

## مقایسه حرکات برای تعیین بیشینه انقباض ارادی عضلات کمری در مردان فعال: مطالعه مقطعی

امیر صادقی گل‌افزانی<sup>۱</sup>، رغد معمار<sup>۲</sup>، Google Scholar PubMed

## مقاله کوتاه

## چکیده

**مقدمه:** الکترومایوگرافی سطحی (Surface electromyography یا sEMG) ابزار رایجی جهت ارزیابی فعالیت عضلانی می‌باشد. با این حال، تفسیر دقیق داده‌ها نیازمند نرمال‌سازی است. روش بیشینه انقباض ارادی (Maximal voluntary contraction یا MVC) متداول‌ترین شیوه بدین منظور محسوب می‌شود، اما انتخاب یک حرکت مناسب برای دستیابی به MVC به ویژه در عضلات خلفی کمری، همچنان چالش برانگیز است. پژوهش حاضر با هدف مقایسه حرکات مناسب برای اعمال مقاومت دستی جهت تعیین MVC در افراد فعال انجام شد تا قابلیت اطمینان نرمال‌سازی sEMG در مطالعات مرتبط با ستون فقرات ارتقا یابد.

**مواد و روش‌ها:** در این مطالعه، ۸ مرد جوان فعال شرکت کردند. سه عضله لانجیسموس، ایلو کوستالیس و مولتی فیدوس با استفاده از sEMG ارزیابی گردید. حرکات برای اعمال مقاومت دستی و ثبت MVC شامل اکستنشن تنه خمیده (Declined trunk extension)، اکستنشن دمر (Prone trunk extension) و Arch بودند. داده‌ها با استفاده از آزمون One-way ANOVA، پس‌آزمون Bonferroni و اندازه اثر Cohen مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

**یافته‌ها:** تفاوت معنی‌داری میان حرکات مختلف برای اعمال مقاومت دستی و ثبت MVC عضلات لانجیسموس، ایلو کوستالیس و مولتی فیدوس وجود داشت ( $P < 0.05$ ). نتایج پس‌آزمون Bonferroni نشان داد که اعمال مقاومت دستی به اکستنشن دمر در عضله لانجیسموس، تفاوت معنی‌داری با سایر حرکات داشت و در عضلات مولتی فیدوس و ایلو کوستالیس نیز تفاوت معنی‌داری با آزمون Arch گزارش گردید ( $P < 0.05$ ). اندازه اثر Cohen نشان داد که وظیفه اکستنشن دمر در عضلات لانجیسموس و مولتی فیدوس تأثیر بسیار بیشتری نسبت به سایر وظایف داشت، اما در عضله ایلو کوستالیس وظایف اکستنشن تنه خمیده و دمر عملکردی نزدیک به هم را نشان داد و تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد.

**نتیجه‌گیری:** به نظر می‌رسد اعمال مقاومت دستی به اکستنشن دمر به عنوان مؤثرترین حرکت برای دستیابی به MVC در عضلات لانجیسموس، ایلو کوستالیس و مولتی فیدوس کمری باشد. این حرکت قابلیت اعتماد بالایی برای نرمال‌سازی sEMG در افراد فعال دارد.

**کلیدواژه‌ها:** الکترومایوگرافی سطحی؛ ستون مهره؛ انقباض عضلانی؛ عضلات اطراف ستون فقرات

**ارجاع:** صادقی گل‌افزانی امیر، معمار رغد. مقایسه حرکات برای تعیین بیشینه انقباض ارادی عضلات کمری در مردان فعال: مطالعه مقطعی. پژوهش در علوم توانبخشی ۱۴۰۳؛ ۲۰: ۲۰.

تاریخ چاپ: ۱۴۰۳/۱۱/۱۵

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۲/۱۱/۱۵

تاریخ دریافت: ۱۴۰۲/۱۰/۱۰

فعالیت عضلانی به شمار می‌رود. در این روش، داده‌های sEMG بر داده‌های MVC تقسیم و نتایج به صورت درصد یا در بازه صفر تا یک ارائه می‌شود (۳). یکی از چالش‌های اصلی در استفاده از MVC، انتخاب حرکتی است که سطح تحریک عضلانی (Muscle activation) را به حداکثر فعالیت عضلانی هدف نزدیک کند (۴). نتایج MVC می‌تواند تحت تأثیر ویژگی‌های حرکت مانند عدم تطبیق راستای عضلانی و قرار نگرفتن در طول بهینه (۵) و عوامل وابسته به شرکت‌کنندگان مانند چربی بدن و مقاومت پوست قرار گیرد (۴). همچنین، انتظار می‌رود مهارت شرکت‌کنندگان در فعالیت برخی از عضلات تنه مؤثر باشد

## مقدمه

الکترومایوگرافی سطحی (Surface electromyography یا sEMG) یکی از روش‌های رایج در مطالعات بیومکانیک، ورزش و ارگونومی است که جهت ارزیابی زمان‌بندی و سطح فعالیت عضلانی، نیروی عضلانی و خستگی در فعالیت‌های ورزشی یا روزمره استفاده می‌شود (۱). برای جلوگیری از تفسیر نادرست سطح فعالیت عضلانی در فواصل زمانی یا بین آزمودنی‌ها، نرمال‌سازی داده‌های sEMG ضروری می‌باشد (۲). بیشینه انقباض ارادی (MVC یا Maximal voluntary contraction) یکی از پرکاربردترین روش‌های نرمال‌سازی

۱- دانشجوی دکتری تخصصی، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

۲- استادیار، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

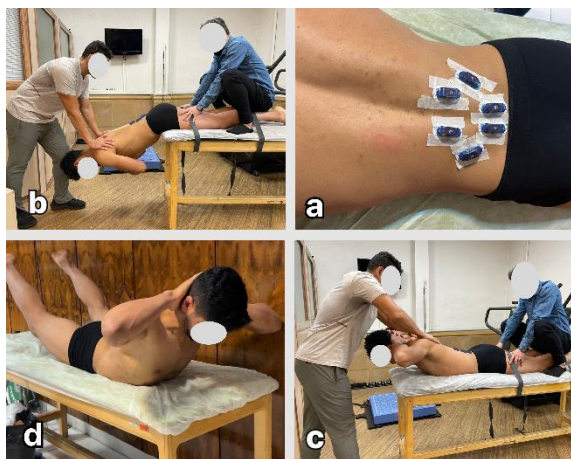
نویسنده مسؤول: رغد معمار؛ استادیار، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

