

Original Article

Electromyographical activity of different sections of deltoid and supraspinatus muscles during dynamic abduction of upper limb in various speeds and loading in healthy adolescent subjects

Soghra Abbasi¹, Nader Farahpou^{1*}, Farid Bahrpeima²

¹ School of Sport Sciences; Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran.

² Department of Physiotherapy, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran.

*Corresponding author; E-mail: naderfarahpour1@gmail.com

Received: 10 September 2016 Accepted: 1 December 2016 First Published online: 22 September 2018
Med J Tabriz Uni Med Sciences Health Services. 2018 October-November; 40(4):46-52

Abstract

Background: Understanding of shoulder muscles function in various dynamic tasks is effective to understand the underlying mechanism of the shoulder injuries in sport activities. The aim of this study was to identify the electrical activity of deltoid and supraspinatus muscles during the fast and slow shoulder abduction with and without an external load in healthy adolescent subjects.

Methods: In 16 females (20-28 years old), using a surface EMG system (MA-300), the activity of deltoid (anterior, medial, and posterior portions), and supraspinatus muscles within 90° of shoulder abduction in slow (22.5 °/s) and fast (45 °/s) movements that were repeated with and without a dumbbell (equal to 5% of body mass) were registration. Repeated Measure ANOVA was used with SPSS-22 for statistics analysis having $p \leq 0.05$.

Results: In slow without load abduction, the intensity of the activity of anterior, medial, and posterior deltoid and supraspinatus Muscles were 18.22 ± 1.92 , 50.55 ± 1.97 , 50.60 ± 17.50 and 39.49 ± 3.78 , microvolt respectively. In with and without load conditions, the posterior and middle deltoid muscles displayed significantly greater activity than the other muscles. Load factor significantly increased the muscle activity by 1.19 times ($P=0.0001$). However, loading effect was greater in posterior deltoid than in other muscles. Speed factor displayed similar effect in all muscles.

Conclusion: The cause of the higher activity of posterior deltoid than anterior deltoid could be specified by the mechanism of external rotation of the humerus during shoulder abduction. The strengthening of posterior deltoid should be noteworthy in rehabilitation shoulder exercises.

Keywords: Electromyography, Shoulder joint, Abduction, Deltoid, Supraspinatus

How to cite this article: Abbasi S, Farahpou N, Bahrpeima F. [Electromyographical activity of different sections of deltoid and supraspinatus muscles during dynamic abduction of upper limb in various speeds and loading in healthy adolescent subjects]. Med J Tabriz Uni Med Sciences Health Services. 2018 October-November;40(4):46-52. Persian.

مقاله پژوهشی

فعالیت الکترومایوگرافی بخش‌های مختلف عضله دلتوئید و فوق‌خاری هنگام آبداکشن پویای اندام فوقانی در سرعت و بارهای متفاوت در افراد جوان سالم

صغری عباسی^۱، نادر فرهپور^{۱*}، فرید بحریما^۲^۱ دانشکده‌ی علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران^۲ گروه فیزیوتراپی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

* نویسنده مسئول؛ ایمیل: naderfarahpour1@gmail.com

دریافت: ۱۳۹۵/۶/۲۰ پذیرش: ۱۳۹۵/۹/۱۱ انتشار برخط: ۱۳۹۷/۶/۳۱

مجله پزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی - درمانی تبریز. ۱۳۹۷ مهر و آبان؛ ۴۰(۴): ۴۶-۵۲

چکیده

زمینه: درک نحوه عملکرد عضلات شانه هنگام حرکات پویای مختلف در درک مکانیسم اساسی آسیب‌های شانه در فعالیتهای ورزشی موثر است. هدف این پژوهش شناسایی فعالیتهای الکتریکی عضلات دلتوئید و فوق‌خاری هنگام آبداکشن آهسته و سریع شانه با و بدون بار خارجی در افراد جوان سالم بود. روش کار: در تعداد ۱۶ دختر ۲۸-۲۰ ساله با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی سطحی (MA-300) فعالیت عضلات دلتوئید (قدامی، میانی، خلفی) و فوق‌خاری هنگام حرکات ۹۰ درجه آبداکشن آهسته (۲۲ درجه بر ثانیه) و تند (۴۵ درجه بر ثانیه) که با و بدون یک دمبل (معادل ۵٪ جرم بدن) تکرار شدند، ثبت گردید. از آنالیز واریانس با اندازه‌گیری‌های تکراری و با سطح معناداری $P \leq 0.05$ برای تحلیل آماری استفاده شد.

