌کرد. برای ارزیابی MVIC عضله Gmed، ابتدا فرد در وضعیت به پهلو درحالی‌که پای تست‌گیری در بالا و پای زیرین برای افزایش پایداری و ثبات درحالی‌که هیپ در °٤٥ فلکشن و زانوی در °۹۰ فلکشن خم است، قرار می‌گیرد. در این وضعیت آزمونگر درحالی‌که پای تست‌گیری آزمودنی در ۵۰٪ ابداکشن و وضعیت خنثی و اکستنشن هیپ قرار دارد از طریق مچ پا نیرویی را در جهت اداکشن اعمال می‌کند (۱۳). برای ارزیابی MVIC عضله TFL ابتدا فرد در وضعیت سوپاین درحالی‌که پای تست‌گیری در فلکشن و کمی مدیال روتیشن هیپ است با زانوی صاف قرار می‌گیرد. در همین وضعیت آزمونگر از طریق مچ پا نیرویی را در جهت اکستنش هیپ اعمال می‌کند. برای ارزیابی MVIC عضله BF، آزمودنی به شکم دراز کشیده و درحالی‌که زانو °۹۰ خم است آزمونگر نیرویی را طریق مچ پا را در جهت اکستنشن زانو اعمال می‌شود (۱۳).



شکل ۱. صفحه طراحی‌شده برای تنظیم زاویه‌های مفصل هیپ

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.7.9]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.95]



شکل ۲. انجام حرکت اسکات با زوایای مختلف مفصل هیپ

داده‌های حاصل از ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات به مدت هشت ثانیه بدون تفکیک فاز کانسنتریک و اکسنتریک حرکت اسکات با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز و با پهنای باند ۱۰ تا ٤٥٠ Hz فیلتر (band-pass filtered) شد و با استفاده از شیوه ریشه میانگین مجذور (RMS) با پنجره‌ی زمانی صد میلی‌ثانیه محاسبه گردید. به‌منظور نرمالیز کردن داده‌ها، برای هر آزمودنی داده‌های پردازش‌شده RMS برای هر عضله به مقدار RMS به‌دست‌آمده از حداکثر فعالیت عضله (MVIC) تقسیم گردید و سپس برای ایجاد درصدی از مقدار حداکثر فعالیت عضله، عدد حاصل در عدد ۱۰۰ ضرب گردید؛ بنابراین میزان فعالیت هر عضله بر اساس درصدی از حداکثر مقدار فعالیت عضله در هر مرحله بیان شد. همچنین برای محاسبه نسبت فعالیت Gmed/TFL، RMS عضله Gmed به RMS عضله TFL تقسیم شد و برای محاسبه نسبت فعالیت VM/VL، RMS عضله VM به RMS عضله VL تقسیم شد. برای تحلیل سیگنال‌های خام از نرم‌افزار LabVIEW[1] و برای تحلیل آماری داده‌ها از آزمون فریدمن و ویلکاکسون استفاده شد.

به‌منظور بررسی، تجزیه‌وتحلیل آماری داده‌های خام به‌دست‌آمده از تحقیق، از آمار توصیفی و استنباطی استفاده شد. برای توصیف ویژگی‌های دموگرافی آزمودنی‌ها از میانگین توصیفی و انحراف معیار و جهت بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو ویلک استفاده شد. با توجه به نرمال نبودن توزیع داده‌ها، جهت مقایسه فعالیت عضلات در زوایای مختلف مفصل هیپ از آزمون ناپارمتریک فریدمن استفاده شد و زمانی که نتایج حاصل از آزمون فریدمن معنادار می‌شد برای تعیین تفاوت درون‌گروهی از آزمون ویلکاکسون استفاده می‌شد.

1. National Instruments, Austin, TX

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.7.9]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.95]

همچنین داده‌های خام حاصل از تحقیق، در برنامه Excel جمع‌بندی شده و با برنامه Spss نسخه ۲۱ با آلفای کوچک‌تر و یا مساوی با ۰۵ / ۰ مورد تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها

