

تاثیر روش‌های مختلف تمرین مقاومتی بر الگوی سینرژی عضلات منتخب اندام تحتانی طی حرکت اسکوات

محمد سلام خلف النافعی^۱، شادمهر میردار^۲، فاطمه سالاری اسکر^۳

چکیده

اهداف: مجموعه‌ای از حرکات فانکشنال برای درگیرکردن بدن انسان در اجرای حرکات ورزشی و پیشگیری از آسیب مهم هستند. اسکوات یک حرکت فانکشنال بسیار مهم در اجراهای ورزشی و پیشگیری از آسیب محسوب می‌شود و نیز هماهنگی عضلانی ویژه‌ای را می‌طلبد. سینرژی و هماهنگی حرکت اسکوات می‌تواند تحت تاثیر عوامل مختلفی مانند نوع تمرین مقاومتی و تغییر زمان استراحت و تمرین حین اجرا، قرار گیرد. از این رو هدف پژوهش حاضر بررسی اثر چهار روش تمرینی مقاومتی متفاوت بر سینرژی عضلات هنگام اجرای حرکت اسکوات بود.

روش مطالعه: پژوهش حاضر از جمله پژوهش‌های کاربردی و نیمه تجربی بود. ۱۲ آزمودنی مرد جوان ورزشکار چهار پروتکل حرکت اسکوات مقاومتی (سنی، استراحت وقفه، دراپ ست و کلاستر) را انجام دادند. فعالیت عضلات پهن داخلی، پهن خارجی، راست رانی، دو سر رانی و نیم وتری طی اجرای حرکت اسکوات با ۷۵ درصد حداکثر وزنه به وسیله دستگاه الکترومایوگرافی ثبت شد. پروفایل الکترومایوگرافی با استفاده از روش ماتریس فاکتورسازی غیر منفی که سیگنال‌های عضله را به محتوای سینرژی تجزیه می‌کند، مورد ارزیابی قرار گرفت.

یافته‌ها: نتایج نشان داد که تعداد سه سینرژی می‌تواند فعالیت عضلات حین اسکات در چهار پروتکل مختلف تمرینات مقاومتی اسکوات را کنترل کند. در هر سه سینرژی، اختلافی بین وزن نسبی عضلات در پروتکل‌های مختلف مشاهده نشد و تغییر پروتکل تمرینی مقاومتی سبب حفظ تعداد سینرژی‌ها و وزن نسبی عضلات در سینرژی‌ها شد.

نتیجه گیری: به نظر می‌رسد عدم تغییر سینرژی بین پروتکل‌های مختلف تمرین مقاومتی، ناشی از راهبرد سیستم عصبی مرکزی است تا ساختار کلی سینرژی‌ها را محفوظ نگه دارد که احتمالاً بتواند عملکرد حرکات ورزشی را به صورت بهینه در شرایط تمرینی متفاوت حفظ کند.

واژه‌های کلیدی: استراحت-وقفه، تمرین مقاومتی، کلاستر، دراپ ست، سینرژی

^۱ دانشجوی دکتری فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران.

^۲ استاد فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران. نویسنده مسئول: sh.mirdar@umz.ac.ir

^۳ استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران.

مقدمه

انسان می‌تواند حرکات دینامیک را با کمترین آگاهی یا حتی بدون آگاهی انجام دهد. با این وجود، شناسایی سازوکارهای زیربنایی اجرای چنین فعالیت‌هایی به دلیل ابعاد بالای دستگاه عصبی بسیار دشوار است. الکترومایوگرافی روشی معمول برای ثبت و آنالیز نقش عضلات اسکلتی در طی حرکات است (Stegeman et al., 2000). از آنجا که عضلات گوناگون در اجرای فعالیت‌های ورزشی مختلف نقش دارند، رمزگشایی نقش فعال‌سازی عضلات و عملکرد آن‌ها در زمینه حرکاتی مانند اسکوات دشوار است. این دشواری با استفاده از تجزیه و تحلیل سینرژی عضلانی به منظور شناخت داده‌های عمده الکترومایوگرافی به اجرای ساده‌تر برای توصیف نقش عضلات در حرکات ورزشی تا حدود زیادی در این زمینه راهگشا است (Tresch., 2009). در پژوهش‌های پیشین سینرژی عضلانی به منظور بررسی رفتار حرکتی طی الگوهای حرکتی مختلف از جمله راه رفتن، پرش، شنا و شوت فوتبال مورد استفاده قرار گرفته است (d'Avella, & E. Bizzi., 2003, d'Avella, et al., 2005).

