مجله علوم پزشکی مدرس: آسیب‌شناسی زیستی
دوره ۱۳، شماره ۱: از ۶۹-۷۸
بهار ۱۳۸۹

تکرارپذیری آزمون حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک در وضعیت «Empty can» در الکترومیوگرافی سطحی عضلات شانه

فریبا قادری[1*]، امیرمسعود عرب[2]، افسون نودهی‌مقدم[2]، مهدی رهگذر[3]

۱- دانشجوی دکتری، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز، تبریز، ایران
۲- استادیار، گروه فیزیوتراپی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی ، تهران، ایران
۳- استادیار، گروه آمار، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی ، تهران، ایران

دریافت مقاله: ۸۸/۰۹/۲۴ پذیرش مقاله: ۸۸/۱۱/۱۷

چکیده

هدف: با توجه به استفاده وسیع از مطالعات الکترومیوگرافی کینزیولوژیک، نرمال‌سازی داده‌های خام هر عضله، برای امکان مقایسه صحیح مقادیر حاصله از افراد و عضلات مختلف ضروری است. رایج‌ترین روش نرمال‌سازی داده‌ها، استفاده از حداکثر فعالیت انقباض ارادی ایزومتریک عضلات در وضعیت از پیش تعریف شده به‌عنوان علامت الکترومیوگرافی مرجع است. مطالعه حاضر با هدف بررسی تکرارپذیری حداکثر فعالیت انقباض ارادی ایزومتریک عضلات شانه در وضعیت آزمون Empty can و بررسی ارتباط آن با حداکثر فعالیت انقباض ارادی ایزومتریک عضلات شانه انجام شد.

مواد و روش‌ها: ثبت سطحی فعالیت الکترومیوگرافی از ٤ عضله (دلتوئید قدامی، میانی و تراپزیوس فوقانی و تحتانی) در ۲۰ فرد سالم (۱۰ زن و ۱۰ مرد، در دامنه سنی ۸/۹۲±۳۱/۲۵) صورت گرفت و نیروی عضلانی توسط دستگاه دینامومتر ثبت شد. در هر بررسی سه تکرار صورت گرفت.

نتایج: طبق نتایج به‌دست آمده سطح تکرارپذیری در همان روز قابل قبول (۹۵ درصد<ICC) ولی در بررسی تکرارپذیری در جلسه بعد، ICC از سطح پایینی برخوردار بود.

حداکثر نیروی عضلانی دینامومتر با حداکثر فعالیت انقباض ارادی ایزومتریک عضلات شانه ارتباط معنی‌داری نداشت.

نتیجه‌گیری: به‌نظر می‌رسد نتایج تکرارپذیری به دلیل تفاوت در نحوه قرارگیری الکترودها در روزهای مختلف و شرایط فیزیکی و روانی افراد در ترتیب و مقدار عملکرد عضلات در فعالیت مورد بررسی و دامنه حرکتی وسیع شانه و حرکات جبرانی است.

کلیدواژگان: شانه، الکترومیوگرافی، تکرارپذیری، حداکثر فعالیت انقباض ارادی ایزومتریک

۱- مقدمه

استفاده از الکترو میوگرافی (Electromyography: EMG) برای مطالعه عملکرد عضلات به‌طور وسیع از سال ۱۹٤٤ شروع شده است [۱]. ولی محدودیت مطالعات EMG کینزیولوژیک (Kinesiologic EMG)، مقایسه مقادیر به‌دست آمده از عضلات افراد مختلف یا عضلات مختلف یک فرد یا همان عضله در روزهای مختلف است. این اختلاف ممکن است به دلیل تفاوت‌های جزئی در راستای قرارگیری فیبرهای عضله، نحوه قرارگیری الکترودها و جنس آن‌ها باشد [۲-٤].

*نشانی مکاتبه: تبریز، دانشگاه علوم پزشکی تبریز، دانشکده علوم توانبخشی، گروه فیزیولوژی، کدپستی: ٥١٥٧٦٣٥٤١١
Email: Ghaderimailbox@gmail.com

[Downloaded from mjms.modares.ac.ir on 2025-08-06]

نرمال‌سازی علایم EMG با تبدیل داده‌های مطلق به داده‌های نسبی براساس یک فعالیت الکتریکی مبدأ صورت می‌گیرد و برحسب درصدی از آن، مقدار مبدأ بیان می‌شود [۵].

رایج‌ترین روش استفاده از فعالیت ارادی حداکثر در انقباض ایزومتریک از پیش تعریف شده است [۶-۹].

نرمال‌سازی داده‌های EMG برای مقایسه صحیح علایم بین افراد، عضلات و جلسات مختلف ارزیابی لازم است. با این حال وضعیت اختصاصی آزمون برای تولید حداکثر فعالیت ایزومتریک ارادی عضله هنوز مورد توافق همه محققین نیست. برخی محققین به‌طور کلی وضعیتی مطابق با میانه دامنه حرکتی را برای آزمون پیشنهاد می‌کنند [۷، ۱۰] و برخی دیگر برای هر عضله وضعیت‌های اختصاصی توضیح داده‌اند [۱۱، ۱۲].

در مطالعاتی که برای بررسی وضعیت‌های آزمون حداکثر فعالیت ایزومتریک ارادی در عضلات اطراف شانه صورت گرفته است، به این نتیجه رسیده‌اند که در بسیاری از وضعیت‌های آزمون مطرح شده، بیشتر از یک عضله به‌طور همزمان به فعالیت حداکثر می‌رسد و برای یک عضله خاص مطرح نیست [۱۱-۱۳].