تحلیل داده‌های حاصل از تحقیق بر اساس آزمون آماری فریدمن نشان داد که تفاوت معنی‌داری در میانگین فعالیت VL (۰۵۲/ ۰= p)، VM (۱۰۲/ ۰= p) و TFL (۱۹۳/ ۰= p) در حرکت اسکات بین زوایای مختلف مفصل هیپ وجود ندارد، اما تفاوت معناداری در میزان فعالیت عضله Gmed (۰۰۱/ ۰= p) و BF (۰۱۵/ ۰= p) در حرکت اسکات بین زوایای مختلف مفصل هیپ مشاهده شد. نتایج حاصل از آزمون تعقیبی نشان داد که فعالیت عضله Gmed به‌طور قابل‌توجهی در وضعیت‌های خنثی و چرخش خارجی مفصل هیپ بیشتر از زوایای داخلی مفصل هیپ در حین حرکت اسکات است. نتایج مطالعه حاضر، همچنین حاکی از افزایش فعالیت عضلات BF در زوایای °۴۵ خارجی و °۳۰ داخلی مفصل هیپ نسبت به زوایای دیگر بود (جدول ۱). از طرفی در رابطه با نسبت فعالیت VM/VL و Gmed/TFL، نتایج مطالعه حاضر حاکی از معنادار بودن نسبت فعالیت Gmed/TFL در حرکت اسکات بین زوایای مختلف مفصل هیپ بود، اما تفاوتی در نسبت فعالیت VM/VL در حرکت اسکات بین زوایای مختلف مفصل هیپ مشاهده نشد. نتایج به‌دست‌آمده حاصل از آزمون تعقیبی نشان داد که نسبت فعالیت Gmed/TFL به‌طور قابل‌توجهی در زوایای خارجی مفصل هیپ بیشتر از زوایای داخلی مفصل هیپ در حین حرکت اسکات بود (جدول ۲).

جدول ۱. نتایج فعالیت عضلات حین حرکت اسکات با زوایای مختلف مفصل هیپ (میانگین ± انحراف استاندارد)

متغیر	natural	15°ER	30°ER	45°ER	15°IR	30°IR	45°IR	Friedman p value
وستوس مدیالیس	۱/۲۵±۰/۵۷	۱/۲۰±۰/۶۱	۱/۲۵±۰/۵۰	۱/۱۹±۰/۵۳	۱/۰۹±۰/۳۷	۱/۰۴±۰/۴۰	۱/۱۰±۰/۴۲	۰/۰۵۲
وستوس لترالیس	۱/۱۱±۰/۵۰	۱/۰۶±۰/۵۲	۱/۰۱±۰/۳۸	۱/۰۴±۰/۴۹	۱/۰۵±۰/۴۹	۱/۰۳±۰/۵۰	۱/۰۳±۰/۵۳	۰/۱۰۲
گلوتئوس مدیوس	c,e,f۰/۱۹±۰/۰۶	e,f۰/۲۳±۰/۰۹	e,f۰/۲۴±۰/۰۹	e,f۰/۲۸±۰/۲۱	۰/۱۷±۰/۰۵	۰/۱۴±۰/۰۳	۰/۱۴±۰/۰۳	۰/۰۰۱*
تنسور فاسیالاتا	۰/۳۱±۰/۱۶	۰/۳۲±۰/۱۴	۰/۳۲±۰/۱۲	۰/۳۲±۰/۱۴	۰/۳۵±۰/۱۶	۰/۳۰±۰/۱۵	۰/۳۶±۰/۱۹	۰/۱۹۳
بایسپس فموریس	c,e۰/۲۰±۰/۱۶	c,e,f۰/۱۹±۰/۱۶	c,e,f۰/۱۹±۰/۱۴	f۰/۲۱±۰/۱۶	۰/۲۰±۰/۱۶	۰/۲۲±۰/۱۷	۰/۱۷±۰/۱۷	۰/۰۱۵*

*P<۰,۰۵، ER= اکسترنال روتیشن هیپ، IR= اینترنال روتیشن هیپ

آزمون تعقیبی ویلکاکسون: a= تفاوت معناداری با **15ER**، b= تفاوت معناداری با **30ER**، c= تفاوت معناداری با **45ER**، d= تفاوت معناداری با **15IR**، e= تفاوت معناداری با **30IR**، f= تفاوت معناداری با **45IR**

جدول ۲. نتایج نسبت فعالیت عضلات در حین حرکت اسکات با زوایای مختلف مفصل هیپ (میانگین ± انحراف استاندارد)

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.7.9]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.95]

*P<۰,۰۵، ER= اکسترنال روتیشن هیپ، IR= اینترنال روتیشن هیپ، Gmed/TFL: نسبت فعالیت گلوئتوس مدیوس به تنسورفاسیالاتا، VM/VL:

متغیر	natural	15°ER	30°ER	45°ER	15°IR	30°IR	45°IR	Friedman p value
Gmed/TFL	c,d,e,f۰/۷۵±۰/۳۸	d,e,f۰/۸٤±۰/٤۸	d,e,f۰/۸۱±۰/۳۵	d,e,f۱/۰۲±۰/۸۳	۰/٥٦±۰/۲٥	۰/٥۸±۰/۲۹	۰/٥٤±۰/۳٥	*۰/۰۰۱
VM/VL	۱/۲۸±۰/٦۸	۱/۳٤±۰/۷٥	۱/۲٦±۰/٥۹	۱/۳۱±۰/٦٥	۱/۱٦±۰/٤٤	۱/۱٥±۰/٤۸	۱/۳۰±۰/٦۲	۰/۰٦٤

نسبت فعالیت وستوس مدیالیس به وستوس لترالیس

آزمون تعقیبی ویلکاکسون: a= تفاوت معناداری با **15ER**، b= تفاوت معناداری با **30ER**، c= تفاوت معناداری با **45ER**، d = تفاوت معناداری با **15IR**، e= تفاوت معناداری با **30IR**، f= تفاوت معناداری با **45IR**

بحث

هدف از مطالعه حاضر بررسی اثر وضعیت‌های متفاوت مفصل هیپ بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی حین حرکت اسکات در افراد سالم بود. با توجه به نتایج به‌دست‌آمده حاصل از تحلیل داده‌ها، فعالیت الکترومایوگرافی عضلات وستوس مدیالیس و وستوس لترالیس در حرکت اسکات در زوایای مختلف مفصل هیپ معنادار نبود؛ بنابراین تغییر در وضعیت مفصل هیپ تأثیر معناداری بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات وستوس مدیالیس و وستوس لترالیس در حین حرکت اسکات ندارد. البته عدم تفاوت در میزان فعالیت این عضلات با توجه به رابطه طول-تنش قابل توجیه است، ازآنجاکه این عضلات یک عضله تک مفصلی است و فقط از مفصل زانو عبور می‌کند درنتیجه تغییر وضعیت هیپ در حین اجرای حرکت اسکات نمی‌تواند بر طول این عضلات تأثیر بگذارد (۱۷،۲۵)، بنابراین نباید انتظار داشت که فعالیت این عضلات در حرکت اسکات با زوایای مختلف مفصل هیپ تغییر کند. اگرچه، مطالعاتی نشان می‌دهد که تعدادی از فیبرهای وستوس مدیالیس از عضلات ادداکتور هیپ منشأ می‌گیرد، درنتیجه تحت کشش قرار گرفتن این عضله در زاویه خارجی مفصل هیپ سبب تغییر طول در عضله وستوس مدیالیس شده و باعث افزایش فعالیت این عضله می‌شود (۲٦). در همین راستا ساکس و همکاران در تحقیقی (۲۷) به بررسی فعالیت الکترومایوگرافی عضله وستوس مدیالیس در حرکت بالا آوردن پا با زانوی صاف در زوایای مختلف مفصل هیپ (خنثی، داخلی و خارجی) پرداختند. نتایج حاصل از این تحقیق نشان داد که فعالیت این عضله در زوایای خارجی هیپ افزایش می‌یابد، اگرچه این تکلیف در زنجیره حرکتی باز انجام شد اما به‌هرحال با نتایج حاصل از این تحقیق همسو نبود. از طرفی دیگر یافته‌های حاصل از این تحقیق با مطالعات دیگر که پیشنهاد می‌کند افزایش فعالیت عضله وستوس مدیالیس به‌طور اختصاصی‌تر ممکن نیست، موافق است؛ زیرا عصب فمورال عضلات وستوس مدیالیس و وستوس لترالیس را با هم عصب‌دهی می‌کند (۲۸،۲۹). بنابراین افزایش اکتیوشین یک عضله نسبت به عضله دیگر بعید

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.7.9]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.95]