کریستیانسن و همکاران با بررسی سینرژی عضلانی بین افراد تمرین کرده و افراد تمرین نکرده نشان دادند که دو سینرژی برای توصیف حرکت پرس سینه کافی است و می‌تواند بیش از ۹۵ درصد واریانس را پوشش دهد (Kristiansen., 2015). این دو سینرژی نشان‌دهنده دو فاز کانستریک و اکسنتریک بود. علاوه بر این، سینرژی به منظور بررسی خستگی در طی فعالیت‌های دوچرخه سواری و رویینگ نیز استفاده شده است که نشان داده شد سه سینرژی می‌تواند نیمرخ الکترومایوگرافی قبل و بعد از پروتکل خستگی را توصیف کند (Turpin et al., 2014). تغییر سیگنال‌های عضلانی طی خستگی می‌تواند ناشی از تغییر نرخ شلیک عضله یا تغییرات در سیستم عصبی مرکزی باشد. احتمالاً خستگی عضلانی طی حرکات شدید تمرین مقاومتی منجر به تغییر الگوهای سینرژی عضلانی برای کنترل حرکت و توزیع مجدد فعالیت عضلانی بین عضلات مختلف و تغییر پروفایل فعالیت عضلانی می‌شود (Cifrek et al., 2009). به طور معمول، این امر می‌تواند در نتیجه فعالیت بدنی شدید یا حفظ وضعیت‌های ثابت بدن برای مدت طولانی رخ دهد. همچنین خستگی یکی از شایع‌ترین علل درد مزمن در ناحیه عضلات یا مفاصل بدن است (Roy et al., 1989). شناسایی این الگوهای پایه عصبی یا الگوهای سینرژی می‌تواند در شناخت سازوکارهای حرکت و توسعه عملکرد و همچنین اهداف بالینی و توانبخشی مؤثر باشد. سیستم کنترلی حرکت بدن انسان، همواره فعالیت‌های بدن را به گونه‌ای کنترل می‌کند که بیشترین بازده با کمترین میزان خستگی در عضلات حاصل شود. اساس این نوع فعالیت تحت عنوان سینرژی در بدن در نظر گرفته می‌شود (Kristiansen et al., 2016). در پژوهش حاجیلو و همکاران، خستگی بر ساختار هم افزایی عضلانی تأثیری نداشت. این تغییرات می‌تواند ناشی از سازگاری سیستم عصبی مرکزی برای حفظ عملکرد بهینه سیستم حرکتی باشد (Hajiloo et al., 2020). نکته قابل توجه این است که استفاده از روش‌های جدید مربوط به بررسی سینرژی‌های عضلانی طی حرکات ورزشی و به ویژه طی اجرای پروتکل‌های مختلف تمرین مقاومتی در فعالیت‌های ورزشی از قبیل اسکوات در پژوهش‌های پیشین چندان مورد بررسی قرار نگرفته است.

تکیه بر اندازه‌گیری‌های عینی خستگی به منظور تنظیم شدت بار جلسات تمرینی و برنامه‌های ریکاوری با نیازهای خاص هر ورزشکار حرفه‌ای و آماتور، بسیار مهم است (Agostini et al., 2023). از طرفی، تمرینات ورزشی می‌توانند با هماهنگی عصبی-عضلانی سبب به کارگیری بهینه واحدهای حرکتی و به تعویق انداختن خستگی شود. با این حال، مطالعه پیرامون روش‌های تمرینی مناسب برای افزایش سینرژی و تعویق خستگی بسیار نادر است. از

روش‌های تمرینی می‌توان به روش سنتی، استراحت-وقفه، کلاستر و کاهش ست اشاره کرد. یکی از برنامه‌های تمرین مقاومتی، اجرای تکرارها تا واماندگی و استراحت بسیار کوتاه تناوب بین ست‌ها، روش استراحت-وقفه است. این روش شامل بلند کردن یک بار ثابت با یک ست اولیه تا ناتوانی و در پی آن ست‌های بعدی تا ناتوانی با استفاده از فواصل کوتاه مدت درون ستی (به عنوان مثال، ۱۰-۲۰ ثانیه) است. علاوه بر روش تمرین استراحت-وقفه، روش دیگری وجود دارد که می‌توان ورزشکار را از طریق فواصل استراحتی و همچنین افزایش شدت نسبت به سایر روش‌ها فرد را به واماندگی رساند، روش کلاستر است (Arazi et al., 2021). روش تمرینی کلاستر به مجموعه‌ای از ست‌ها گفته می‌شود که دارای زمان‌های استراحت کوتاه (۵-۲۰ ثانیه) است. به دلیل استراحت‌های زیاد، این روش تمرینی باعث حفظ بیشتر فسفوکراتین، سنتز مجدد آدنوزین تری فسفات و افزایش سرعت دفع یا پاکسازی متابولیت‌ها می‌شود. در روش‌های تمرینی استراحت - وقفه و کلاستر هدف افزایش زمان استراحت و شدت تمرین است اما در روش تمرینی ست‌های کاهشی یا به اصطلاح دراپ ست می‌توان با کاهش شدت در حین تمرین فرد ورزشکار را به واماندگی رساند (Gantois et al., 2020).

با توجه به مطالب بیان شده و ضرورت مقایسه و تحلیل روش‌های تمرین مقاومتی یاد شده به منظور شناخت زمان خستگی عضلانی و به تعویق انداختن احتمالی آن در بهبود عملکرد از طریق بهبود سینرژی‌های عضلانی، پژوهش حاضر در پی آن است تا به این پرسش پاسخ دهد که روش‌های تمرین مقاومتی استراحت وقفه، کلاستر و دراپ ست و تمرین مقاومتی سنتی چه تاثیری بر الگوهای سینرژی عضلات منتخب طی حرکات اسکوات دارند؟ فرضیه پژوهش حاضر بدین صورت است که انواع مختلف پروتکل تمرین مقاومتی می‌تواند منجر به تغییر ساختار سینرژی عضلانی حین اجرای حرکت اسکوات شود.