در مطالعه اخیر بوتچر (Boettcher) و همکاران (۲۰۰۸) که در بررسی دوازده عضله اطراف شانه در پانزده آزمون حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک انجام شد، در چهار وضعیت، نه عضله به‌طور همزمان به حداکثر فعالیت ارادی خود رسیدند [۱۲].

وضعیت ابداکسیون (Abduction) ۹۰ درجه در شانه در صفحه اسکاپولا (Scapula) همراه با چرخش به داخل شانه و صاف شدن آرنج که به‌نام «Empty Can» مطرح شده است، یکی از آزمون‌هایی است که می‌تواند عضلات سوپرااسپیناتوس (Superaspinatus)، تراپزیوس (Trapezius) فوقانی و میانی و تحتانی، سراتوس آنتریور (Seratus anterior)، دلتوئید (Deltoid) قدامی، میانی و خلفی و ساب‌اسکاپولاریس (Subscapularis) فوقانی را به حداکثر فعالیت برساند [۱۲].

مطالعه کلی (Kelly) و همکاران نیز (۱۹۹۶) به نتایج مشابهی اشاره کرده است. در ابداکسیون ۹۰ درجه شانه در صفحه اسکاپولا با درجات مختلف چرخش در شانه (۴۵+ / ۰ / ۴۵-)، فعالیت EMG بیشتر عضلات مورد ارزیابی که دلتوئید قدامی، میانی و خلفی را نیز شامل می‌شد، حداکثر بود [۱۱]. در این تحقیق حداکثر نیروی ایزومتریک عضله به‌وسیله دستگاه آنالیزر قدرت ایزوبکس (Isobex Strength Analyzer) ارزیابی شد ولی ارتباط نتایج این ارزیابی با حداکثر فعالیت EMG ثبت شده در عضلات مختلف بررسی نشد.

در بررسی تکرارپذیری در افراد مورد آزمون، تکرارپذیری بالایی در بررسی یک روز و تکرارپذیری کمتری در بررسی روزهای مختلف نشان داده شد [۱۱].

در مطالعات دیگر نتایج مشابه در مورد تکرارپذیری تأیید شده است [۱۴، ۱۵] که به نداشتن استاندارد مناسب و معتبر برای وضعیت آزمون در روزهای مختلف نسبت داده شده است.

در حالی که در صورت استفاده از آزمون حداکثر انقباض ارادی به‌عنوان یک مبدأ در نرمال‌سازی داده‌ها، این کمیت باید تکرارپذیری قابل قبولی داشته باشد.

در برخی از مطالعات از انقباضات زیر بیشینه ایزومتریک (۳۰ و ۵۰ درصد حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک) برای نرمال‌سازی داده‌ها استفاده کرده‌اند و ادعا شده است از تکرارپذیری بهتری برخوردار است [۷، ۱۴، ۱۶].

تکرارپذیری آزمون‌های نرمال‌سازی در شانه نیاز به درک دو نکته دارد:

یکی این که هیچ آزمونی نمی‌تواند فقط یک عضله خاص را در همه افراد فعال کند و حداکثر فعالیت ارادی ایزومتریک، یک عضله در واقع همزمان با برخی عضلات دیگر در آزمون مورد نظر اتفاق می‌افتد و دوم این که آزمون‌ها باید دقیق انجام شود. به دلیل حرکت پر دامنه شانه، فرد به راحتی می‌تواند از حرکات جبرانی که نتیجه ارزیابی را عوض خواهد کرد، استفاده کند؛ بنابراین شخص باید در طول انجام آزمون به دقت تحت نظر باشد [۱۲].

براساس این مطالعات می‌توان نتیجه گرفت که حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک با استفاده از یک آزمون استاندارد،

[Downloaded from mjms.modares.ac.ir on 2025-08-06]

امکان مقایسه و تفسیر نتایج بررسی‌های مختلف را با اطمینان و دقت بیشتری فراهم می‌آورد.

این مطالعه روش‌شناختی (Methodologic) که به‌عنوان بخشی از یک مطالعه شبه‌تجربی صورت گرفت، با هدف بررسی تکرارپذیری آزمون حداکثر فعالیت ارادی ایزومتریک عضلات اطراف شانه در وضعیت استاندارد مورد تأیید مطالعات مختلف «Empty Can» در یک روز و روزهای مختلف انجام شد. بررسی ارتباط فعالیت EMG عضلات مورد ارزیابی با نیروی انقباضی عضلات در وضعیت آزمون، هدف فرعی این مطالعه بود.

۲- مواد و روش‌ها

در این مطالعه ۲۰ نفر (۱۰ زن و ۱۰ مرد) فرد سالم در دامنه سنی ۱۹ تا ۵۳ و متوسط ۸/۹۲±۳۱/۲۵ شرکت کردند.

هر فرد بعد از تکمیل یک موافقت‌نامه آگاهانه وارد مطالعه شد و توسط محقق مورد معاینه تکمیلی شانه و گردن و تکمیل پرسش‌نامه مربوط قرار گرفت و در صورت وجود هرگونه سابقه قبلی از آسیب‌شناسی شانه یا احتمال وجود تاندونیت (Tandonitis) یا کپسولیت (Capsulitis) شانه، بی‌ثباتی یا گیرافتادگی در شانه از مطالعه حذف شد [۱۳].