Email: rmimar@khu.ac.ir

بدنی انجام شد. شرکت‌کنندگان از طریق دعوت هدفمند جذب شدند و پرسش‌نامه آمادگی بدنی را تکمیل کردند و فعالیت ورزشی منظم داشتند (۱۷). انجام تحقیق حاضر پیش‌درآمدی در طراحی یک پژوهش بزرگ‌تر روی مردان جوان فعال و زمینه‌ساز انتخاب روش مناسب سنجش فعالیت عضلات بود. بنابراین، معیارهای ورود و خروج از مطالعه اصلی اقتباس گردید. بر این اساس، معیارهای ورود شامل توانایی اجرای ددلیفت نزدیک به بیشینه با اجرای حداقل ۸۵ درصد یک تکرار بیشینه با رکوردی بیش از ۱۰۰ کیلوگرم بود. همچنین، شرکت‌کنندگان برای نمونه‌برداری با کیفیت سیگنال، باید درصد چربی کل بدن (Fat mass) کمتر از ۹ درصد در ترکیب بدنی داشته باشند که برای تعیین آن، از دستگاه آنالیز ترکیب بدن (Inbody\_720) استفاده گردید (۱۸). آزمودنی‌ها فاقد سابقه جراحی، شکستگی مهره‌ها یا کمردرد در یک سال گذشته بودند و در بررسی پاسچر، عدم وجود ناهنجاری‌های ستون فقرات تأیید شد. اعمال چنین معیارهای دقیق ورود، دامنه افراد واجد شرایط را محدود ساخت و در نتیجه، حجم نمونه کوچک باقی ماند.

**ملاحظات اخلاقی:** شرکت‌کنندگان داوطلبانه با تکمیل فرم رضایت‌نامه آگاهانه در مطالعه مشارکت کردند. پیش از شروع پژوهش، فرایند تحقیق به تأیید کمیته اخلاق دانشگاه خوارزمی رسید.

**نمونه‌برداری:** الکترودهای sEMG به صورت دو طرفه مطابق شکل ۱ (قسمت a) روی سه عضله ارکتور اسپاین شامل لانجیسموس (۳ سانتی‌متر به سمت خارج از خط مرکز بدن در سطح مهره اول کمر)، ایلوپوکستالیس (۶ سانتی‌متر به سمت خارج از خط مرکز بدن در سطح مهره سوم کمر)، مولتی‌فیدوس (۲ سانتی‌متر به سمت خارج از خط مرکز بدن در سطح مهره پنجم کمر) (۱۹) با استفاده از چسب لید SF07 به قطر دو سانتی‌متر برای کاهش Cross Talk روی سطح پوست چسبانده شد. هیچ کدام از sEMG کمتر از ۳ سانتی‌متر به هم نزدیک نبودند (۲۰).



شکل ۱. نحوه نشانه‌گذاری عضلات ناحیه کمری (a)، وظیفه اکستنشن تنه خمیده (b)، وظیفه اکستنشن دمر (c)، وظیفه آزمون Arch (d)

به منظور کاهش اثرات تضعیف سیگنال و Cross Talk ناشی از بافت چربی زیرپوستی و بهبود کیفیت ثبت sEMG، شرکت‌کنندگان از میان

(۶) اگر سطح فعالیت در آزمون MVC به حداکثر نزدیک نشود، سیگنال‌های sEMG ممکن است از MVC فراتر رود و به اشتباه نشان دهند که عضله بیش از ظرفیت فیزیکی خود فعال است. در چنین شرایطی، MVC در عمل به عنوان تکنیکی برای نرمال‌سازی انقباض زیر بیشینه عمل می‌نماید و مزیت ذاتی خود را کاهش می‌دهد. درک این شرایط به محققان کمک می‌کند تا داده‌های sEMG را دقیق‌تر نرمال‌سازی کنند تا از بروز تردید در نتایج تحقیقات جلوگیری شود (۷). پژوهش‌ها در حوزه بررسی بار ستون مهره‌ها (Spinal loading) به شدت تحت تأثیر MVC هستند. آن‌ها در روش‌های مبتنی بر sEMG و با کمک MVC، سهم عضلات را در فعالیت تعیین می‌کنند (۸) یا در اعتبارسنجی مدل‌های اسکلتی - عضلانی (۹) از آن بهره می‌گیرند. در فعالیت‌های باربرداری مدل‌های اسکلتی - عضلانی، فلکسورهای تنه اغلب صفر در نظر گرفته می‌شوند (۹) و در روش‌های مبتنی بر EMG نیز فعالیت محدودی نشان می‌دهند (۸)، اما عضلات لانجیسموس، ایلوپوکستالیس و مولتی‌فیدوس در مطالعات ستون مهره اهمیت ویژه‌ای دارند؛ چرا که در فعالیت‌های باربرداری، عضلات اکستنسور ستون فقرات نقش کلیدی در پایداری و کنترل بار دارند و با ایجاد تعادل اهرمی بر روی مهره‌ها، نیروهای فشاری و برشی قابل توجهی را تولید می‌کند (۱۰). از این‌رو، در صورتی که هدف محاسبه نیروهای وارد بر اجزای ستون فقرات باشد و نه فقط نیرو و گشتاور خالص، دقت نرمال‌سازی عضلات اکستنسور اهمیت ویژه‌ای دارد.