روش‌شناسی تحقیق

پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی و غیر تصادفی بود. ۱۲ آزمودنی مرد جوان فعال که سابقه منظم شرکت در فعالیت‌های ورزشی در یک سال گذشته را داشتند با میانگین سنی (23.6 ± 1.2) سال به طور داوطلب در این پژوهش شرکت کردند. معیارهای خروج از پژوهش شامل وجود هرگونه سابقه آسیب اندام تحتانی طی ۶ ماه گذشته یا هرگونه اختلال عملکرد مفصل زانو در اجرای حرکت اسکوات بود. کلیه آزمودنی‌ها پیش از شروع آزمون فرم رضایت‌نامه شرکت در این پژوهش را تکمیل کردند.

دستگاه الکترومیوگرافی هشت کاناله بایومتریک ساخت انگلستان (EMG system biometrics Ltd. UK) به منظور اندازه‌گیری الگوی فعالیت عضلات به کار رفت. الکترودهای دستگاه از جنس نقره-نقره کلراید بود. قبل از شروع اندازه‌گیری ابتدا آماده‌سازی آزمودنی جهت ثبت فعالیت عضلانی عضلات راست رانی، پهن داخلی، پهن خارجی، دوسر رانی و نیم وتری انجام شد که در بررسی فعالیت عضلانی طی اسکوات از اهمیت زیادی برخوردار است. ابتدا تعیین نواحی مدنظر عضله‌ها با استفاده از دستورالعمل سنایم صورت گرفت. بعد از مشخص شدن مناطق الکتروگذاری، به منظور کاهش مقاومت پوست، از موهای زائد پاک شده و سپس توسط الکل تمیز گردید. در مرحله بعد، الکترودهای سطحی نقره-نقره کلراید با فاصله مرکز تا مرکز ۲۰ میلی‌متر روی محل‌های مشخص شده قرار گرفت. ثبت اطلاعات با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز انجام پذیرفت.

داده‌های انقباض ارادی بیشینه ایزومتریک (MVIC) برای گروه عضلات چهارسر با یک نوار استرپ که به میج با متصل شده بود و زانو در حالت فلکشن ۹۰ درجه قرار داشت، به مدت پنج ثانیه ثبت شد (Ghouchan et

al., 2021). فعالیت عضلانی بیشینه طی پنج ثانیه به عنوان انقباض ارادی بیشینه گروه عضلات چهارسر در نظر گرفته شد. انقباض ارادی بیشینه گروه عضلات همسترینگ در وضعیتی که فرد به شکم خوابیده بود و زانو و ران در حالت اکستنشن قرار داشت ثبت شد. از مقاومت دست روی مچ پای فرد که برای فلکشن زانو و ران تلاش می‌کرد استفاده شد (Schoenfeld et al., 2015). مراحل پژوهش با فاصله ۹۶-۷۲ ساعت بین پروتکل‌های مختلف تمرینی انجام شد. تمامی مراحل آزمون در زمان مشخصی از روز برای آزمودنی‌ها انجام شد. در اولین روز، آزمودنی وزنه را به شکل فزاینده اضافه می‌کرد تا جایی که بتواند یک تکرار بیشینه را انجام دهد. از مرحله دوم مراجعه به آزمایشگاه پروتکل‌های تمرین مقاومتی سنتی، استراحت وقفه، دراپ ست و کلاستر به صورت تصادفی اجرا شد (جدول ۱). فعالیت عضلات ذکر شده طی اجرای حرکت اسکوات با دستگاه اسمیت ثبت شد. مراحل اجرای پژوهش در هر جلسه تمرین مقاومتی بدین صورت بود که پس از گرم کردن بمدت ۵ دقیقه با تمرینات موبیلیتی مفصل، الکترودها روی پای برتر که بوسیله ضربه به توپ فوتبال تعیین می‌شد، نصب می‌شد و پس از ثبت حداکثر انقباض ارادی، پروتکل تمرین مقاومتی مد نظر طی اسکوات انجام و فعالیت الکترومایوگرافی ثبت شد. تعداد ۱۲ سیکل اسکوات (۳ سیکل در میانه هر ست) انتخاب و برای تحلیل مورد استفاده قرار گرفت. هر سیکل حرکت اسکوات بوسیله‌ی فعالیت عضله راست رانی مشخص شد، ابتدای هر سیکل که از نقطه شروع یعنی زمانی که فرد در وضعیت ایستاده کامل بود تا زمانی که دوباره به این وضعیت برگردد تعیین شد. آهنگ اجرای حرکات (بوسیله‌ی مترونوم کنترل شد) و شدت (۷۵ درصد یک تکرار بیشینه) در تمامی پروتکل‌ها یکسان بود. آزمودنی‌ها حرکات را تا رسیدن به تعداد مشخص تکرارها (۶۰ تکرار) انجام می‌دادند. پروتکل تمرین مقاومتی بر اساس جدول یک انجام شد:

آهنگ تکرار	استراحت	شدت	تکرار	ست در تکرار	پروتکل
۱:۰:۲:۰	درون ست ۲۰ ثانیه بین ست ۱۲۰ ثانیه	۷۵ درصد	۶۰	۱۵+	استراحت- وقفه
۱:۰:۲:۰	بین ست ۱۲۰ ثانیه	۷۵ درصد	۶۰	۴×۱۵	سنتی
۱:۰:۲:۰	بین ست ۱۲۰ ثانیه	۷۵ درصد	۶۰	۴×...	دراپ ست
۱:۰:۲:۰	بین ست ۲۰ ثانیه بین ست ۱۲۰ ثانیه	۷۵ درصد	۶۰	۴×(۵)±۱۵	کلاستر