ثبت فعالیت الکترومیوگرافی با استفاده از روش دو قطبی با الکترودهای سطحی از جنس Ag/Agcl ساخت شرکت Swaromed سوئیس به قطر ٤ سانتی‌متر و بخش مرکزی به قطر ۲ سانتی‌متر صورت گرفت که در این مطالعه برای جلوگیری از پدیده همپوشانی (Crosstalk) بعد از برش اطراف الکترود، فقط بخش مرکزی برای ثبت استفاده شد.

نحوه و مبنای انتخاب عضلات برای ارزیابی الگوی فعالیت عضلانی به شرح زیر است:

۱- عضلات حرکت‌دهنده اصلی که عضلات دلتوئید قدامی و میانی در این مطالعه بررسی شد.

۲- عضلات ثبات‌دهنده کمربند شانه‌ای که عضله تراپزیوس فوقانی در این مطالعه بررسی شد.

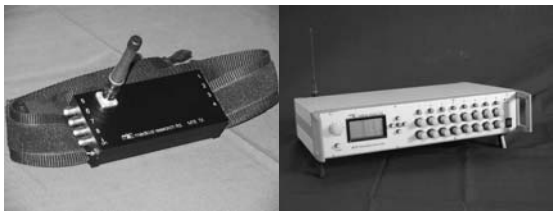
۳- عضلات هدایت‌کننده کتف و بازو که عضله تراپزیوس تحتانی در این مطالعه به‌عنوان هدایت‌کننده کتف بررسی شد.

عضلات ثبات‌دهنده کتف عضلانی هستند که به‌عنوان عضلات پیش‌عمل کننده (pre stage activation) و با هدف ثبات جزء پروگزیمال (Proximal) برای انجام حرکت در الگوهای حرکتی آزاد، عمل کنند.

عضلات هدایت‌کننده با هدف تنظیم رابطه حرکتی بین اجزای الگوی حرکتی و در طول الگوی حرکتی وظیفه‌شان حفظ بهترین موقعیت اجزای عمل کننده با یکدیگر است.

عضلات حرکت‌دهنده اصلی به‌عنوان عضلاتی که به اجزای الگو تحرک می‌بخشند تعریف می‌شوند. طبیعی است که انتظار داشته باشیم در الگوهای حرکتی، توالی زمانی وارد عمل شدن عضلات به شکل عضلات ثبات‌دهنده سپس عضلات هدایت‌کننده و در نهایت عضلات حرکت دهنده باشد [۱۷].

دستگاه مورد استفاده، سیستم تله‌متری MT8 ساخت شرکت Mie انگلیس بود. این دستگاه دارای یک واحد انتقال‌دهنده اطلاعات و یک واحد دریافت‌کننده و سیستم پری‌آمیلی‌فایر (Preamplifier system) است که در این مطالعه در ٤ کانال مورد بررسی با بهره (gain) ۱۰۰۰× استفاده شد و فعالیت عضلات مورد نظر ثبت و آنالیز با نرم‌افزار Myodat تحت Windows XP انجام شد [۱۸] (شکل ۱).



شکل ۱ دستگاه MT8 EMG

فرکانس نمونه‌گیری در این مطالعه ۱۵۰۰ هرتز و زمان ثبت علامت ۱۰ ثانیه تعریف شد. داده‌های EMG از عضلات شانه سمت غالب افراد ثبت شد [۱۹]. عضلات دلتوئید قدامی و میانی و تراپزیوس فوقانی و تحتانی ارزیابی شدند.

[Downloaded from mjms.modares.ac.ir on 2025-08-06]

ثبت نیروی عضلانی از طریق دستگاه دینامومتر CAS ساخت شرکت Mie انگلیس صورت گرفت. این دستگاه نیرو را برحسب نیوتن یا کیلوگرم نمایش می‌دهد که در این تحقیق از مقیاس کیلوگرم استفاده شد (شکل ۲).

شکل ۲ دستگاه دینامومتر CAS

مرحله اول شامل جمع‌آوری اطلاعات از طریق پرسش‌نامه برای بررسی اطلاعات فردی بود. سپس معاینه بالینی صورت گرفت و سپس فرد برای نصب الکترودهای سطحی ثبت EMG آماده شد. در آماده‌سازی پوست فرد برای ثبت، موارد زیر برای تمامی افراد انجام شد.

۱- تمیز کردن پوست از موها (Shaving): در اکثر موارد برای رعایت بهداشت از فرد خواسته شد که روز قبل این‌کار را انجام دهد.

۲- تمیز کردن پوست با الکل و استون

۳- چسباندن الکترودها

در EMG سطحی و به‌ویژه در پری‌آمپلی‌فایر تفاضلی (Differential) معمولاً از دو الکترود ثبات و یک الکترود رفرنس برای ثبت علامت از عضله مورد نظر استفاده می‌شود، در سیستم‌های EMG کینزیولوژیک چند کاناله معمولاً برای هر ثبت، دو الکترود ثبات و یک الکترود رفرنس برای تمام موارد استفاده می‌شود ولی از مزیت‌های سیستم مورد استفاده در این تحقیق، وجود الکترود رفرنس برای هر کانال ثبت به‌طور جداگانه بود که خود سبب کاهش بیشتر نویز (Noise) می‌شود.