یافته‌ها: هنگام آبداکشن با سرعت آهسته بدون بار شدت فعالیت عضلات دلتوئید قدامی، میانی و خلفی و عضله‌ی فوق‌خاری به ترتیب 18.22 ± 1.92 ٪، 50.55 ± 1.97 ٪، 50.60 ± 17.50 ٪ و 39.49 ± 3.78 ٪ میکروولت بود. در حرکت با و بدون بار فعالیت عضلات دلتوئید میانی و خلفی به طور معنی‌داری بیش از فعالیت سایر عضلات بود. عامل بار موجب $1/19$ برابر افزایش در شدت فعالیت عضلات شد ($P=0.0001$) با این وجود، بار تأثیر بزرگتری بر عضله‌ی دلتوئید خلفی نسبت به دیگر عضلات داشت. فاکتور سرعت تأثیر مشابهی را در همه‌ی عضلات نشان داد.

نتیجه‌گیری: علت فعالیت بیشتر دلتوئید خلفی نسبت به دلتوئید قدامی را می‌توان با مکانیسم چرخش خارجی بازو هنگام آبداکشن تبیین نمود. تقویت عضله‌ی دلتوئید خلفی در تمرینات بازتوانی شانه باید مد نظر قرار گیرد.

کلید واژه‌ها: الکترومایوگرافی، مفصل شانه، آبداکشن، عضله دلتوئید، عضله فوق‌خاری

نحوه استناد به این مقاله: عباسی ص، فرهپور ن، بحریما ف. فعالیت الکترومایوگرافی بخش‌های مختلف عضله دلتوئید و فوق‌خاری هنگام آبداکشن پویای اندام فوقانی در سرعت و بارهای متفاوت در افراد جوان سالم. مجله پزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی - درمانی تبریز. ۱۳۹۷؛ ۴۰(۴): ۴۶-۵۲

حق تألیف برای مؤلفان محفوظ است.

این مقاله با دسترسی آزاد توسط دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی - درمانی تبریز تحت مجوز کرییتیو کامنز (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0>) منتشر شده که طبق مفاد آن هرگونه استفاده تنها در صورتی مجاز است که به اثر اصلی به نحو مقتضی استناد و ارجاع داده شده باشد.

مقدمه

سرعت حرکت و یا تأخیر آن ممکن است بروز آسیب شانه را تسهیل نماید (۲۲). Farahpour و همکاران (۱۳۹۴) افزایش فعالیت عضلات شانه هنگام افزایش سرعت و بار را تأیید کردند (۲۳). اما شواهد در این زمینه کافی نیست. تجزیه و تحلیل فعالیت عضلات شانه در افراد سالم و بدون سندرم درد شانه می‌تواند الگوی طبیعی فعالیت عضلانی را شناسایی نماید. این دانش برای تشخیص زود هنگام افراد در ریسک و نیز طراحی تمرینات توانبخشی موثر است. هرچند قبلاً در این زمینه تحقیقاتی انجام شده است، اما غالب آنها به صورت ایستا اجرا شده و به تأثیر متقابل بین عامل سرعت و میزان بار هنگام آبداکشن اشاره‌ای نشده است. این مکانیسم هنوز به وضوح معلوم نیست. هدف پژوهش حاضر شناسایی فعالیت الکترومایوگرافی سه بخش عضله دلتوئید و عضله فوق خاری هنگام الیوشن اندام فوقانی در سطح حرکتی فرونتال، با و بدون بار خارجی در دو سرعت آهسته و تند در افراد سالم بود.