به منظور استخراج سینرژی‌های عضلانی، ابتدا از یک فیلتر باترورث میان گذر با فرکانس قطع ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز با مرتبه چهار استفاده شد. سیگنال‌های EMG تمام یک سویه و بر حداکثر مقدار MVIC نرمالایز شدند. زمان اجرای حرکت از ابتدای فلکشن زانو تا انتهای اکستنشن زانو به ۱۰۱ نقطه نرمالایز شد. متداول‌ترین روش فاکتورسازی جهت استخراج و تحلیل هم‌افزایی عضلانی، روش NMF است. در این الگوریتم، الگوهای فعال‌سازی عضلانی «Mt» از طریق حاصلضرب جزء فضایی ثابت «Wi» و جزء زمانی متغیر «Ci» بازسازی می‌شوند (Schoenfeld et al., 2015).

$$M(t) = \sum_{i=1}^{N_{syng}} W_i C_{i(t)} + e(W_i \geq 0, C_i \geq 0)$$

در رابطه M ، الگوهای فعال‌سازی عضلات یا همان سیگنال EMG بازسازی شده، یک ماتریس با m سطر (تعداد عضله) و n ستون (نقاط زمانی) است. W ، وزن یا سهم نسبی هر عضله در هر سینرژی، یک ماتریس با m سطر (تعداد عضله) و k ستون (تعداد هم‌افزایی) است. ماتریس C ، شامل سینرژی‌های زمانی است، یک ماتریس با k سطر (تعداد سینرژی) و n ستون (نقاط زمانی) است. e نیز یک ماتریس با m سطر و n ستون، نشان دهنده خطای بازسازی الگوی فعال‌سازی هر عضله در هر نقطه زمانی است.

$$[M]_{m \times n} = [W]_{m \times k} \times [C]_{k \times n} + [e]_{m \times n}$$

عملکرد یک روش فاکتورسازی به شدت به واریانس سیگنال‌های EMG ثبت شده بستگی دارد. شمول واریانس (VAF)^۱ معمولاً برای تعیین مقدار دقیق سیگنال بازسازی شده، استفاده می‌شود (رابطه زیر). همچنین از VAF برای تعیین حداقل تعداد سینرژی مورد نیاز برای بازسازی الگوهای فعال‌سازی عضلات برای هر وظیفه حرکتی استفاده می‌شود. VAF صددرصد، نشان دهنده بازسازی صددرصد سیگنال EMG در حال پردازش است. کمترین تعداد سینرژی که بتواند بیش از ۹۰ درصد VAF کلی و بیش از ۷۵ درصد VAF را در هر عضله تشکیل دهد، بعنوان تعداد مطلوب هم‌افزایی تعیین شد.

$$VAF = 1 - \frac{||EMG - W * C||^2}{||EMG||^2}$$

در ابتدا داده‌های مربوط به وزن نسبی عضلات در سینرژی‌های مختلف برای بررسی نرمال بودن، توسط آزمون شاپیرو-ویلک بررسی شد. پس از حصول اطمینان از نرمال بودن توزیع داده‌ها، از آزمون تحلیل واریانس سنجش مکرر برای مقایسه وزن نسبی عضلات در سینرژی‌های مختلف استفاده شد. از روش هولم-بونفرونی برای کنترل نرخ خطای Family-wise استفاده شد. برای مقایسه سینرژی‌ها، از روش مشابهت کسینوسی (Cosine Similarity, CS) استفاده شد. در این روش، اگر مقدار مشابهت بین ۰/۴۹ - ۰ بود به معنی مشابهت کوچک، ۰/۶۹ - ۰/۵ به معنی مشابهت متوسط و ۰/۷ - ۱ به معنی مشابهت بزرگ بین دو سینرژی بود. تحلیل‌های آماری توسط نرم افزارهای متلب و SPSS انجام شد. سطح معناداری برای مقایسه وزن نسبی عضلات در سینرژی‌های مختلف ($p \leq 0/05$) در نظر گرفته شد.

نتایج

نتایج VAF برای نشان دادن تعداد سینرژی مورد نیاز برای بازسازی سیگنال اصلی نشان داد که تعداد سه سینرژی برای بازسازی سیگنال اصلی در هر چهار پروتکل تمرینات مقاومتی حین اسکوات کافی است. برای مقایسه الگوهای فعال‌سازی سینرژی‌های به دست آمده حین پروتکل‌های مختلف در سینرژی‌های متفاوت، از مشابهت کوسینوسی استفاده شد. همانطور که ملاحظه می‌شود، بین چهار پروتکل مختلف در سینرژی اول مشابهت بالایی مشاهده شد. همانطور که در جدول ۲ آورده شده است، مقدار مشابهت پروتکل‌های مختلف بین ۰/۹۶۱ تا ۰/۹۹۵ است که نشان‌دهنده مشابهت بالای الگوی فعال‌سازی این سینرژی در پروتکل‌های مختلف است. در سینرژی دوم، الگوی فعال‌سازی سینرژی‌ها بین چهار پروتکل تمرین مقاومتی متفاوت بود. مقدار مشابهت بین روش سنتی و استراحت-وقفه ($CS = 0/883$ ، مشابهت بزرگ)، روش سنتی و کلاستر ($CS = 0/465$ ، شباهت کوچک)، سنتی و دراپ ست