با توجه به محدودیت دستگاه از نظر پری‌آمپلی‌فایرهای موجود با حساسیت، ۱۰۰۰× که در این تحقیق لازم بود، ٤ عضله بررسی شد.

در این تحقیق، الکترودگذاری براساس روش دیلوکا (Deluca) و باسماجیان (Basmajian) بود [۲۰]. ابتدا یک انقباض ایزومتریک به‌منظور پیدا کردن حجم عضله گرفته شد و سپس با در نظر گرفتن نحوه قرارگیری راستای فیبرهای عضلانی هریک از عضلات، الکترودها به موازات فیبرهای عضله قرار گرفت.

الکترودهای ثبت در حد فاصل مرکز ناحیه عصب‌دهی و تاندون انتهایی به فاصله مرکز تا مرکز ۲ تا ۲/۵ سانتی‌متر قرار گرفت. الکترود رفرنس دریک سمت دو الکترود مورد نظر و با فاصله یکسان از آن‌ها در کنارشان نصب شد. نحوه قرارگیری الکترودهای ثبت برای عضلات مورد نظر به شرح زیر بود (شکل ۳):

۱- بخش قدامی عضله دلتوئید: الکترودهای بخش قدامی عضله دلتوئید ۳/۵ سانتی‌متر زیر زاویه قدامی اکرومیون (Acromion) قرار داده شد [۲۱].

۲- بخش میانی عضله دلتوئید: الکترودهای بخش میانی عضله دلتوئید در یک چهارم فوقانی حد فاصل اکرومیون تا اوله‌کرانون (Olecranon) در قسمت میانی قرار داده شد [۲۱].

۳- بخش فوقانی عضله تراپزیوس: الکترودهای بخش فوقانی عضله تراپزیوس در ۲ سانتی‌متر سمت خارج نقطه وسط اکرومیون و خار مهره هفتم گردن قرار داده شد [۲۲].

٤- بخش تحتانی عضله تراپزیوس: الکترودهای بخش تحتانی عضله تراپزیوس به‌صورت مایل به سمت بالا و خارج در امتداد خطی که بین خار مهره هفتم توراسیک (Thoracic) و تقاطع خار اسکاپولا و کناره داخلی کشیده می‌شود قرار داده شد [۲۳].

[Downloaded from mjms.modares.ac.ir on 2025-08-06]

با انجام آزمون اختصاصی عضله (Manual Muscle Test: MMT) و مشاهده داده‌های خام EMG در صفحه مونیتور از جاگذاری درست الکترودها اطمینان حاصل شد [۱۱] و سپس وضعیت آزمون به فرد آموزش داده شد.

شکل ۳ محل الکترودگذاری

فرد در حالت نشسته روی صندلی بدون پشتی در سیستم طراحی شده برای ثبت حداکثر انقباض ارادی عضلات در حرکت الویشن (Elevation) شانه در صفحه اسکاپولا قرار گرفت. صندلی با زاویه ۳۰ درجه نسبت به تابلو، روی زمین ثابت شده بود، بنابراین انجام حرکت در صفحه‌ای به موازات تابلویی که پشت فرد قرار داشت به منزله حرکت در صفحه اسکاپولا تلقی شد. فرد با الویشن ۹۰ درجه در شانه همراه با آرنج باز و پرونیشن (Pronation)، دسته ثابت دینامومتر را با حداکثر نیرو به سمت بالا کشید و ۱۰ ثانیه این نیرو را حفظ کرد.

حفظ وضعیت صحیح در تنه، گردن و اندام فوقانی و عدم جایگزینی عضلات دیگر، توسط محقق به‌طور دقیق تحت نظر بود.

هر فرد چندین بار با توضیحات شفاهی محقق و مشاهده حداکثر فعالیت در صفحه مونیتور EMG و مقدار نیرو در نمایشگر دینامومتر، نحوه انجام حداکثر انقباض ایزومتریک را یاد گرفت و بعد از چند دقیقه استراحت آزمون اصلی را انجام داد (شکل ٤).

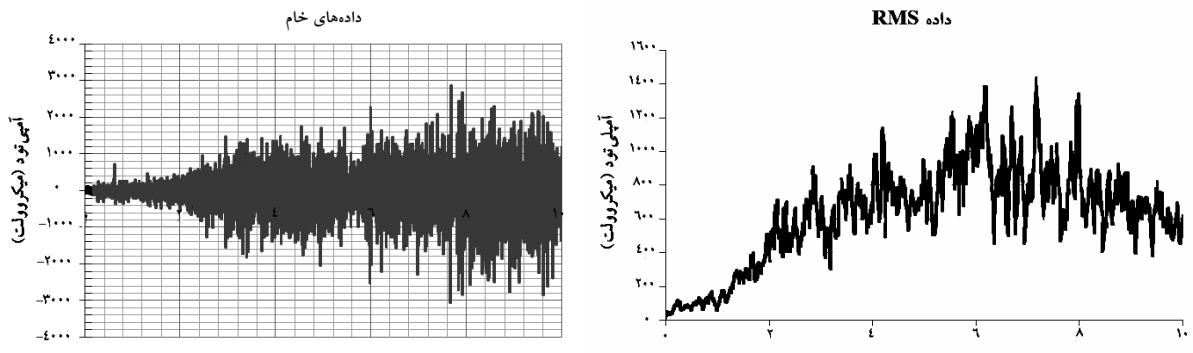
شکل ٤ نحوه انجام آزمون حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی

این آزمون سه بار به فاصله ۱ دقیقه از هم انجام شد. برای بررسی تکرارپذیری اول، فرد در همان روز با حفظ الکترودها روی بدنش بعد از چند ساعت مجدداً ارزیابی قرار شد.