روش کار

این تحقیق از نوع توصیفی، تحلیلی و آزمایشگاهی است. از بین ۴۰ نفر داوطلب زن سالم با انجام معاینات عمومی و ارزیابی وضعیت کمربند شانه‌ای آنها، ۱۶ نفر را که دارای شانه نرمال بودند و بین ۲۰-۲۸ سال سن داشتند، انتخاب شدند. آزمودنی‌ها از جامعه افراد فعال غیر ورزشکار بودند. شرایط پذیرش آزمودنی‌ها عبارت بودند از: داشتن سیستم اسکلتی-عضلانی نرمال، وضعیت شانه‌ها و کف طبیعی، نداشتن سابقه آسیب ارتوپدیک در مفصل شانه، نداشتن ضعف یا بیماری عصبی-عضلانی، نداشتن سابقه ورزش قهرمانی، فقدان برنامه ورزشی مرتب هفتگی طی یک سال گذشته، برخورداری از شاخص توده‌ی بدنی بین ۲۰-۲۵ کیلوگرم بر متر مربع (kg/m^2). اهداف و روش پژوهش برای هر آزمودنی توضیح داده شد و سپس رضایت‌نامه‌ی کتبی مبنی بر موافقت با شرکت در پژوهش از وی اخذ گردید. فعالیت الکتریکی عضلات شانه توسط دستگاه الکترومایوگرافی MA300-16 ساخت آمریکا با الکترودهای دوقطبی سطحی ثبت شد. الکترودهای سطحی دوقطبی از جنس استیل ضد زنگ نقره/کلرید نقره به قطر ۱ سانتیمتر بودند. فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۱۷ میلی‌متر بود. سیگنال‌های الکتریکی با فرکانس ۲۵۰۰ Hz، پهنای باند ۱۲۵۰ Hz ثبت و سپس با فیلترهای پایین‌گذر ۵۰۰ Hz و بالاگذر ۱۰ Hz و فیلتر ۵۰ Hz ناتچ (Notch) (برای حذف نویز وسایل الکتریکی) پردازش شدند. ابتدا پوست محل اتصال الکترودها مطابق توصیه انجمن الکترومایوگرافی اروپا (SENIAM) آماده‌سازی شد (۲۴). برای چسباندن الکترودها از نوار چسب‌های m^3 دو طرفه و باندکشی استفاده گردید. همچنین برای تعیین ابتدا و انتهای حرکت از دستگاه تصویربرداری vicon استفاده شد. این دستگاه دارای چهار دوربین vicon مدل MX T-series با نرخ نمونه‌برداری ۲۰۰ هرتز و مارکرهای منعکس‌کننده‌ی نور با قطر ۱۴ mm بود. در این مطالعه عضلات فوق خاری، دلتوئید قدامی، دلتوئید میانی و دلتوئید خلفی برای اندازه‌گیری انتخاب شدند. محل نصب الکترودها برای هر عضله به شرح زیر بود: برای عضله دلتوئید قدامی الکترودها در جهت تار عضله، به اندازه ۱۵mm جلوتر و پایین‌تر از زائده آخرومی قرار گرفت. برای برجسته