در تحقیقات بیومکانیکی تعیین MVC، به صورت فراگیر از مقاومت‌های دستی استفاده می‌شود، اما با وجود پژوهش‌های قابل توجه، همگرایی بر یک حرکت واحد وجود ندارد (۱۱، ۷). در مطالعات MVC عضلات ناحیه کمری، اکستنشن دمر تنه در مقابل مقاومت دستی آزمونگر توافق وجود دارد (۱۴-۱۲)؛ در حالی که در تحقیقات بار ستون مهره‌ها، روش اکستنشن خمیده تنه بیشتر مورد استفاده قرار گرفته است (۱۵، ۹، ۸). همچنین، استفاده از آزمون Arch به عنوان حرکت مناسب در پژوهش‌های پیشین توصیه شده است (۱۶، ۱۱).

بهترین روش مقاومت دستی برای عضلات ارکتور اسپینای ناحیه کمر در وظایف مختلف استاندارد وجود ندارد و گزارش‌ها به طور عمده بر بالاترین سطح فعالیت مجموع ارکتور اسپینا متمرکز بوده‌اند و شامل مولتی‌فیدوس نیستند. باید توجه داشت که هیچ یک از این روش‌ها نمی‌توانند به طور دقیق میزان فعالیت عضله را نسبت به ظرفیت فعال‌سازی بیشینه آن مشخص کنند (۱۴، ۷). با توجه به این محدودیت‌ها و نبود اجماع بر سر روش استاندارد، بررسی دقیق وظایف مختلف MVC اهمیت بیشتری پیدا می‌کند. در حالی که در مطالعات روی ستون مهره، یکسان نبودن روش تحقیق، و روش آزمون، مقایسه نتایج و انتخاب روش مناسب برای اندازه‌گیری MVC را چالش‌برانگیز می‌کند. ضمن این که تحقیقات گذشته در مورد MVC عضلات ناحیه کمری بر روی افراد عادی سالم (۱۴، ۱۲، ۱۱) و بیمار (۴) انجام شده‌اند که ممکن است تعمیم نتایج آن‌ها برای افراد فعال مناسب نباشد. از این‌رو، در پژوهش حاضر مقاومت دستی به سه حرکت متداول یعنی اکستنشن دمر تنه، اکستنشن خمیده تنه و آزمون Arch به منظور مقایسه انقباضات سه عضله لانجیسموس، ایلوپوکستالیس و مولتی‌فیدوس به کار گرفته شد تا بهترین روش شناسایی گردد.

## مواد و روش‌ها

این مطالعه از نوع مقطعی بود که بر روی ۸ مرد فعال از میان دانشجویان تربیت

گردید. در نهایت، مقادیر اوج سیگنال به عنوان MVC استخراج شد (۲۰). به منظور کنترل نویز حرکتی، اندام تحتانی با کمک دو تسمه و نیروی فعال اعمال شده توسط یک یار کمکی در آزمون‌های اکستنشن دمر و خمیده تنه تثبیت شدند. یک یار کمکی نیروی مقاومت دستی را اعمال کرد (۱۱). در صورت نیاز به مقاومت بیشتر، یار سوم اضافه می‌شد که چنین شرایطی رخ نداد. برای اعتبارسنجی مدل اسکلتی-عضلانی تحقیق اصلی، الکترودها به صورت متقارن روی عضلات دو طرف قرار گرفت. در صورت اعمال نیروی نامتقارن، تفاوت واضحی بین سیگنال‌های EMG دو سمت مشاهده می‌شد که عدم مشاهده آن در طی پژوهش حاضر نشان می‌دهد نیروها تقریباً متقارن و داده‌ها برای مدل قابل اعتماد بودند. با این حال، باید توجه داشت که با وجود بررسی سلامت ستون مهره و سابقه کمردرد، وجود حتی ناهنجاری‌های خفیف می‌تواند باعث عدم تقارن سیگنال دو طرف حتی به صورت جزئی گردد یا حتی نیروی وارد شده توسط دو دست یار کمکی نمی‌تواند کاملاً مشابه باشد. بر خلاف تحقیق حاضر، در بیشتر پژوهش‌های پیشین الکتروگذاری یک‌طرفه انجام شد و بنابراین، از مزیت‌های مطالعه حاضر نظارت دقیق بر خروجی عضلات دو سمت می‌باشد.

از آزمون One-way ANOVA جهت ارزیابی اثر حرکات بر ظرفیت‌های حداکثر فعال‌سازی عضلات استفاده شد. متغیر مستقل مطالعه، نوع حرکت و متغیرهای وابسته، مقادیر sEMG عضلات مولتی‌فیدوس، لانجیسوس اراکتوراسپاین و ایلیوکوستالیس اراکتوراسپاین بود. از پس‌آزمون Bonferroni اندازه اثر Cohen برای شناسایی روش برتر استفاده گردید. اندازه اثر Cohen بر اساس معیار پنج مرحله‌ای خیلی کوچک (۰/۱۹-۰/۰۱)، کوچک (۰/۴۹-۰/۲۰)، متوسط (۰/۷۹-۰/۵۰)، بزرگ (۰/۸۰-۱/۱۹) و خیلی بزرگ ( $\geq 1/20$ ) طبقه‌بندی و معنی‌داری تفاوت‌ها با استفاده از آزمون Paired t بررسی شد (۲۲). به جای محاسبه توان پس‌آزمون، کفایت توان آماری به صورت تفسیری و بر اساس بزرگی اندازه اثرهای مشاهده شده ارزیابی گردید. مشاهده اندازه اثرهای بزرگ و بسیار بزرگ نشان دهنده احتمال پایین خطای نوع دوم در این مقایسه‌ها می‌باشد (۲۳). در نهایت، داده‌ها در نرم‌افزار MATLAB مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. جمع‌آوری اطلاعات و پردازش و تحلیل آماری توسط دانشجوی مقطع دکتری تخصصی تربیت بدنی و علوم ورزشی گرایش بیومکانیک ورزش انجام شد.

### یافته‌ها

کلیه افراد مراحل مطالعه را به صورت کامل طی کردند و بنابراین، نرخ ریزش صفر بود. اطلاعات دموگرافیک آزمودنی‌ها در جدول ۱ ارائه شده است.