به نظر می‌رسد. درنتیجه، در مطالعه حاضر فعالیت عضله وستوس مدیالیس به‌عنوان یک عضله ثبات دهنده دینامیک نسبت به عضله وستوس لترالیس در وضعیت‌های آزمون شده حین حرکت اسکات افزایش نمی‌یابد. همچنین نتایج تحقیق حاکی از تفاوت معناداری در میزان فعالیت عضله گلوتئوس مدیوس در حرکت اسکات بین زوایای مختلف مفصل هیپ بود، اما تفاوت معناداری در میزان فعالیت عضله تنسورفاسیالاتا بین زوایای مختلف مفصل هیپ حین حرکت اسکات مشاهده نشد. در همین راستا با توجه به اهمیت تقویت عضله گلوتئوس مدیوس در تشک‌های مختلف به‌عنوان یک استراتژی پایه برای کنترل اختلال‌های اندام تحتانی و همچنین پیشگیری از آسیب‌های رایج ازجمله سندرم ایلیوتیبیال باند و درد پتلافمورال، بسیاری از مطالعات جهت طراحی پروتکل‌های درمانی به بررسی افزایش فعالیت گلوتئوس مدیوس نسبت به تنسورفاسیالاتا در وظایف مهارتی مختلف پرداخته‌اند (۱۳،۳۰،۳۱)، در همین راستا در مطالعه‌ای دیستفانو و همکاران گزارش کردند که برنامه‌های توان‌بخشی و پیشگیری از آسیب‌های اندام تحتانی اغلب شامل تمریناتی است که در سطح دشواری متفاوت ایجاد می‌شود، جایی که یکی از اهداف اصلی افزایش فعالیت عضلات گلوتئال است (۳۲). از طرفی توصیه‌شده است زمانی که تمرینی برای افزایش فعالیت عضله‌ای به‌صورت اختصاصی‌تر طراحی می‌شود، باید عضلات سینرژیست آن را نیز در نظر بگیریم، زیرا عضلات سینرژیست در حین انجام یک حرکت باهم کار می‌کنند و روی یکدیگر تأثیر می‌گذارند (۳۳). درنتیجه در طراحی پروتکل تمرینی برای افزایش فعالیت اختصاصی‌تر عضله گلوتئوس مدیوس باید عضله تنسورفاسیالاتا نیز در نظر گرفته شود (۳۱). با توجه به اینکه، نسبت فعالیت گلوتئوس مدیوس به تنسورفاسیالاتا به‌طور قابل‌توجهی در زوایای خارجی مفصل هیپ بیشتر از زوایای داخلی مفصل هیپ در حین حرکت اسکات بود. بنابراین، انجام حرکت اسکات با زوایای خارجی می‌تواند به‌عنوان یک تمرین مؤثر جهت افزایش و تقویت اختصاصی‌تر عضله Gmed نسبت به TFL به‌عنوان یک پروتکل تمرینی تقویت عضلات ثبات دهنده زانو به‌طور پیش‌رونده در نظر گرفته شود. در همین راستا شواهدی وجود دارد که باید در طراحی تمرینات، تقویت عضلات گلوتئال بخصوص Gmed جهت پیشگیری و کنترل آسیب‌های PFPS و ITBS و افزایش ثبات در مفصل زانو در نظر گرفته شود (۳۱،۳٤،۳۵،۳٦). در رابطه با عضله بایپس فموریس، نتایج مطالعه حاضر حاکی از افزایش فعالیت این عضله در زوایای ٤٥° خارجی و ۳۰° داخلی مفصل هیپ نسبت به زوایای دیگر بود. در همین راستا نینوس و همکاران (۱۷) در مطالعه‌ای گزارش کردند که میزان اکتیوشین عضله بایسپس فموریس بین دو وضعیت مفصل هیپ در زوایای ۳۰° و خنثی حین حرکت اسکات تفاوت معناداری ندارد که با نتایج حاصل از این تحقیق همسو بود زیرا در مطالعه حاضر افزایش فعالیت عضله بایسپس فموریس در زاویه ٤٥° خارجی نسبت به خنثی معنادار بود. درنهایت با توجه به نتایج حاصل از تحقیق، انجام حرکت اسکات با پوزیشن‌های مختلف چرخش هیپ با تغییر در الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی همراه است، بنابراین اطلاعات حاصل از این مطالعه می‌تواند جهت طراحی پروتکل‌های تمرینی با اهداف تقویتی و توان‌بخشی در اختیار مربیان و درمانگرها قرار بگیرد.

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.7.9]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.95]

مطالعه حاضر با محدودیت‌هایی نیز همراه بود که باید به آن‌ها توجه شود: اول، به دلیل مقطعی بودن این مطالعه اثر بلندمدت این تمرینات را نمی‌توان تعیین کرد. دوم، به دلیل نزدیکی بین عضلات گلوتئوس مدیوس و تنسورفاسیا لاتا و همچنین وستوس مدیالیس و وستوس لترالیس و استفاده از الکترودهای سطحی ممکن است تداخلی[1] بین سیگنال‌های عضلات اتفاق افتاده باشد. سوم، این پژوهش فقط روی مردان سالم انجام‌شده است و لذا داده‌های آن ممکن است که قابل‌تعمیم به همه افراد نباشد. چهارم، با توجه به تفاوت در وضعیت خنثی چرخش هیپ در افراد مختلف، این فاکتور در مطالعه حاضر اجرا نشد.