الیوشن (Elevation) شانه یک حرکت کاربردی مهم در فعالیت‌های زندگی روزمره مثل لباس پوشیدن، حمام رفتن، شانه کردن، غذا خوردن، کارکردن و همچنین در فعالیت‌های ورزشی است (۱ و ۲). در این حرکت عضلات rotator cuff (شامل فوق خاری، تحت خاری، گرد کوچک، تحت کتفی) تثبیت‌کننده و عضلات دلتوئید جزء حرکت دهنده‌های اصلی شانه به حساب می‌آیند. البته عضله‌ی فوق خاری علاوه بر تثبیت مفصل در حرکت آبداکشن آن نیز نقش ایفا می‌کند (۹-۳). زمانی که بازو بالا آورده می‌شود گشتاور خارجی مفصل شانه در آبداکشن ۹۰ درجه بیشترین مقدار است و به همین خاطر فعالیت عضلات نیز به منظور جبران این گشتاور خارجی افزایش می‌یابد. در حرکت آبداکشن سر استخوان بازو توسط تثبیت‌کننده‌ها (Rotator cuffs) به درون حفره‌ی گلتوئید فشرده می‌شود. این عمل در تعامل با نیروهای حاصل از انقباض همزمان عضلات تحت کتفی و تحت خاری از بخش قدامی و خلفی و نیز توسط فوق خاری از بالا رخ می‌دهد و در نتیجه به خاطر قرارگیری صحیح سطوح مفصلی دامنه حرکتی بهینه می‌گردد. این مکانیسم به طور عمده در برابر جابه‌جایی فوقانی سر بازو مقاومت می‌کند و تا زمانی که نیروی کوپل بین عضلات تحت کتفی و تحت خاری متعادل باشد مفصل با ثبات باقی می‌ماند (۱۲-۱۰). بین عضلات دلتوئید قدامی و دلتوئید خلفی یک الگوی خاص هم‌انقباضی برای اجرای حرکت نرم در مفصل شانه وجود دارد. اما این هماهنگی و هم‌انقباضی بخوبی تبیین نشده است. فقدان یک هماهنگی مطلوب بین بخش‌های مختلف دلتوئید و عضله فوق خاری بروز آسیب در مفصل شانه در حرکات پرتابی را اجتناب‌ناپذیر می‌سازد. همچنین ممکن است فرد در اجرای حرکات با درد شانه مواجه شود. بروز چنین آسیبی بسیار شایع (۶۶٪) است و معمولاً در زنان بیشتر از مردان گزارش شده است و با بالا رفتن سن، این عارضه افزایش می‌یابد (۱۳). مطالعه‌های پیشین تأثیر عملکرد ضعیف عضله‌ی فوق خاری را در تشدید آسیب‌های مفصل شانه تأیید کرده‌اند. این عضله در شرایط مکانیکی ضعیف تنش زیادی را تحمل می‌نماید و پارگی تاندون آن بسیار شایع است (۱۴، ۱۵). پاسچر شانه، بار خارجی، و گرفتن چیزی در دست (گریپ) در شدت فعالیت عضلات تأثیرگذار هستند و الگوی فعالیت عضلات را تغییر می‌دهند (۱۸-۱۶، ۱۲). یافته‌های پیشین گزارش کرده‌اند که همزمان با افزایش بازوی گشتاوری نیروی خارجی، فعالیت عضله‌ی دلتوئید افزایش می‌یابد؛ اما عضله‌ی فوق خاری پاسخ متفاوتی را نشان داده است. به این دلیل که این عضله بسته به شرایط مکانیکی و پاسچر شانه ممکن است فقط نقش تثبیت‌کننده را داشته باشد (۱۹). همچنین افزایش سرعت بالا بردن اندام فوقانی در بار داخلی نقش دارد (۲۱، ۲۰، ۱۶). برای انقباض‌های عضله‌ی دوسر بازویی با استفاده از یک دینامومتر ایزوکتیسیکی گزارش شد که وقتی فاکتور سرعت افزایش یافت، فعالیت الکترومایوگرافی عضلات دلتوئید، روتاتور کاف‌ها، سینه‌ای بزرگ و دوزنقه از ۵۵-۱۰۰٪ افزایش یافت (۱۸). تحقیقات پیشین نشان داده‌اند که در وظیفه‌ی حرکتی فلکشن پویای اندام فوقانی توأم با بار و سرعت، عضله‌ی دلتوئید قدامی بیشترین و عضله‌ی فوق خاری کمترین شدت فعالیت را داشته‌اند، در حالی که فعالیت عضله‌ی فوق خاری در اثر افزایش سرعت و بار افزایش فعالیتی نشان نداد. عدم افزایش شدت فعالیت عضله‌ی فوق خاری متناسب با افزایش بار و

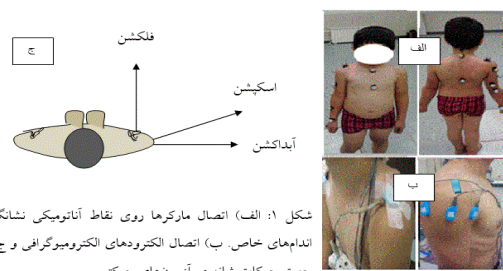
شانه سودمند باشد. قبل از اجرای آزمایش هر آزمودنی حدود ۵ دقیقه به تمرینات گرم کردن، می‌پرداخت. ابتدا متغیرهای آنتروپومتریکی آزمودنی اندازه‌گیری شد. سپس محل دقیق نصب الکترودها مشخص و محل آن با توجه به پروتکل SENIAM آماده‌سازی شد. پس از نصب الکترودها، مارکرهای پاسیو نصب شدند. اندازه‌گیری‌های EMG و کینماتیکی همزمان بودند. سیگنال‌های EMG به وسیله نرم‌افزارهای Nexus و EMG Graphing مورد پردازش قرار گرفتند و سپس بر حسب مقادیر RMS بیشینه MVIC نرمال‌سازی گردیدند. بعد از اتمام آزمایش حرکات شانه، آزمون مربوط به MVIC گرفته شد. تست‌های MVIC برای هر عضله ۳ بار با ۲ دقیقه استراحت بین تکرارها اجرا شد و بزرگترین مقدار RMS به دست آمده از تست‌های MVIC به عنوان مرجع برای نرمال‌سازی در نظر گرفته شد. سپس مقادیر بیشترین RMS تست‌های حرکات شانه بر مقدار مرجع برای هر عضله تقسیم گردید و نسبت بدست آمده به عنوان شدت فعالیت همسان سازی شده ثبت گردید. ابتدا با استفاده از آزمون Shapiro-Wilks نرمال بودن توزیع داده‌ها بررسی گردید. نتایج این بررسی نشان داد که داده‌ها از توزیع نرمال برخوردار هستند. سپس برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از روش آنالیز واریانس با اندازه‌گیری‌های تکراری (Repeat Measures) و با نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ استفاده شد و سطح معناداری در همه موارد $P \leq 0.05$ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