جدول ۱. اطلاعات دموگرافیک آزمودنی‌ها

متغیر	میانگین $\pm$ انحراف معیار
سن (سال)	۲۶/۰۰ $\pm$ ۳/۰۰
وزن (کیلوگرم)	۷۵/۲۰ $\pm$ ۲۰/۵۰
قد (سانتی‌متر)	۱۸۷/۰۰ $\pm$ ۵/۰۰
چربی (درصد)	۷/۰۰ $\pm$ ۲/۰۰

نتایج آزمون One-way ANOVA نشان داد که بین حرکات مختلف تفاوت معنی‌داری در فعالیت عضلات لانجیسوس، ایلیوکوستالیس و مولتی‌فیدوس وجود داشت و اثر نوع حرکت بر فعالیت عضلات قابل توجه بود (جدول ۲).

ورزشکاران با درصد چربی بدن پایین انتخاب شدند (۲۱). این فرایند پس از آماده‌سازی و تمیز کردن پوست شامل اصلاح موهای زاید، پاکسازی چربی سطحی با پد الکی و سمباده کشیدن پوست جهت کاهش مقاومت، مطابق استانداردهای متداول انجام گرفت (۲۰). سیگنال‌های sEMG توسط سیستم وایرلس (Myon Aktos, Schwarzenberg, Switzerland) با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز و نسبت رد حالت مشترک (Common mode rejection ratio) یا CMRR ۱۱۰ دسی‌بل در ۶۰ هرتز ثبت گردید. با توجه به نرمال شدن داده‌ها، Gain گزارش نشد.

**حرکات:** شامل اکستنشن تنه خمیده (Declined trunk extension)، اکستنشن دمر تنه (Prone trunk extension)، و آزمون Arch بود. در اکستنشن تنه خمیده مطابق شکل ۱ (قسمت b)، شرکت‌کنندگان به صورت دمر روی یک تخت معاینه قرار گرفتند. نیم تنه فوقانی با زاویه منفی ۳۰ درجه نسبت به افق قرار داشت. پاها و ران‌ها با دو تسمه به طور محکم به تخت بسته شدند. سپس اکستنشن تنه در برابر مقاومت دستی وارد شده بر شانه‌ها به مدت ۵ ثانیه انجام شد (۸). در اکستنشن دمر مطابق شکل ۱ (قسمت c)، شرکت‌کنندگان به صورت دمر روی تخت معاینه قرار گرفتند. پاها و ران‌ها با دو تسمه به طور محکم به تخت بسته شدند. سپس اکستنشن تنه در برابر مقاومت دستی وارد شده بر شانه‌ها به مدت ۵ ثانیه انجام گردید (۱۲). در آزمون Arch مطابق شکل ۱ (قسمت d)، شرکت‌کنندگان به صورت دمر قرار گرفتند و به تدریج نیم تنه فوقانی و ران خود را به سمت بالا هایلپر اکستند کردند و این وضعیت را به مدت ۵ ثانیه نگه داشتند (۱۶). آزمون‌ها سه بار تکرار شد و شرکت‌کنندگان اجازه داشتند یک دقیقه استراحت بین هر آزمون انجام دهند و دو دقیقه استراحت بین هر وظیفه داشته باشند و بهترین رکورد گزارش گردید.

جهت پردازش سیگنال‌های sEMG، از نرم‌افزار MATLAB (MATLAB, R2023b, The MathWorks® Inc., Natick, MA, USA) و فیلتر Butterworth (Band-pass, 20-450 Hz, 6th Order) به منظور حذف نویزهای الکتریکی و کاهش تأثیر حرکت پوست استفاده شد (۱۴). اگرچه فیلتر باندپاس مورد استفاده قادر به حذف کامل تداخل‌های ناشی از فعالیت قلب نبود، اما سیگنال‌های EMG از مردان فعال با درصد چربی زیرپوستی پایین و قدرت عضلانی بالا ثبت گردید که منجر به نسبت سیگنال به نویز بالایی شد. نویز حرکتی کمتر از ۲۰ هرتز است. همچنین، با توجه به فاصله آناتومیکی قابل توجه عضلات کمری از قلب، مؤلفه‌های Electrocardiography (ECG) تأثیر قابل توجهی بر سیگنال‌های EMG نداشتند. در صورت قرارگیری الکترودها در نواحی نزدیک‌تر به قلب، احتمال بروز این تداخل افزایش می‌یافت (۲۰) که در مطالعه حاضر مطرح نبود. با این حال، برای اطمینان از حذف مؤلفه‌های فرکانس پایین غیر عضلانی، سیگنال‌ها با فیلتر ۲۰-۴۵۰ هرتز پردازش شدند. اعمال مجدد پردازش بدون فیلتر ۳۰ هرتز دوم نشان داد که نتایج تغییری نکرده‌اند و بیان‌کننده عدم تأثیر فیلترگذاری مضاعف بود. این رویکرد با نتایج تحقیقات پیشین که از باند فرکانسی ۱۰-۴۵۰ هرتز استفاده کردند، نیز همخوانی داشت. محتوای فرکانسی سیگنال ECG به طور عمده به فرکانس‌های کمتر از ۲۰ هرتز محدود است و هارمونیک‌های ناشی از کمپلکس QRS به ندرت به ۳۰ تا ۴۰ هرتز می‌رسد. بنابراین، انرژی ECG در فرکانس‌های بالاتر ناچیز است.