نتیجه‌گیری

انجام حرکت اسکات در پوزیشن‌های مختلف چرخش هیپ می‌تواند به‌عنوان یک روش مؤثر جهت افزایش فعالیت عضلات اندام تحتانی به‌طور اختصاصی‌تر مورداستفاده قرار بگیرد. نتایج مطالعه حاضر نشان داد که افزایش فعالیت گلوتئوس مدیوس و نسبت فعالیت گلوتئوس مدیوس به تنسورفاسیالاتا به‌طور اختصاصی‌تر در زوایای خارجی چرخش هیپ و افزایش فعالیت عضله بایسپس فموریس به‌طور اختصاصی‌تر در زوایای °۴۵ خارجی و °۳۰ داخلی چرخش هیپ صورت می‌گیرد.

تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله از تمامی کسانی که ما را در انجام این پژوهش یاری نمودند کمال قدردانی را داریم.

منابع

1. American College of Sports Medicine. (2009). Progression models in resistance training for healthy adults. Medicine and Science in Sports and Exercise. 41(3):687–708.
2. Ikebukuro, T., Kubo, K., Okada, J., Yata, H., Tsunoda, N. (2011). The relationship between muscle thickness in the lower limbs and competition performance in weightlifters and sprinters. Japanese Journal of Physical Fitness and Sports Medicine. 60(4):401–11.
3. Kozak, P. The use of electromyography in angiology. (1975). Acta Universitatis Carolinae Medica. 65:135–163.
4. Pereira, G.R., Leporace, G., Chagas, D.D.V., Furtado, L.F.L., Praxedes. J., Batista, L.A. (2010). Influence of hip external rotation on hip adductor and rectus femoris myoelectric activity during a dynamic parallel squat. Journal of Strength and Conditioning Research. 24(10):2749–54.
5. Weber, K.R., Brown, L.E., Coburn, J.W., Zinder, S.M. (2008). Acute effects of heavy-load squats on consecutive squat jump performance. Journal of Strength and Conditioning Research. 22(3):726–30.
6. Khuu, A., Foch, E., Lewis, C.L. (2016). Not All Single Leg Squats Are Equal: a Biomechanical Comparison of Three Variations. International journal of Sports physical Therapy.11(2):201–11.
7. Clark, D.R., Lambert, M.I., Hunter, A.M. (2012). Muscle activation in the loaded free barbell squat: A brief review. Journal of Strength and Conditioning Research. 26(4):1169–78.
8. Slater, L. V., Hart, J.M. (2017). Muscle Activation Patterns during Different Squat Techniques. Journal of Strength and Conditioning Research. 31(3):667–76.
9. Edwards, L., Dixon, J., Kent, J.R., Hodgson, D., Whittaker, V.J. (2008). Effect of shoe heel height on vastus medialis and vastus lateralis electromyographic activity during sit to stand. Journal of Orthopaedic Surgery and Research 3(2).1-7.
10. Anbarian, M., Razi, M.J. (2015). The effect of heel height variations on selected muscles activity and joint angle during squat exercise. Sport Medicine Studies 7:69–82. (Persian)
11. Saeterbakken, A.H., Fimland, M.S. (2013). Muscle force output and electromyographic activity in squats with various unstable surfaces. Journal of Strength and Conditioning Research. 27(1):130–6.
12. Andersen, V., Fimland, M.S., Brennset, O., Haslestad, L.R., Lundteigen, M.S., Skalleberg, K, et al. (2014). Muscle activation and strength in squat and bulgarian squat on stable and unstable surface. International Journal of Sports Medicine. 35(14):1196–202.
13. Lee, J.H., Cynn, H.S., Kwon, O.Y., Yi, C.H., Yoon, T.L., Choi, W.J, et al. (2014). Different hip rotations influence hip abductor muscles activity during isometric side-lying hip abduction in subjects with gluteus medius weakness. Journal