مشخصات آزمودنی‌ها شامل: میانگین قد $161/59 \pm 0/07$ سانتی‌متر، جرم $58/70 \pm 8/28$ کیلوگرم، سن $24/93 \pm 1/80$ سال و شاخص توده‌ی بدنی $22/45 \pm 2/44$ کیلوگرم بر متر مربع بود. نتایج نشان داد که اثر عامل عضله معنادار بود ($F=34/25, P=0/0001$). بر این اساس و بدون در نظر گرفتن اثر عوامل سرعت و بار، عضله‌ی دلتوئید خلفی بیشترین شدت فعالیت (۹۶/۳۱٪ میکرو ولت) و عضله‌ی دلتوئید قدامی کمترین شدت (۴۳/۹۸٪ میکرو ولت) فعالیت را نشان دادند. عضله‌ی دلتوئید قدامی با عضلات دلتوئید میانی و فوق‌خاری تفاوت معناداری را از نظر آماری نشان داد. عضله‌ی دلتوئید خلفی با وجود ماکزیمم شدت فعالیت نسبت به دیگر عضلات، به دلیل بالا بودن خطای استاندارد، با هیچ یک از عضلات تفاوت معناداری را نشان نداد. شدت فعالیت عضلات مختلف در نمودار ۱ نشان داده شده است.

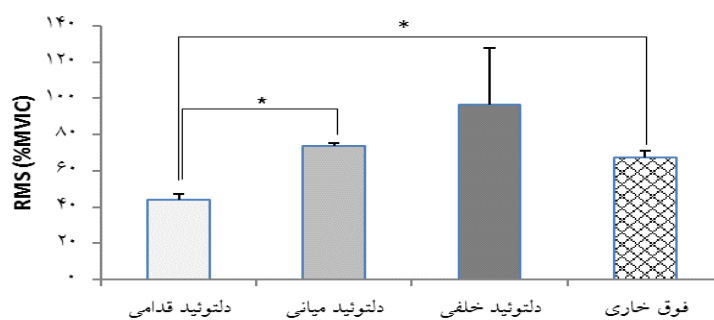
عامل سرعت (آهسته و تند) اثر معناداری در شدت فعالیت عضلات داشت ($F=13/03, P=0/003$). در مجموع شدت فعالیت عضلات در حرکت تند حدود ۰/۱ برابر بیشتر از حرکت آهسته بود. تعامل بین عوامل عضله و سرعت معنادار نبود ($F=0/76, P=0/532$). با افزایش سرعت، شدت فعالیت عضلات یکسان افزایش یافت (نمودار ۲-الف). عامل بار (بدون بار و با بار) اثر معناداری در شدت فعالیت عضلات داشت ($F=83/18, P=0/0001$). در مجموع شدت فعالیت عضلات در حرکت با بار حدود ۱/۱۹ برابر بیشتر از حرکت بدون بار بود. تعامل بین عوامل عضله و بار اثر معنادار بود ($F=6/89, P=0/005$). در واقع اثر بار اضافی در عضلات مختلف متفاوت بود (نمودار ۲-ب). این نتیجه نشان می‌دهد که اثر تعامل سرعت با بار روی عضلات یکسان بوده است. (نمودار ۳).