برای بررسی تکرارپذیری دوم در جلسات مختلف بعد از یک روز آزمون تکرار شد. البته تکرارپذیری دوم در جلسات مختلف فقط در ۵ نفر از افراد مورد مطالعه انجام شد.

ابتدا داده‌های خام یکسو و سپس RMS (Root Mean Square) تجزیه و تحلیل شد. در ٦ ثانیه وسط از ۱۰ ثانیه ثبت، حداکثر آمپلی‌تود (Amplitude) فعالیت عضله در زمان آزمون در همه آزمون‌ها استخراج شد و حداکثر آن‌ها در سه آزمون انجام شده به‌عنوان حداکثر آمپلی‌تود انقباض ارادی ایزومتریک عضله به‌همراه حداکثر نیروی ثبت شده در دینامومتر در همان آزمون آنالیز شد.

[Downloaded from mjms.modares.ac.ir on 2025-08-06]



شکل ۵ علامت خام و RMS ثبت شده از عضله دلتوئید قدامی در آزمون MVC (Model View Controller)

جدول ۱ مقادیر متوسط و انحراف معیار متغیرهای مورد بررسی (مقادیر حداکثر آمپلی‌تود MVIC (Maximum Voluntary Isometric Contration) عضلات با BMI استاندارد شده است.)

متغیرهای مورد بررسی	تعداد	متوسط	انحراف معیار
دلتوئید قدامی نرمال شده با BMI- تکرار اول	۲۰	۵۵/۸۲	۲۴/۱۲
دلتوئید قدامی نرمال شده با BMI- تکراردوم	۲۰	۵۲/۶۴	۲۲/۱۲
دلتوئید قدامی نرمال شده با BMI- تکرارسوم	۵	۵۲/۷۴	۱۹/۷۲
دلتوئید میانی نرمال شده با BMI- تکراراول	۲۰	۳۵/۷۱	۱۸/۸۴
دلتوئید میانی نرمال شده با BMI- تکراردوم	۲۰	۳۴/۴۵	۱۹/۲۸
دلتوئید میانی نرمال شده با BMI- تکرارسوم	۵	۳۲/۲۷	۲۲/۷۷
تراپزیوس فوقانی نرمال شده با BMI- تکراراول	۲۰	۴۵/۲۶	۲۸/۳۲
تراپزیوس فوقانی نرمال شده با BMI- تکراردوم	۲۰	۴۴/۵۳	۲۷/۴۶
تراپزیوس فوقانی نرمال شده با BMI- تکرارسوم	۵	۳۲/۸۲	۱۸/۹۲
تراپزیوس تحتانی نرمال شده با BMI- تکراراول	۲۰	۲۷/۵۷	۱۸/۳۱
تراپزیوس تحتانی نرمال شده با BMI- تکراردوم	۲۰	۲۸/۴۲	۱۹/۱۳
تراپزیوس تحتانی نرمال شده با BMI- تکرارسوم	۵	۳۳/۲۸	۲۴/۳۰
نیرو(کیلوگرم) - تکرار اول	۲۰	۶/۹۵	۱/۶۲
نیرو- تکرار دوم	۲۰	۶/۷۲	۱/۵۳
نیرو- تکرار سوم	۵	۶/۲۸	۱/۲۶

۳- نتایج

مقادیر حداکثر آمپلی‌تود انقباض ارادی ایزومتریک عضله با شاخص توده بدنی (Body Mass Index: BMI) استاندارد شد و برحسب درصدی از آن عنوان شد که این روش در مطالعات مختلفی استفاده شده است [۲۴-۲۶].

مقادیر میانگین و انحراف معیار مربوط به متغیرهای مورد ارزیابی در دفعات اندازه‌گیری در بررسی تکرارپذیری اول و دوم در جدول ۱ ذکر شده است.

برای بررسی تکرارپذیری نسبی، با استفاده از نرم‌افزار SPSS، ضرایب تکرارپذیری در یک روز و در روزهای مختلف برای متغیرهای مورد ارزیابی که حداکثر انقباض ارادی

[Downloaded from mjms.modares.ac.ir on 2025-08-06]

ایزومتریک استاندارد شده عضلات دلتوئید قدامی و میانی، تراپزیوس فوقانی و تحتانی و حداکثر نیروی الویشن ایزومتریک شانه سمت غالب بود، از طریق آزمون تکرارپذیری محاسبه شد (جدول‌های ۲ و ۳).

مقادیر ICC (Intra Class Correlation) بالای ۹۵ درصد به‌عنوان مقادیر تکرارپذیر و معنی‌دار تلقی شد.

جدول۲ ضرایب تکرارپذیری و سطح معنی‌داری در بررسی تکرارپذیری در همان روز (مقادیر حداکثر آمپلی‌تود MVIC عضلات با BMI استاندارد شده است.)