¹ Variance Accounted For

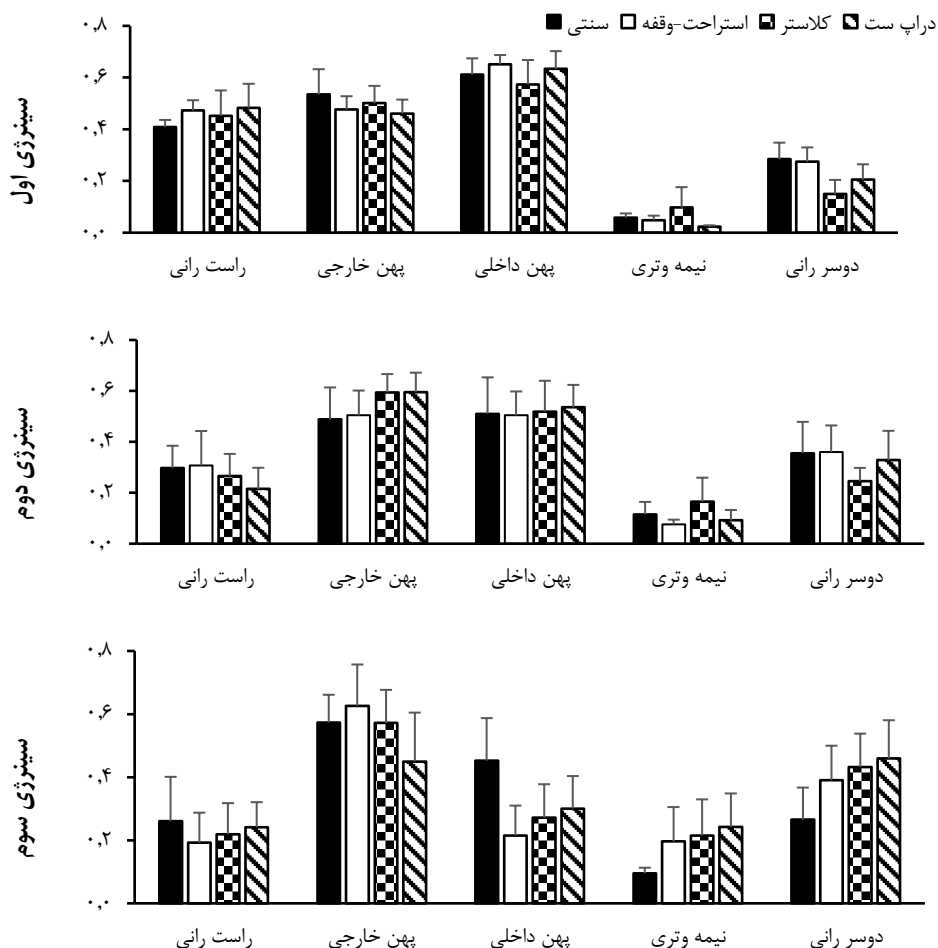
($CS = 0/239$)، شباهت کوچک)، روش استراحت-وقفه و کلاستر ($CS = 0/503$)، شباهت متوسط)، استراحت-وقفه و دراپ ست ($CS = 0/404$)، شباهت کوچک) و کلاستر و دراپ ست ($CS = 0/367$)، شباهت کوچک) مشاهده شد (جدول ۲). در سینیژی سوم بین پروتکل‌های مختلف تمرینات مقاومتی، بجز پروتکل استراحت-وقفه و کلاستر ($CS = 0/552$)، شباهت متوسط) شباهت کوچک ملاحظه شد (جدول ۲). بر اساس شکل ۱، در هر سه سینیژی، اختلافی بین وزن نسبی عضلات در پروتکل‌های مختلف وجود ندارد.

جدول ۲. شباهت سینیوسی الگوهای فعالسازی سینیژی اول تا سوم در چهار روش تمرین مقاومتی اسکات

دراپ ست	کلاستر	استراحت-وقفه	سستی	
شباهت سینیوسی الگوهای فعالسازی سینیژی اول				
$CS = 0/961$	$CS = 0/978$	$CS = 0/984$	سستی	
$CS = 0/991$	$CS = 0/955$		استراحت وقفه	
$CS = 0/995$			کلاستر	
شباهت سینیوسی الگوهای فعالسازی سینیژی دوم				
$CS = 0/239$	$CS = 0/465$	$CS = 0/833$	سستی	
$CS = 0/404$	$CS = 0/503$		استراحت وقفه	
$CS = 0/367$			کلاستر	
شباهت سینیوسی الگوهای فعالسازی سینیژی سوم				
$CS = 0/055$	$CS = 0/195$	$CS = 0/111$	سستی	
$CS = 0/031$	$CS = 0/552$		استراحت وقفه	
$CS = 0/039$			کلاستر	

بحث و بررسی:

هدف از مطالعه حاضر مقایسه اثر چهار پروتکل تمرین مقاومتی بر الگوهای سینیژی عضلات منتخب طی حرکت اسکوات بود. در ارتباط با اجرای پروتکل‌های مختلف تمرینات مقاومتی اسکات، نتایج نشان داد که حین اسکات با هر چهار نوع تمرینات مقاومتی، تعداد سه سینیژی برای بازسازی سیگنال اصلی کفایت می‌کند. این یافته با پژوهش اسمیل و همکاران (Smale et al., 2016). همسو است که نشان دادند تعداد سه سینیژی برای بازسازی سیگنال اصلی کفایت می‌کند. مغایر با یافته‌های مطالعه حاضر، جئونگ و همکاران طی مطالعه‌ای نشان دادند که هنگام انجام اسکوات، تعداد چهار الی شش سینیژی برای بازسازی سیگنال اصلی لازم است (Jeong et al., 2023). آنها در مطالعه خود به بررسی عضلات نعلی، درشت‌نهی قدامی، پهن داخلی، دوسر رانی، دوقلوی داخلی، راست رانی، پهن خارجی و نیمه وتری پرداختند و نشان دادند که بسته به ویژگی‌های آزمودنی‌ها چهار تا شش سینیژی برای بازسازی سیگنال اصلی نیاز است (Jeong et al., 2023). کنویل و همکاران در بررسی سینیژی‌های به دست آمده عضلات دو طرفه، شش عضله راست رانی، پهن داخلی، پهن خارجی، درشت‌نهی قدامی، دو سر رانی و دوقلوی داخلی را به صورت دوطرفه حین اجرای اسکات مورد بررسی قرار دادند. آنها طی اجرای اسکات با سه مقدار اضافه بار حین اسکات نشان دادند که تعداد هشت سینیژی برای کنترل فعالیت عضلات حین اسکات در بارهای متفاوت مورد استفاده سیستم عصبی مرکزی قرار می‌گیرد. این مطالعه نشان دادند که تعداد سینیژی‌های مورد استفاده سیستم عصبی مرکزی به میزان بار اعمالی روی فرد ارتباطی ندارد و در هر سه بار متفاوت از یک رویه برای کنترل فعالیت عضلات استفاده می‌شود (Kenville et al., 2024).

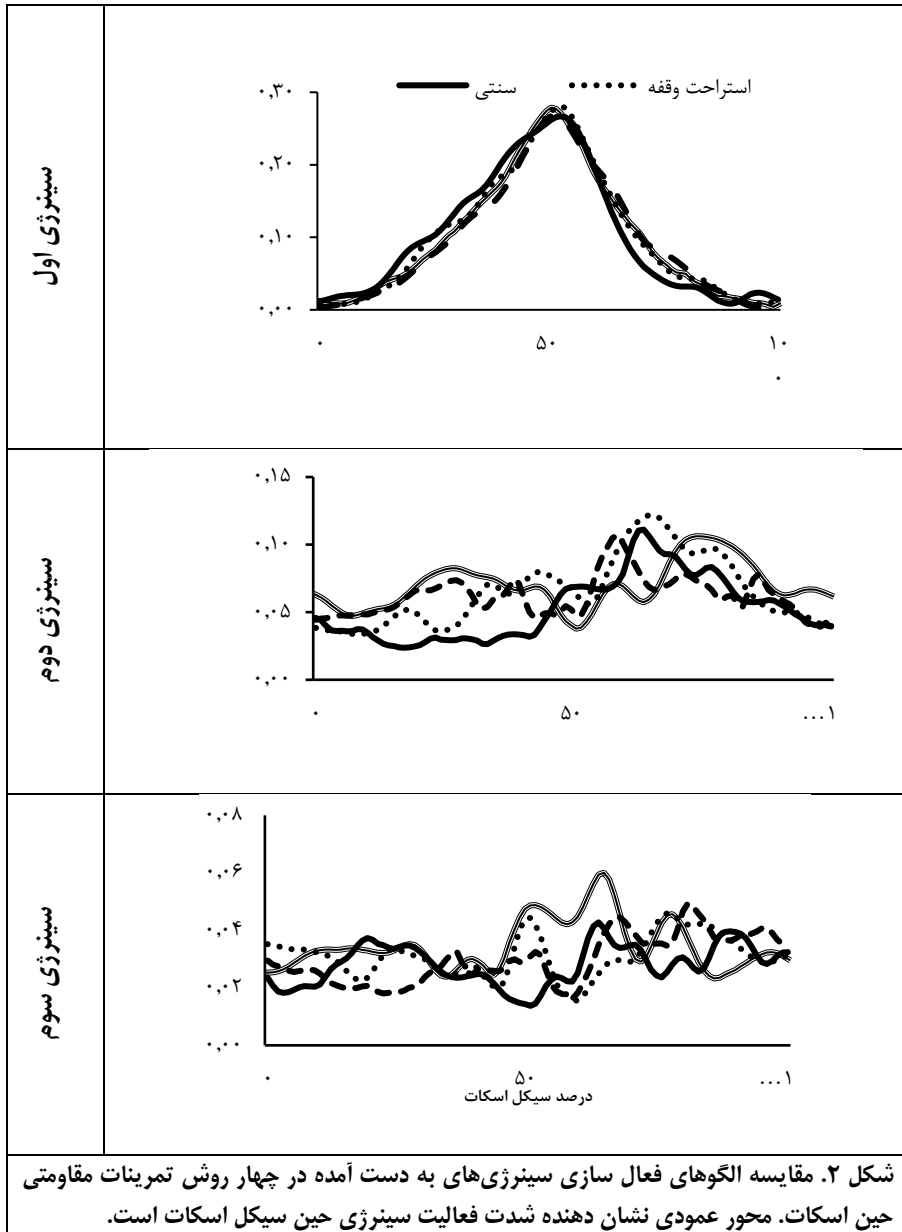


شکل ۱. مقایسه وزن (میانگین $\pm$ خطای استاندارد) نسبی عضلات مورد بررسی در سینرژی‌های به دست آمده.