شدن عضله دلتوئید قدامی حرکت فلکشن با مقاومت انجام شد. در عضله‌ی دلتوئید میانی از زائده‌ی آخرومی به اپی‌کندیل خارجی آرنج یک خط فرضی رسم شد، الکترود حدود ۵-۴ سانتیمتر از زائده آخرومی پایین‌تر و در راستای تار عضله قرار گرفت. برای برجسته شدن عضله‌ی دلتوئید میانی، حرکت آبداکشن با مقاومت انجام شد. در عضله دلتوئید خلفی محل الکترود در جهت تار عضله حدود دو انگشت عقب‌تر از زائده‌ی آخرومی قرار گرفت. برای برجسته شدن عضله دلتوئید خلفی حرکت اکستنشن با مقاومت انجام شد. در عضله فوق‌خاری الکترود در راستای خطی که از بخش فوقانی زائده‌ی آخرومی به مهره‌ی هفتم گردن وصل می‌شود به فاصله ۲ سانتیمتر از زائده‌ی آخرومیون به طرف داخل نصب شد. همچنین یک الکترود مرجع به قطر $2/5$ cm بر روی زائده‌ی آخرومی شانه‌ی چپ قرار داده شد (شکل ۱-الف). برای اندازه‌گیری حرکت اندام فوقانی براساس مدل UPPER LIMB Right تعداد ۱۴ مارکر منعکس‌کننده‌ی نور با قطر ۱۴ میلی‌متر، با چسب دوطرفه به نقاط مانوبریوم جناغ سینه، زائده‌ی خنجری جناغ سینه، مهره‌ی هفتم گردن، مهره‌ی دهم پشتی، زائده‌ی آخرومی سمت راست، کندیل‌های داخلی و خارجی استخوان بازو، وسط استخوان بازو، وسط استخوان ساعد، زوائد نیزه‌ای داخلی و خارجی استخوان‌های زند زیرین و زبرین و آخرین مارکر بر پشت دست روی استخوان کف دستی وسط قرار داده شد (شکل ۱-ب).

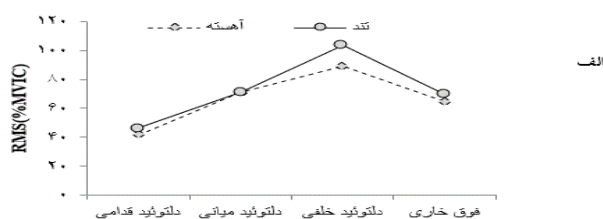


شکل ۱: الف) اتصال مارکرها روی نقاط آناتومیکی نشانگر اندام‌های خاص ب) اتصال الکترودهای الکترومیوگرافی و جهت حرکات شانه در آزمون‌های حرکتی

در این مطالعه وظایف حرکتی شامل چهار حرکت بود که از حالت ایستاده آناتومیکی به شرح زیر انجام می‌شد: الف) آبداکشن اندام فوقانی تا ۹۰ درجه در سطح فرونتال، بدون گرفتن وزنه خارجی و با سرعت آهسته ب) آبداکشن اندام فوقانی تا ۹۰ درجه در سطح فرونتال، بدون گرفتن وزنه خارجی و با سرعت تند ج) آبداکشن اندام فوقانی تا ۹۰ درجه در سطح فرونتال، با یک وزنه معادل $5/5$ جرم بدن فرد و با سرعت آهسته د) آبداکشن اندام فوقانی تا ۹۰ درجه در سطح فرونتال، با یک وزنه معادل $5/5$ جرم بدن فرد و با سرعت تند. هر حرکت ۵ بار تکرار شد، بین هر دو تکرار ۱ دقیقه استراحت داده شد. سرعت حرکت توسط مترونوم مدل oMet-WCE کنترل شد. برای سرعت آهسته مترونوم بر روی ۳۰ تکرار در دقیقه قرار داشت که معادل $22/5$ درجه بر ثانیه بود، و برای سرعت تند مترونوم بر روی ۶۰ تکرار در دقیقه تنظیم شد که معادل ۴۵ درجه بر ثانیه بود (شکل ۱-ج). حرکت آبداکشن تقریباً در تمام ورزش‌هایی که اندام فوقانی در آن درگیر است استفاده می‌شود. شناسایی و تحلیل این حرکت می‌تواند در توسعه برنامه‌های توانبخشی برای بیماران دارای سمپتوم (Symptom) درد شانه و در ورزشکاران برای تقویت