پس از آن یک‌سوسازی کامل (Full-wave rectification) و اعمال فیلتر Butterworth (Low-pass, 3 Hz, 6th Order) پوشش خطی سیگنال تعیین

جدول ۲. نتایج آزمون One-way ANOVA

عضله	آزمون	میانگین $\pm$ انحراف معیار	دامنه اطمینان ۹۵ درصد	آماره F	$\eta^2$	مقدار P
لانجیسموس	Arch	۰/۸۳۸ $\pm$ ۰/۰۹۵	۰/۷۵۹-۰/۹۱۷	۱۱/۰۴	۰/۵۱۲	۰/۰۰۵
	اکستنشن تنه خمیده	۰/۸۶۰ $\pm$ ۰/۱۵۳	۰/۷۳۲-۰/۹۸۸			
	اکستنشن دمر تنه	۱/۱۷۳ $\pm$ ۰/۱۹۶	۱/۰۰۹-۱/۳۳۷			
ایلیوکوستالیس	Arch	۰/۵۷۳ $\pm$ ۰/۱۳۴	۰/۴۶۱-۰/۶۸۵	۴۶/۸۰	۰/۴۴۶	۰/۰۰۲
	اکستنشن تنه خمیده	۰/۷۶۶ $\pm$ ۰/۱۱۷	۰/۶۶۸-۰/۸۶۴			
	اکستنشن دمر تنه	۰/۷۶۰ $\pm$ ۰/۰۴۸	۰/۷۲۰-۰/۸۰۰			
مولتی فیدوس	Arch	۰/۶۷۹ $\pm$ ۰/۱۵۲	۰/۵۵۲-۰/۸۰۶	۱۳/۴۰	۰/۲۸۲	۰/۰۳۱
	اکستنشن تنه خمیده	۰/۸۴۷ $\pm$ ۰/۰۹۷	۰/۷۶۶-۰/۹۲۸			
	اکستنشن دمر تنه	۰/۷۵۹ $\pm$ ۰/۰۹۲	۰/۶۸۲-۰/۸۳۵			

اثر بسیار کوچکی را نشان داد و معنی دار نبود که بیانگر شباهت پاسخ عضلانی این دو وظیفه است. برای عضله مولتی فیدوس، اکستنشن دمر تنه بیشترین اندازه اثر را ایجاد کرد، اگرچه تفاوت آن نسبت به Arch معنی دار نبود؛ در حالی که مقایسه اکستنشن خمیده تنه با Arch اثر متوسط و معنی داری را نشان داد. بنابراین، در تمرین هدفمند مولتی فیدوس، اکستنشن دمر تنه احتمالاً فعال سازی بیشتری ایجاد می کند، اما باید توجه داشت که تفاوت آماری با برخی وظایف دیگر همواره قابل تشخیص نیست. به طور کلی، این نتایج نشان می دهد که اکستنشن دمر تنه در اغلب موارد با فعال سازی بالاتر عضلات تنه همراه می باشد، اما الگوی پاسخ عضلانی بسته به نوع عضله متفاوت بود و به ویژه در ایلیوکوستالیس، اکستنشن دمر تنه و اکستنشن خمیده تنه پاسخ های به نسبت مشابهی ایجاد می کنند. علامت منفی اندازه اثر بیان کننده آن است که جهت تفاوت به گونه ای بود که فعالیت عضله در حرکت دوم نسبت به حرکت اول بیشتر شده است.

### بحث

MVC پرکاربردترین روش نرمال کردن داده های EMG می باشد (۳)، اما نگرانی هایی در مورد اعتبار MVC برای نرمال کردن داده های EMG عضلات خلفی ناحیه کمری ستون مهره ها وجود دارد؛ به ویژه زمانی که بارگذاری ستون مهره های کمری (Lumbar spinal loading) باید در پژوهش ها مورد بررسی قرار گیرد؛ چرا که استفاده از MVC برای تعیین دقیق میزان فعالیت عضلانی و اعتبارسنجی مدل های مورد استفاده در این مطالعات ضروری است (۸، ۹).

پس از آزمون Bonferroni برای عضله لانجیسموس نشان داد که تفاوت معنی داری بین اکستنشن دمر تنه نسبت به آزمون Arch ( $P = ۰/۰۰۱$ ) و اکستنشن خمیده تنه ( $P = ۰/۰۰۲$ ) وجود داشت؛ در حالی که تفاوت بین Arch و اکستنشن خمیده تنه معنی دار نبود ( $P > ۰/۰۰۱$ ). برای عضله ایلیوکوستالیس نیز تفاوت معنی داری بین اکستنشن خمیده و دمر تنه مشاهده نشد، اما مشخص گردید که Arch نسبت به وظایف اکستنشن دمر تنه ( $P = ۰/۰۰۶$ ) و اکستنشن خمیده تنه تفاوت معنی داری داشت ( $P = ۰/۰۰۵$ ). برای عضله مولتی فیدوس نیز تفاوت معنی داری بین وظایف اکستنشن خمیده نسبت به اکستنشن دمر تنه ( $P = ۰/۴۳۳$ ) و Arch ( $P = ۰/۵۶۶$ ) مشاهده نشد، اما گزارش گردید که Arch نسبت به وظایف اکستنشن دمر تفاوت معنی داری داشت ( $P = ۰/۰۲۷$ ). این یافته ها نشان می دهد که اکستنشن دمر تنه در اغلب عضلات اکستنسور تنه بیشترین فعال سازی را ایجاد می کند و حرکت Arch کمترین اثر را دارد؛ در حالی که اکستنشن خمیده تنه در عضله ایلیوکوستالیس تقریباً مشابه اکستنشن دمر عمل می کند.

در نتایج آزمون اندازه اثر Cohen که در جدول ۳ ارائه شده است، الگوی متفاوتی از فعال سازی عضلات تنه بین وظایف حرکتی مشاهده شد. برای عضله لانجیسموس، تفاوت بین اکستنشن دمر تنه با اکستنشن خمیده تنه و همچنین، بین Arch و اکستنشن دمر تنه بر اساس بزرگی اندازه اثر بسیار بزرگ و معنی دار بود؛ در حالی که مقایسه Arch و اکستنشن خمیده تنه اندازه اثر بسیار کوچکی داشت و معنی دار نبود. در عضله ایلیوکوستالیس، تفاوت بین Arch و اکستنشن دمر تنه و نیز بین Arch و اکستنشن خمیده تنه دارای اندازه اثر بسیار بزرگ و معنی دار بود؛ در حالی که مقایسه اکستنشن دمر تنه و اکستنشن خمیده تنه اندازه