1. Crosstalk

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.7.9]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.95]

of Electromyography and Kinesiology. 24(2):318–24.
14. Monteiro, R.L., Facchini, J.H., Freitas D.G.d., 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.
15. Roustaei, M.M., Babadi, N., Rahimi, A., Akbarzadeh, B.A. (2016).The electromyography activities of the quadirceps muscles during hip rotations in closed kinetic chain tasks in healthy women. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 4(4):98–106.
16. Troubridge, M.A. (2000). The Effect of Foot Position on Quadriceps and Harnstrings Muscle Activity During a Parallel Squat Exercise. Master's thesis, The University of Western Ontario, London, Ontario.
17. Ninos, J.C., Irrgang, J.J., Burdett, R., Weiss, J.R. (1997). Electromyographic analysis of the squat performed in self-selected lower extremity neutral rotation and 30°of lower extremity turn-out from the self-selected neutral position. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 25(5):307–15.
18. 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.
19. Bolgla, L.A., Uhl T.L. (2007). Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature. Journal of Electromyography and Kinesiology. 17(1):102–11.
20. Choi, B., Kim, M., Jeon, H.S. (2011).The effects of an isometric knee extension with hip adduction (KEWHA) exercise on selective VMO muscle strengthening. Journal of Electromyography and Kinesiology. 21(6):1011–6.
21. Irish, S.E., Millward, A.J., Wride, J., Haas, B.M., Shum, G.L.K. (2010). The effect of closed-kinetic chain exercises and open-kinetic chain exercise on the muscle activity of vastus medialis oblique and vastus lateralis. Journal of Strength and Conditioning Research. 24(5):1256–62.
22. 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.
23. Nathan, A.J., Scobell, A. (2012). How China sees America. Vol. 91, Foreign Affairs. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. 49-118.
24. Da Silva, J.J., Schoenfeld, B.J., Marchetti, P.N., Pecoraro, S.L., Greve, J.M.D., Marchetti, P.H. (2017). Muscle activation differs between partial and full back squat exercise with external load equated. Journal of Strength and Conditioning Research. 31(6):1688–93..
25. Escamilla, R.F., Fleisig, G.S., Zheng, N., Barrentine, S.W., Wilk, K.E., Andrews, J.R. (1998). Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. Medicine and Science in Sports and Exercise. 30(4):556–69.
26. Soderberg, G.L. (1989). Us department of health, publication human service: N. Manual of surface electromyography for use in the occupational setting.
27. Sykes, K., Wong, Y.M. (2003). Electrical activity of vastus medialis oblique muscle in straight leg raise exercise with different angles of hip rotation. Physiotherapy. 89(7):423–30.
28. Stensdotter, A.K., Hodges, P.W., Mellor, R., Sundelin, G., Häger-Ross, C. (2003). Quadriceps Activation in Closed and in Open Kinetic Chain Exercise. Medicine and Science in Sports and Exercise. 35(12):2043–7.
29. Livecchi, N.M., Armstrong, C.W., Cordova, M.L., Merrick, M.A., Rankin, J.M. (2002). Vastus lateralis and vastus medialis obliquus activity during a straight-leg raise and knee extension with lateral hip rotation. Journal of Sport Rehabilitation. 11(2):120–6.
30. 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.
31. 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 and Sports Physical Therapy. 43(2):54–64.
32. Distefano, L.J., Blackburn, J.T., Marshall, S.W., Padua, D.A. (2009). Gluteal muscle activation during common therapeutic exercises. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 39(7):532–40.
33. 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):61–5.
34. Maffetone, P. (2010). The assessment and treatment of muscular imbalance – The Janda Approach. Vol. 14, Journal of Bodywork and Movement Therapies. Human kinetics. 287-288.
35. Beers, A., Ryan, M., Kasubuchi, Z., Fraser, S., Taunton, J.E. (2008). Effects of Multi-modal Physiotherapy, Including Hip Abductor Strengthening, in Patients with Iliotibial Band Friction Syndrome. Physiotherapy Canada. 60(2):180–8.
36. Souza, R.B., Powers, C.M. (2009). Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 39(1):12–9.

نحوه درج مقاله: محمدرضا هاتفی، رامین بلوچی، فریده باباخانی، (۱٤۰۰). بررسی الکترومایوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی در حرکت اسکات با زوایای مختلف مفصل هیپ. پژوهش در طب ورزشی و فناوری. ۱۹(۱):۱۰٤-۹۵. دی او آی ۱۰.۲۹۲۵۲/jsmt.۱۹.۱.۹۵

How to cite this article: Mohamadreza Hatefi., Ramin Balochi., Farideh Babakhani. (2021). Electromyography analysis of selected lower extremity muscles in the squat with Different hip rotations. 19(1):95-104. (In Persian). DOI: 10.29252/jsmt.19.1.95.

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.7.9]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.95]