در بیان علت وجود یافتن تعداد متفاوت سینرژی برای بازسازی سیگنال اصلی، می‌توان به تعداد عضلات مورد بررسی اشاره کرد. طی مطالعه حاضر پنج عضله راست رانی، پهن داخلی، پهن خارجی، نیمه وتری و دوسر رانی مورد بررسی قرار گرفت (Brambilla et al., 2022). این امر (تعداد عضلات) روی مقدار VAF که در شناسایی تعداد سینرژی‌های مورد نیاز برای بازسازی سیگنال اصلی یکی از مولفه‌های اصلی است، اثر می‌گذارد (Steele et al., 2013).

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که وزن نسبی عضلات در سینرژی‌های به دست آمده در چهار پروتکل متفاوت تمرین مقاومتی اسکات تفاوتی نداشت. این یافته به این معنی است که در هر یک از پروتکل‌های مختلف عضلات مورد بررسی در سینرژی‌ها تکالیف یکسانی بر عهده دارند. عضله چهارسر رانی (شامل پهن داخلی، پهن خارجی، پهن میانی و راست رانی) نقش کلیدی در کشش زانو و تثبیت مفصل زانو دارند. این عضلات به ویژه در فاز صعودی اسکات (زمانی که از حالت نشسته به ایستاده برمی‌گردید) فعال می‌شوند و نیروی لازم برای

بلند کردن بدن را تأمین می‌کنند (Haj-Lotfalian et al., 2019). عضله همسترینگ که به کنترل حرکات زانو و لگن کمک می‌کند و در حفظ تعادل و پایداری در طول حرکت اسکات نقش دارد. این دو عضله که به خوبی در اجرای اسکات نقش دارند، در هر یک از چهار پروتکل مورد بررسی نقش یکسانی داشته و می‌توانند با عملکرد بهینه خود سبب انجام حرکت اسکات شوند.



نتایج مطالعه حاضر نشان داد الگوی فعال‌سازی بین پروتکل‌ها مشابهت کوچک در سینرژی دوم و سوم و مشابهت بزرگی در سینرژی اول به نمایش گذاشت. این امر نشان می‌دهد که الگوهای فعال‌سازی متفاوتی در سینرژی دوم و سوم از سمت سیستم عصبی مرکزی اتخاذ می‌شود. با توجه به وزن نسبی عضلات در سینرژی اول، عضلات پهن خارجی، پهن داخلی و راست رانی به عنوان عضلات اصلی در نظر گرفته می‌شود. این سه عضله به صورت خاص در لحظه انتقال از فاز برون‌گرا به فاز درون‌گرا فعال هستند تا بتوانند حرکت را به صورت بهینه‌ای کنترل نمایند. همانطور که از نحوه الگوی فعال‌سازی این سینرژی می‌توان مشاهده نمود، در میانه حرکت که لحظه انتقال از حالت برون‌گرا به درون‌گرا است این سینرژی به حداکثر فعالیت خود می‌رسد. در سینرژی دوم، عضلات پهن داخلی و پهن خارجی بیشتر درگیر هستند و این سینرژی را این دو عضله فعال می‌کنند. در سینرژی سوم، عضله دوسر رانی و نیمه وتری فعال‌تر می‌شوند و این سینرژی را کنترل می‌کنند.

مطالعه حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که ما را با چالش‌هایی همراه می‌سازد. مطالعه حاضر تنها به بررسی پنج عضله از مجموعه عضلات چهارسر رانی و همسترینگ پرداخته است. یکی از عوامل مهم و اصلی در شکل‌گیری الگوی سینرژی‌ها و تعداد سینرژی‌های مورد استفاده تعداد عضلات مورد بررسی است. هدف از مطالعه سینرژی شناسایی توانایی سیستم عصبی مرکزی برای کاهش درجات آزادی حرکات است. طی مطالعه حاضر تعداد سه سینرژی از پنج عضله به دست آمد که به طور واضح نمی‌تواند توانایی سیستم عصبی مرکزی را در کاهش درجات آزادی مشخص سازد. علاوه بر این، تعداد عضلات مورد بررسی روی VAF اثرگذار است. از این رو باید در معرفی سه سینرژی برای کنترل عضلات اندام تحتانی حین حرکت اسکات محتاطانه عمل نمود. مطالعات بیشتری نیاز است تا با بررسی عضلات بیشتر اطلاعات جامع‌تری را در نحوه کنترل سینرژی‌های عضلات فراهم نماید. استفاده از داده‌های کینماتیک و کینتیک می‌توانست اطلاعات جامع و کامل‌تری در اختیار ما قرار دهد. بنابراین، برای تعمیم داده‌ها باید با احتیاط عمل کرد.

نتیجه‌گیری

به طور کلی، نتایج مطالعه حاضر نشان داد که تعداد سه سینرژی می‌تواند فعالیت عضلات حین اسکات در چهار پروتکل مختلف تمرینات مقاومتی اسکات را کنترل کند. هر یک از پروتکل‌های تمرینات مقاومتی سبب حفظ تعداد سینرژی‌ها و وزن نسبی عضلات در سینرژی‌ها شده است. عدم تغییر در ساختار سینرژی عضلانی نشان‌دهنده استراتژی سیستم عصبی مرکزی است تا ساختار کلی سینرژی‌ها را محفوظ نگه دارد و از این طریق سبب حفظ عملکرد اسکوات به صورت بهینه در شرایط تمرینی متفاوت شود.