جدول ۳. اندازه اثر مقاومت دستی در حرکات مختلف برای هر عضله

عضله	زوج حرکت	اندازه اثر	ارزش بالینی اندازه اثر	مقدار P
لانجیسموس	اکستنشن دمر تنه - اکستنشن خمیده تنه	۲/۰۱	بسیار بزرگ	۰/۰۰۴
	Arch - اکستنشن دمر تنه	-۲/۱۶	بسیار بزرگ	۰/۰۰۲
	Arch - اکستنشن خمیده تنه	-۰/۱۶	خیلی کوچک	۰/۷۳۳
ایلیوکوستالیس	اکستنشن دمر تنه - اکستنشن خمیده تنه	-۰/۰۵	خیلی کوچک	۰/۸۷۲
	Arch - اکستنشن دمر تنه	-۱/۵۳	بسیار بزرگ	۰/۰۰۵
	Arch - اکستنشن خمیده تنه	-۱/۸۶	بسیار بزرگ	۰/۰۰۹
مولتی فیدوس	اکستنشن دمر تنه - اکستنشن خمیده تنه	-۰/۷۰	متوسط	۰/۱۳۲
	Arch - اکستنشن دمر تنه	-۱/۳۰	بسیار بزرگ	۰/۱۸۰
	Arch - اکستنشن خمیده تنه	-۰/۶۰	متوسط	۰/۰۳۵

را کاهش می‌دهد. به همین دلیل، دامنه سنی و سطح آمادگی جسمانی در پژوهش حاضر کنترل شد و به دلیل محدودیت‌های شرایط آزمایشگاهی، در مطالعه حاضر از بانوان استفاده نشد. بنابراین، مهم‌ترین محدودیت تحقیق، تعداد آزمودنی و جنسیت، دامنه سنی و سطح آمادگی جسمانی شرکت‌کنندگان بود که مانع تعمیم دادن نتایج به زنان فعال و افراد فعال در سایر گروه‌های سنی می‌شود. همچنین، در پژوهش حاضر تنها سه حرکت برای سه عضله ستون فقرات ناحیه کمری بررسی گردید و در مورد سایر آزمون‌ها و عضلات نمی‌توان با نتایج موجود اظهار نظر کرد.

### پیشنهادها

توصیه می‌گردد این فرایند در مطالعات آینده بر روی زنان و مردان در گروه‌های سنی و سطوح مختلف آمادگی جسمانی، با در نظر گرفتن عضلات هر دو ناحیه سینه‌ای و کمری انجام شود. همچنین، اعمال مقاوت دستی و غیر دستی در سایر آزمون‌ها در نظر گرفته شود.

### نتیجه‌گیری

بر اساس نتایج به دست آمده، اکستنشن دمر تنه بیشترین فعال‌سازی را در عضلات کمری ایجاد می‌کند. با توجه به کنترل درصد چربی و سطح آمادگی بدنی شرکت‌کنندگان، اکستنشن دمر تنه به عنوان روش پیشنهادی برای تعیین MVC در مردان فعال قابل استفاده است و می‌تواند در اعتبارسنجی مدل‌های بیومکانیکی و طراحی برنامه‌های تمرینی هدفمند مفید باشد. انتخاب وظایف مناسب با جمعیت هدف، برای دستیابی به داده‌های معتبر و قابل استناد ضروری به نظر می‌رسد.

### تشکر و قدردانی

پژوهش حاضر برگرفته از رساله مقطع دکتری تخصصی با شماره ۲۶۹۸۸ و کد اخلاقی IR.KHU.REC.1403.152، مصوب دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی می‌باشد. بدین وسیله از جناب آقایان ایمان خراسانی و امیرعلی زارع به پاس همکاری ارزشمندشان به عنوان دستیار در فرایند نمونه‌گیری، تشکر و قدردانی به عمل می‌آید.

### نقش نویسندگان

طراحی و ایده‌پردازی پروژه: امیر صادقی گل‌افزانی، رغد معمار  
جذب منابع مالی برای انجام پروژه: امیر صادقی گل‌افزانی، رغد معمار  
خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی پروژه: امیر صادقی گل‌افزانی، رغد معمار  
فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه: امیر صادقی گل‌افزانی  
جمع‌آوری داده‌ها: امیر صادقی گل‌افزانی  
تحلیل و تفسیر نتایج: امیر صادقی گل‌افزانی  
خدمات تخصصی آماری: امیر صادقی گل‌افزانی  
تنظیم دست‌نویس: امیر صادقی گل‌افزانی، رغد معمار  
ارزیابی تخصصی دست‌نویس از نظر مفاهیم علمی: امیر صادقی گل‌افزانی، رغد معمار  
تأیید دست‌نویس نهایی جهت ارسال به دفتر مجله: امیر صادقی گل‌افزانی، رغد معمار  
مسئولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخگویی به

نتایج تحقیق حاضر با هدف تعیین تأثیر مقاومت دستی در برابر حرکات مختلف در آزمون MVC نشان داد که احتمالاً اکستنشن دمر تنه در بررسی MVC عضلات لانجیسموس و مولتی‌فیدوس و هر دو حرکت اکستنشن دمر و خمیده تنه در بررسی MVC عضله ایلیوکوستالیس مناسب‌تر هستند. آزمون Arch نیز در هر سه عضله در اولویت آخر قرار گرفت.