متغیر	ICC	P-value	تکرارپذیری نسبی
MVIC دلتوئید قدامی	۰/۹۷۱۷	۰/۰۰۰	بالا
MVIC دلتوئید میانی	۰/۹۷٤٥	۰/۰۰۰	بالا
MVIC تراپزیوس فوقانی	۰/۹٦۲٥	۰/۰۰۰	بالا
MVIC تراپزیوس تحتانی	۰/۹۸٦۹	۰/۰۰۰	بالا
حداکثر نیرو	۰/۹۸٤۹	۰/۰۰۰	بالا

جدول ۳ ضرایب تکرارپذیری و سطح معنی‌داری در بررسی تکرارپذیری در جلسه بعد (مقادیر حداکثر آمپلی‌تود MVIC عضلات با BMI استاندارد شده است.)

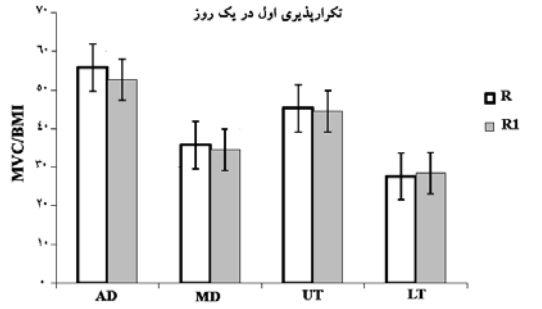
متغیر	ICC	P-value	تکرارپذیری نسبی
MVIC دلتوئید قدامی	-۰/۲۲۸۸	۰/٦٦۸	پایین
MVIC دلتوئید میانی	۰/۹۳٥۰	۰/۰۰۳	بالا
MVIC تراپزیوس فوقانی	۰/۷۲۲۱	۰/۰٥۲	پایین
MVIC تراپزیوس تحتانی	۰/۳۰٤۰	۰/۲۷۹	پایین
حداکثر نیرو	۰/٦۷۲۸	۰/۰۷۱	پایین

برای بررسی ارتباط نتایج EMG و حداکثر آمپلی‌تود انقباض ارادی ایزومتریک استاندارد شده عضلات ثبت شده با حداکثر نیروی ثبت شده از آزمون بررسی ارتباط دو متغیره (Bivariate Correlation) استفاده شد و ضریب پیرسون (Pearson's correlation) و سطح معنی‌داری این آزمون محاسبه شد که در جدول ٤ ذکر شده است.

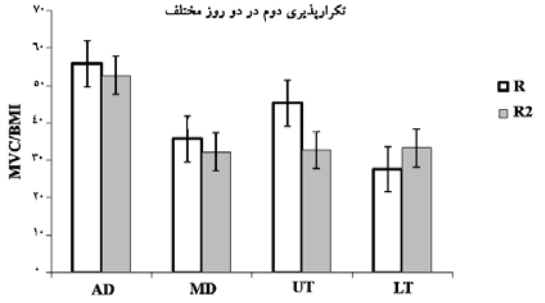
جدول ٤ ضرایب پیرسون و سطح معنی‌داری ارتباط حداکثر نیروی الویشن ایزومتریک شانه و حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (مقادیرحداکثر آمپلی‌تود MVIC عضلات با BMI استاندارد شده است).

متغیر	ضریب پیرسون (ارتباط با نیرو)	سطح معنی‌داری
MVIC دلتوئید قدامی	۰/۲۹۷	۰/۲۰٤
MVIC دلتوئید میانی	-۰/۲۲۷	۰/۳۳٥
MVIC تراپزیوس فوقانی	۰/۰۸۰	۰/۷۳۸
MVIC تراپزیوس تحتانی	۰/۱٤۳	۰/۱٤۳

نمودار ۱ نمایشگر مقادیر حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک عضلات در بررسی تکرارپذیری اول در یک روز است. نمودار ۲ نمایشگر مقادیر حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک عضلات در بررسی تکرارپذیری دوم در دو روز مختلف است.



نمودار ۱ مقادیر حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک عضلات در بررسی تکرارپذیری اول در یک روز



نمودار ۲ مقادیر حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک عضلات در بررسی تکرارپذیری دوم در دو روز مختلف

٤- بحث

نتایج این مطالعه نشان داد که متغیر حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک عضلات مورد بررسی و حداکثر نیروی ثبت شده از تکرارپذیری بالایی در همان روز برخوردارند ولی در روزهای مختلف میزان تکرارپذیری تا حد زیادی کاهش می‌یابد؛ این نتایج در مطالعات مشابه نیز تأیید شده است [۱۱، ۱۲، ۱٤].

به دلیل حرکت پر دامنه شانه، فرد به راحتی می‌تواند از حرکات جبرانی که نتیجه را عوض می‌کند، استفاده نماید. ضمناً

[Downloaded from mjms.modares.ac.ir on 2025-08-06]

عوامل متعدد فیزیولوژیک و بیومکانیک نیز بر آن مؤثر است. نوع الکترودها، نحوه قرارگیری آن‌ها، وضعیت جسمی و روحی فرد، شرایط فیزیکی محیط و نحوه انجام آزمون بر نتایج آن اثر می‌گذارد [۱۱، ۱۲]. با توجه به دقتی که به عوامل قابل کنترل در این مطالعه شد، انتظار می‌رفت نتایج از تکرارپذیری خوبی برخوردار باشد ولی تکرارپذیری در روزهای مختلف در تعداد کمی از افراد مورد مطالعه (۵ نفر) بررسی شد که می‌تواند یکی از علت‌های تکرارپذیری پایین در این بخش از مطالعه باشد. ضمناً در تکرارپذیری در همان روز، الکترودها از سطح پوست بیمار برداشته نشد و این خود به کنترل یکی از مهم‌ترین عوامل مؤثر در تکرارپذیری کمک کرد.