تضاد منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

منابع

- Agostini, V., De Jesus, K., & Picerno, P. (2023). Editorial: Fatigue assessment in sport. *Frontiers in Sports and Active Living*, 5, 1–3.
- Arazi, H., et al. (2021). The effect of resistance training set configuration on strength and muscular performance adaptations in male powerlifters. *Scientific Reports*, 11(1), 7844.

- Brambilla, C., & Scano, A. (2022). The number and structure of muscle synergies depend on the number of recorded muscles: A pilot simulation study with OpenSim. *Sensors*, 22(22), 8584.
- Cifrek, M., et al. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical Biomechanics*, 24(4), 327–340.
- d'Avella, A., & Bizzi, E. (2005). Shared and specific muscle synergies in natural motor behaviors. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 102(8), 3076–3081.
- d'Avella, A., Saltiel, P., & Bizzi, E. (2003). Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior. *Nature Neuroscience*, 6(3), 300–308.
- Gantois, P., et al. (2020). Acute effects of muscle failure and training system (traditional vs. rest-pause) in resistance exercise on countermovement jump performance in trained adults. *Isokinetics and Exercise Science*, 28(3), 1–9.
- Ghouchan, F. A., et al. (2021). Neuromuscular adjustments of the quadriceps muscle after eccentric resistance and concentric resistance training. *Journal of Modern Rehabilitation*, 15(2), 71–80.
- Hajiloo, B., et al. (2020). The effects of fatigue on synergy of selected lower limb muscles during running. *Journal of Biomechanics*, 103, 109692.
- Haj-Lotfalian, M., Honarvar, M. H., & Shamsehkohan, P. (2019). The biomechanics and muscle function in various squat techniques with a rehabilitative and training approach: A narrative review. *Journal of Research in Rehabilitation Sciences*, 15(5), 294–304.
- Jeong, H., et al. (2023). Muscle coordination and recruitment during squat assistance using a robotic ankle-foot exoskeleton. *Scientific Reports*, 13(1), 1363.
- Kenville, R., Clauß, M., & Maudrich, T. (2024). Investigating the impact of external load on muscle synergies during bipedal squats. *European Journal of Applied Physiology*, 1–10.
- Kristiansen, M. V. (2015). Muscle synergies during bench press (Master's thesis). Aalborg University, Denmark.
- Kristiansen, M., et al. (2016). Muscle synergies during bench press are reliable across days. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 30, 81–88.
- Roy, S. H., De Luca, C. J., & Casavant, D. A. (1989). Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine*, 14(9), 992–1001.
- Schoenfeld, B. J., et al. (2015). Regional differences in muscle activation during hamstrings exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(1), 159–164.
- Smale, K. B., Shourijeh, M. S., & Benoit, D. L. (2016). Use of muscle synergies and wavelet transforms to identify fatigue during squatting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 28, 158–166.
- Steele, K. M., Tresch, M. C., & Perreault, E. J. (2013). The number and choice of muscles impact the results of muscle synergy analyses. *Frontiers in Computational Neuroscience*, 7, 105.

- Stegeman, D. F., et al. (2000). Surface EMG models: Properties and applications. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 313–326.
- Tresch, M. C., & Jarc, A. (2009). The case for and against muscle synergies. *Current Opinion in Neurobiology*, 19(6), 601–607.
- Turpin, N. A., et al. (2011). Fatigue-related adaptations in muscle coordination during a cyclic exercise in humans. *Journal of Experimental Biology*, 214(19), 3305–3314.

The effect of different resistance training methods on the synergy pattern of selected lower limb muscles during squatting

Mohammad-Salam Khalaf-Alnafie¹, Shadmehr Mirdar^{1*}, Fateme Salari-Esker²

1 Department of Exercise Physiology, Faculty of Sports Sciences, University of Mazandaran, Mazandaran, Iran.

2 Department of Motor Behavior and Sports Biomechanics, Faculty of Sports Sciences, University of Mazandaran, Mazandaran, Iran.

***Corresponding author:** sh.mirdar@umz.ac.ir

Abstract

Objectives: A set of functional movements is important for engaging the human body in performing sports activities and preventing injuries. The squat is considered a highly important functional movement in both athletic performance and injury prevention, and it also requires specific muscular coordination. The synergy and coordination of the squat movement can be influenced by various factors such as the type of resistance training and changes in rest intervals and exercise execution. Therefore, the purpose of the present study was to investigate the effect of four different resistance training methods on muscle synergies during squat performance.

Methods: Twelve young male athletes performed four resistance squat protocols (traditional, rest-pause, drop set, and cluster). The activity of the vastus medialis, vastus lateralis, rectus femoris, biceps femoris, and semitendinosus muscles during squat performance with 75% of one-repetition maximum was recorded using an electromyography device. The electromyographic profiles were evaluated using the non-negative matrix factorization (NMF) method, which decomposes muscle signals into synergy components.

Results: The findings indicated that three synergies could account for muscle activity during squats across the four resistance training protocols. No differences were observed in the relative weightings of the muscles within the synergies among the different protocols. Changing the resistance training protocol did not alter the number of synergies or the relative contributions of the muscles within them.

Conclusion: It appears that the lack of change in synergies across different resistance training protocols may be due to a strategy of the central nervous system to preserve the overall structure of the synergies, which likely helps maintain optimal performance of motor tasks under various training conditions.

Key words: Rest-pause, Resistance Training, Cluster, Drop Set, Synergy