پژوهش‌های مشابه در فرایند اجرا و شرایط آزمودنی بسیار متفاوت هستند و توافق بر وظیفه MVC وجود ندارد (۲۴، ۱۹، ۱۲، ۱۱، ۹، ۴). همچنین، مطالعات کمی به بررسی الکترومایوگرافی در حین بارگذاری ستون مهره‌های کمری در افراد جوان فعال پرداخته است (۱۲). به طور معمول در تحقیقات بار ستون مهره‌های کمری، با نمونه‌برداری از فعالیت گروه عضلانی خلفی ستون فقرات کمری در اکستنشن خمیده تنه گزارش می‌شود (۹، ۸، ۱۹). اما پژوهش‌های MVC روی فعالیت عضلات خلفی ستون مهره‌ها، اکستنشن دمر تنه و Arch را پیشنهاد کرده‌اند (۲۴، ۱۶، ۱۳، ۱۲). به دلیل تفاوت‌های روش‌شناسی میان مطالعات موجود، مقایسه نتایج تحقیقات و ارایه یک روش استاندارد دشوار است. نتایج پژوهش حاضر روی افراد جوان فعال نشان داد که مقاومت دستی به اکستنشن دمر تنه روش مناسبی برای گزارش MVC در عضلات لانجیسموس، ایلیوکوستالیس و مولتی‌فیدوس در ناحیه کمری بود؛ هرچند در مورد عضله ایلیوکوستالیس اکستنشن خمیده تنه تفاوت معنی‌داری با اکستنشن دمر تنه نشان نداد.

تفاوت نتایج مطالعه حاضر با یافته‌های تحقیقات گذشته احتمالاً به اختلاف در راهکارهای به کارگیری عضلات در افراد فعال مربوط است (۲۴). علاوه بر این، افزایش سطح مقطع عضلات، می‌تواند منجر به پیش‌فشار فیبرها و تغییر در طول عضله، طول اهرم‌های عضلانی و راستای فیبرهای عضلانی شود. وجه تمایز پژوهش حاضر در مقایسه با مطالعات مشابه، کنترل میزان چربی زیرپوستی در معیارهای ورود به تحقیق و درصد پایین چربی بدن در افراد جوان فعال بود که منجر به بهبود کیفیت داده‌های sEMG شد؛ برخلاف پژوهش‌های پیشین که به طور عمده بر افراد عادی سالم (۲۴، ۱۴، ۱۲، ۱۱) یا بیماران (۹، ۴) تمرکز داشتند و اطلاعاتی در مورد سطح آمادگی بدنی شرکت‌کنندگان ارایه ندادند و شرایط آنتروپومتریک محدود به قد و وزن بود.

در مطالعه حاضر، به طور خاص هر سه عضله کمری به صورت مستقل بررسی گردید؛ در صورتی که در تحقیقات گذشته به مجموع سطح فعالیت ارتکوز اسپینا توجه شده بود (۱۶، ۱۲، ۱۱). شرکت‌کنندگان تحقیق حاضر از نظر سطح آمادگی بدنی در شاخص قدرت و آنتروپومتریک همگن بودند و داده‌های sEMG آن‌ها در تمامی حرکات سویه و سطح فعالیت عضلانی مشابهی را نشان داد؛ ویژگی که در ادبیات پژوهش کمتر مشاهده شده است (۱۶، ۱۴، ۱۱، ۴). در مطالعه حاضر، مردان به دلیل در دسترس بودن و با درصد چربی کمتر و قدرت عضلانی بالا انتخاب شدند؛ در حالی که تحقیقات پیشین به طور عمده زنان را مورد بررسی قرار داده بود (۱۴، ۱۲). این یافته‌ها می‌تواند در اعتبارسنجی مدل‌های بیومکانیکی و همچنین، در طراحی برنامه‌های تمرینی هدفمند برای افراد فعال بدنی نقش مؤثری داشته باشد. با توجه به میانگین و کوچک بودن دامنه تغییرات که متضمن ثبات داده‌ها می‌باشد، وظیفه اکستنشن دمر به عنوان روش پیشنهادی برای دستیابی به MVC در شرکت‌کنندگان فعال پیشنهاد می‌گردد.

### محدودیت‌ها

عضلات قوی‌تر، سیگنال واضح‌تر دارند و درصد کم چربی، نویز و Cross Talk

نظرات داوران: امیر صادقی گل‌افزانی، رغد معمار

خوارزمی می‌باشد و بدون حمایت مالی انجام شده است. دانشگاه خوارزمی در جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و گزارش آن‌ها، تنظیم دست‌نوشته و تأیید نهایی مقاله برای انتشار اعمال نظر نداشته است.

### منابع مالی

این مطالعه برگرفته از بخشی از اطلاعات مستخرج از رساله مقطع دکتری تخصصی بیومکانیک ورزشی با شماره ۲۶۹۸۸ و کد اخلاق IR.KHU.REC.1403.152، مصوب دانشکده تربیت و علوم ورزشی دانشگاه

### تعارض منافع

نویسندگان دارای تعارض منافع نمی‌باشند.