استاندارد کردن آزمون‌های نرمال‌سازی حداکثر انقباض ارادی عضلات در شانه، یک قدم برای حذف متغیرهای تجربی دخیل در مطالعات EMG است که در این صورت می‌توان مطالعات را با اطمینان، دقت و اعتبار بیشتری با هم مقایسه و تفسیر کرد [۱۱].

این نکته که برخی آزمون‌ها مثل «Empty Can» که آزمون مورد استفاده در این مطالعه بوده است یا «Flex 125°» که می‌تواند حداکثر فعالیت ارادی را در بیشتر عضلات به‌وجود آورد [۱۲]، نشان می‌دهد که فعالیت هماهنگ عضلات روتاتورکاف اسکاپولوتوراسیک (Rotatorcaff Scapula Thoracic) و عضلات توراکو اسکاپولو هومرال (Thoraco Scapulo Humeral) برای این فعالیت‌ها لازم است. عضلات توراکو اسکاپولو هومرال در این وضعیت‌ها حداکثر گشتاور را تولید می‌کنند بنابراین عضلات روتاتورکاف و اسکاپولوتوراسیک هم باید حداکثر فعالیت را داشته باشند تا بتوانند ثبات دینامیک را تأمین کرده و سر هومروس (Humerus) و راستای اسکاپولا را حفظ کنند [۱۲].

از نظر بیومکانیک خیلی دور از حقیقت نیست که بزرگترین آمپلی‌تود سوپرااسپیناتوس و دلتوئید میانی در نزدیکی ۹۰ درجه الویشن وجود داشته باشد؛ زیرا در این زاویه بیشترین بار فشارنده (Compressive Load) مفصل و بیشترین جاذبه وجود دارد [۱۷] و نتایج مطالعات دینامیک نیز این نکته را تأیید می‌کند [۱۷، ۲۳].

به همین دلیل باید از همه عضلات در همه آزمون‌ها ثبت صورت گیرد و نه از یک عضله خاص در یک آزمون خاص، زیرا حداکثر فعالیت هر عضله ممکن است در هر یک از این آزمون‌ها اتفاق افتد.

از آن‌جایی که هیچ آزمون خاصی یک عضله را در همه افراد به حداکثر فعالیت نمی‌رساند، فعالیت حداکثر مطلق در همه عضلات در هر فردی از طریق یک آزمون خاص رخ نمی‌دهد و بنابراین باید از یک‌سری آزمون‌های استاندارد برای نرمال‌سازی و مقایسه بین مطالعات EMG شانه استفاده شود که در مطالعه حاضر فقط از یک آزمون استفاده شد و از این نظر، احتمال ضعف وجود دارد.

با وجود این که به گواهی مطالعات قبلی [۱۲، ۱۳]، وضعیت آزمون مورد استفاده در این تحقیق قادر به تولید حداکثر فعالیت در بیشتر عضلات از جمله عضلات مورد بررسی در این مطالعه است ولی استفاده از چند وضعیت آزمون مختلف می‌توانست دلیل محکمی بر این ادعا باشد و پیشنهاد می‌شود در مطالعات بعدی استفاده شود.

در مطالعات مختلف برای ثبت حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک، روش‌های گوناگونی برای اعمال مقاومت به‌کار برده شده که بیشتر آن‌ها روش‌های دستی بوده است که از نظر تکرارپذیری ضعیف است [۱۲، ۱۳] در برخی مطالعات نیز که از روش‌های اعمال مقاومت با دستگاه‌های نیروسنج استفاده شده است [۱۱، ۲۷]، ارتباط این نیرو با حداکثر فعالیت EMG عضلات مورد نظر بررسی نشده است که حاصل این بررسی در مطالعه حاضر ارتباط معنی‌داری را بین نیروی ثبت شده با حداکثر فعالیت EMG هیچ‌یک از عضلات مورد بررسی نشان نداد. ولی به دلیل وجود نداشتن مطالعه‌ای در این مورد، امکان مقایسه این نتایج با مطالعات دیگر وجود ندارد.

به‌نظر می‌رسد نیروی اندام که توسط دینامومتر اندازه‌گیری می‌شود، حاصل انقباض همه عضلات اندام فوقانی است و نقش عضلات پروگزیمال بخشی از فعالیت کلی است که به دلیل تفاوت افراد در نحوه عملکرد و ترتیب وارد عمل

[Downloaded from mjms.modares.ac.ir on 2025-08-06]

شدن و میزان فعالیت عضلات مختلف در این انقباض، ارتباط معنی‌داری با تک تک عضلات مورد بررسی در این تحقیق ندارد.

همان‌طور که اشاره شد، محدودیت مطالعه حاضر، حجم کم نمونه به‌خصوص در بررسی تکرارپذیری دوم است که پیشنهاد می‌شود در مطالعات بعدی نمونه بزرگتری برای مطالعه انتخاب شود. ثبت از هر دو اندام، امکان مقایسه اندام غالب و غیرغالب را نیز فراهم می‌آورد.

به دلیل محدودیت دستگاه در این تحقیق، فقط از ٤ نقطه ثبت استفاده شد که پیشنهاد می‌شود در مطالعات بعدی از عضلات بیشتری ثبت به عمل آید.