### References

1. Disselhorst-Klug C, Williams S. Surface Electromyography Meets Biomechanics: Correct Interpretation of sEMG-Signals in Neuro-Rehabilitation Needs Biomechanical Input. *Front Neurol*. 2020; 11: 603550.
2. Avdan G, Onal S, Smith BK. Normalization of EMG Signals: Optimal MVC Positions for the Lower Limb Muscle Groups in Healthy Subjects. *J Med Biol Eng*. 2023; 43(2): 195-202.
3. De Luca CJ. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *J Appl Biomech*. 1997; 13(2): 135-63.
4. Ng JKF, Kippers V, Parnianpour M, Richardson CA. EMG activity normalization for trunk muscles in subjects with and without back pain. *Med Sci Sports Exerc*. 2002; 34(7): 1082-6.
5. Chen YL, Liao YH, Chen YL, Liao YH. Differential Back Muscle Flexion-Relaxation Phenomenon in Constrained versus Unconstrained Leg Postures. *Bioengineering* 2024; 11(7): 736.
6. Granata KP, Marras WS. The influence of trunk muscle coactivity on dynamic spinal loads. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1995; 20(8): 913-9.
7. Burden A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2010; 20(6): 1023-35.
8. Jia B, Kim S, Nussbaum MA. An EMG-based model to estimate lumbar muscle forces and spinal loads during complex, high-effort tasks: Development and application to residential construction using prefabricated walls. *Int J Ind Ergon*. 2011; 41(5): 437-46.
9. Alemi MM, Banks JJ, Lynch AC, Allaire BT, Boussein ML, Anderson DE. EMG Validation of a Subject-Specific Thoracolumbar Spine Musculoskeletal Model during Dynamic Activities in Older Adults. *Ann Biomed Eng*. 2023; 51(10): 2313-22.
10. Gardner-Morse M, Stokes IAF, Laible JP. Role of muscles in lumbar spine stability in maximum extension efforts. *J Orthop Res*. 1995; 13(5): 802-8.
11. Al-Qaisi S, Saba A, Alameddine I. Electromyography analysis: Comparison of maximum voluntary contraction exercises for the latissimus dorsi. *Work*. 2022; 71(3): 803-8.
12. Vera-Garcia FJ, Moreside JM, McGill SM. MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010; 20(1): 10-6.
13. Jackson JA, Mathiassen SE, Callaghan JP, Dempsey PG. Precision based guidelines for sub-maximal normalisation task selection for trunk extensor EMG. *Journal of Electromyography and Kinesiology [Internet]*. 2017; 37: 41-51.
14. Biviá-Roig G, Lisón JF, Sánchez-Zuriaga D. Determining the optimal maximal and submaximal voluntary contraction tests for normalizing the erector spinae muscles. *PeerJ*, 2019; 2019(10): e7824.
15. Nussbaum MA, Chaffin DB. Lumbar muscle force estimation using a subject-invariant 5-parameter EMG-based model. *J Biomech*. 1998; 31(7): 667-72.
16. Richardson C. EMG study of erector spinae and multifidus in two isometric back extension exercises. *Aust J Physiother*. 1994; 40(2): 115-21.
17. American College of Sports Medicine, Liguori G, Feito Y, Fountaine C, Roy B. ACSM's guidelines for exercise testing and prescription. 11th ed. Philadelphia (PA): Wolters Kluwer; 2022.
18. McLester CN, Nickerson BS, Kliszczewicz BM, McLester JR. Reliability and Agreement of Various InBody Body Composition Analyzers as Compared to Dual-Energy X-Ray Absorptiometry in Healthy Men and Women. *Journal of Clinical Densitometry*. 2020; 23(3): 443-50.
19. Arjmand N, Gagnon D, Plamondon A, Shirazi-Adl A, Larivière C. Comparison of trunk muscle forces and spinal loads estimated by two biomechanical models. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2009; 24(7): 533-41.
20. Tankisi H, Burke D, Cui L, de Carvalho M, Kuwabara S, Nandedkar SD, et al. Standards of instrumentation of EMG. *Clinical Neurophysiology*. 2020; 131(1): 243-58.
21. Rodriguez-Falces J, Malanda A, Mariscal C, Navallas J. The filling factor of the sEMG signal at low contraction forces in the quadriceps muscles is influenced by the thickness of the subcutaneous layer. *Front Physiol*. 2023; 14: 1298317.
22. Sawilowsky SS. New Effect Size Rules of Thumb. *Journal of Modern Applied Statistical Methods*. 2009; 8(2): 26.
23. Lakens D. Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: A practical primer for t-tests and ANOVAs. *Front Psychol*. 2013; 4(NOV): 62627.
24. Al-Qaisi SK, Saba A, Alameddine I. Evaluation of recommended maximum voluntary contraction exercises for back muscles commonly investigated in ergonomics. *Theor Issues Ergon Sci*. 2021; 22(3): 261-73.

## Comparison of Tasks to Determine Maximum Voluntary Contraction of Lumbar Muscles in Physically Active Men: Cross-Sectional Study

Amir Sadeghi-Golafzani<sup>1</sup>  , Raghad Mimar<sup>2</sup>  

### Short Communications

#### Abstract

**Introduction:** Surface electromyography (sEMG) is commonly used to assess muscle activity; however, accurate interpretation requires normalization. The maximal voluntary contraction (MVC) is the most widely applied approach for this purpose although selecting an appropriate task to achieve MVC, particularly in the posterior muscles of lower back, remains challenging. This study aimed to compare tasks used to apply manual resistance for determining MVC in physically active men with the goal of enhancing the reliability of sEMG normalization in spine-related research.

**Materials and Methods:** Eight young physically active men participated in this study. The longissimus, iliocostalis, and multifidus muscle activities were assessed using sEMG. Manual resistance for achieving MVC was applied during prone trunk extension, declined trunk extension, and the arch test. One-way analysis of variance (ANOVA), Bonferroni post-hoc test, and Cohen's effect size were used for data analysis.

**Results:** The ANOVA results revealed significant differences among MVC tasks for the longissimus, iliocostalis, and multifidus muscles ( $P < 0.05$ ). Bonferroni's post-hoc analysis showed that prone trunk extension exhibited significantly different MVCs from other tasks for the longissimus. Additionally, for the multifidus and iliocostalis muscles, MVC during the prone trunk extension task was significantly different from that of the arch task ( $P < 0.05$ ). Cohen's effect size indicated that prone trunk extension, for the longissimus and multifidus, had a much greater effect than other tasks. However, in the iliocostalis muscle, the declined trunk extension and prone trunk extension tasks showed similar results, with no significant difference between them.

**Conclusion:** Manual resistance against prone trunk extension apparently emerges as the most effective task for achieving MVC in longissimus, iliocostalis, and multifidus muscles in the lumbar spine, highlighting its reliability for normalizing sEMG in physically active men.

**Keywords:** Surface electromyography; Spine; Muscle contraction; Paraspinal muscles

**Citation:** Sadeghi-Golafzani A, Mimar R. Comparison of Tasks to Determine Maximum Voluntary Contraction of Lumbar Muscles in Physically Active Men: Cross-Sectional Study. J Res Rehabil Sci 2024; 20.

Received date: 31.12.2023

Accept date: 04.02.2024

Published: 03.04.2024

1- PhD Candidate, Department of Biomechanics and Sports Injuries, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran

2- Assistant Professor, Department of Biomechanics and Sports Injuries, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran

**Corresponding Author:** Raghad Mimar; Assistant Professor, Department of Biomechanics and Sports Injuries, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran; Email: rmimar@khu.ac.ir