استانداردسازی داده‌ها به روشی غیر از شاخص توده حجمی بدن می‌تواند امکان مقایسه دیگری را فراهم آورد که پیشنهاد می‌شود در مطالعات دیگر از آن استفاده شود.

۵- تشکر و قدردانی

این مطالعه با همکاری ارزشمند جمعی از دانشجویان و کارمندان دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی انجام شده است.

٦- منابع

[1] Inman VT, Saunders JB, Abbott LC. Observations of the function of the shoulder joint. 1944. Clin Orthop Relat Res 1996; (330): 3-12.

[2] Giroux B, Lamontagne M. Comparisons between surface electrodes and intramuscular wire electrodes in isometric and dynamic conditions. Electromyogr Clin Neurophysiol 1990; 30(7): 397-405.

[3] Jonsson B, Komi PV. Reproducibility problems when using wire electrodes in electromyographic kinesiology. New Develop in Electromyog and clinical Neurophysiol 1973; 1(1): 540-6.

[4] Kadaba MP, Wootten ME, Gainey J, Cochran GV. Repeatability of phasic muscle activity: performance of surface and intramuscular wire electrodes in gait analysis. J Orthop Res 1985; 3(3): 350-9.

[5] Mirka GA. The quantification of EMG normalization error. Ergonomics 1991; 34(3): 343-52.

[6] Hagberg M, Sundelin G. Discomfort and load on the upper trapezius muscle when operating a wordprocessor. Ergonomics 1986; 29(12): 1637-45.

[7] Westgaard RH. Measurement and evaluation of postural load in occupational work situations. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 1988; 57(3): 291-304.

[8] Yang JF, Winter DA. Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. Arch Phys Med Rehabil 1984; 65(9): 517-21.

[9] Zuniga EN, Simons EG. Nonlinear relationship between averaged electromyogram potential and muscle tension in normal subjects. Arch Phys Med Rehabil 1969; 50(11): 613-20.

[10] Nieminen H, Takala EP, Viikari-Juntura E. Normalization of electromyogram in the neck-shoulder region. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 1993; 67(3): 199-207.

[11] Kelly BT, Kadrmas WR, Kirkendall DT, Speer KP. Optimal normalization tests for shoulder

[Downloaded from mjms.modares.ac.ir on 2025-08-06]

muscle activation: an electromyographic study. J Orthop Res 1996; 14(4): 647–53.

[12] Boettcher CE, Ginn KA, Cathers I. Standard maximum isometric voluntary contraction tests for normalizing shoulder muscle EMG. J Orthop Res 2008; 26(12): 1591-97.

[13] Ekstrom RA, Soderberg GL, Donatelli RA. Normalization procedures using maximum voluntary isometric contractions for the serratus anterior and trapezius muscles during surface EMG analysis. J Electromyogr Kinesiol 2005; 15(4): 418–28.

[14] Kollmitzer J, Ebenbichler GR, Kopf A. Reliability of surface electromyographic measurements. Clin Neurophysiol 1999; 110(4): 725-34.

[15] Marshall P, Murphy B. The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. J Electromyogr Kinesiol 2003; 13(5): 477–89.

[16] Yang JF, Winter DA. Electromyography reliability in maximal and submaximal isometric contractions. Arch Phys Med Rehabil 1983; 64(9): 417-20.

[17] Oatis CA. Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement. Williams & Wilkins: Philadelphia, Lippincott; 2004; p: 231-4.

[18] MyoDat Manual, Application guuid 1998, MIE Company.

[19] Diederichsen LP, Nørregaard J, Dyhre-Poulsen P, Winther A, Tufekovic G, Bandholm T, Rasmussen LR, Krogsgaard M. The effect of handedness on electromyographic activity of human shoulder muscles during movement. J Electromyogr Kinesiol 2007; 17(4): 410–9.

[20] Basmajian JV, DeLuca CJ. Muscles alive: Their functions revealed by electromyography. Sydney: Williams and Wilkins; 1985; p:320-5.

[21] Kelly BT, Kadrmas WR, Speer KP. The manual muscle examination for rotator cuff strength. An electromyographic investigation. Am J Sports Med 1996; 24(5): 581–8.

[22] McLean L, Chislett M, Keith M, Murphy M, Walton P. The effect of head position, electrode site, movement and smoothing window in the determination of a reliable maximum voluntary activation of the upper trapezius muscle. J Electromyogr Kinesiol 2003; 13(2): 169–80.

[23] van der Helm FC. Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. J Biomech 1994; 27(5): 527–50.

[24] Aasa U, Jaric S, Barnekow-Bergkvist M, Johansson H. Muscle strength assessment from functional performance tests: role of body size. J Strength Cond Res 2003; 17(4): 664-70.

[25] Jaric S. Muscle strength testing: use of normalisation for body size. Sports Med 2002; 32(10): 615-31.

[26] Markovic G, Jaric S. Movement performance and body size: the relationship for different groups of tests. Eur J Appl Physiol 2004; 92(1-2):139-49.

[27] Wickham J, Pizzari T, Stansfeld K, Burnside A, Watson L. Quantifying 'normal' shoulder muscle activity during abduction. J Electromyogr Kinesiol 2010; 20(2): 212-22.

[Downloaded from mjms.modares.ac.ir on 2025-08-06]