نمودار ۱: میانگین شدت فعالیت عضلات قطع نظر از عوامل سرعت و بار

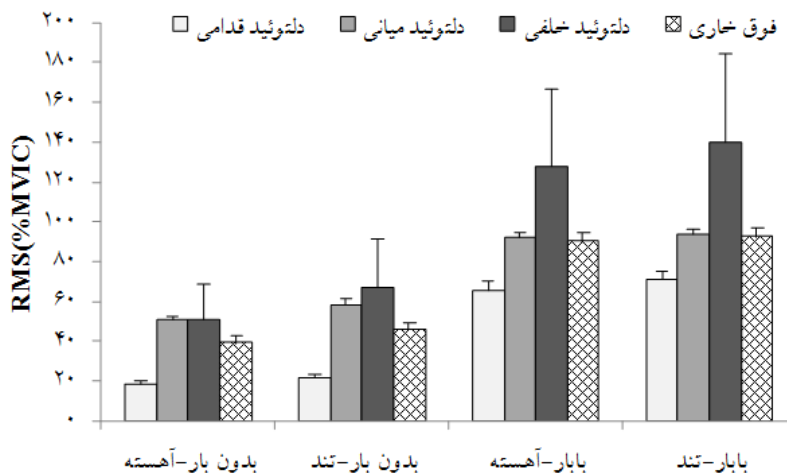


الف



ب

نمودار ۲: تاثیر متقابل الف) عضله*سرعت، ب) عضله*بار تعامل عوامل عضله*سرعت*بار از نظر آماری تفاوت معنادار نبود ($F=2/52, P=0/103$).



نمودار ۳: میانگین شدت فعالیت عضلات با و بدون بار در سرعت‌های آهسته و تند

بحث

سالم بود. نتایج نشان دادند که اثر عامل عضله معنادار بود. بر این اساس و بدون در نظر گرفتن اثر عوامل سرعت و بار، عضله‌ی دلتوئید خلفی بیشترین و عضله‌ی دلتوئید قدامی کمترین شدت فعالیت را نشان دادند.

هدف پژوهش حاضر شناسایی فعالیت الکترومایوگرافی سه بخش عضله‌ی دلتوئید و عضله‌ی فوق خاری هنگام آبداکشن پویای اندام فوقانی با و بدون بار خارجی در دو سرعت آهسته و تند در افراد جوان

نتیجه‌گیری

هنگام آبداکشن با سرعت آهسته و بدون بار فعالیت عضله‌ی دلتوئید قدامی کمتر از دلتوئید خلفی بود. با افزایش سرعت شدت فعالیت عضلات افزایش یافت به طوری‌که عضله‌ی دلتوئید میانی و خلفی بیشترین و دلتوئید قدامی کمترین شدت فعالیت عضلات را داشتند. در اجرای آبداکشن سریع با اضافه کردن بار نیز شدت فعالیت عضلات افزایش یافت به طوری‌که عضله‌ی دلتوئید خلفی بیشترین شدت فعالیت و عضله‌ی دلتوئید قدامی کمترین شدت فعالیت عضلات را نشان دادند. عضله‌ی دلتوئید قدامی با توجه به هم‌انقباضی که با عضله‌ی دلتوئید خلفی دارد، به صورت یک جفت نیرو عمل کرده و مفصل را پایدار نگه می‌دارند، بنابراین فعالیت کمتر دلتوئید قدامی در شرایط بار سنگین ممکن است منجر به دررفتگی و آسیب در مفصل گنوهومرال و همچنین حرکات بی‌نظم و پرتابی اندام فوقانی شود. به همین علت به مربیان ورزشی پیشنهاد می‌شود که در رشته‌های پرتابی تقویت عضله دلتوئید قدامی را به طور ویژه مد نظر قرار دهند. همچنین به فیزیوتراپیست‌ها و حرکت درمان‌ها، توصیه می‌شود در توانبخشی شانه عملکرد عضله دلتوئید قدامی ارزیابی گردد.

قدردانی

نویسندگان این مقاله کمال تشکر و قدردانی را از همکاری مسئولین آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان، جناب آقای دکتر مهدی مجلسی، جناب آقای دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو و همچنین از سرکار خانم دکتر شیرین یزدانی و جناب آقای دکتر سید یاسین حسینی و نیز تمامی افرادی که به عنوان آزمودنی در این پژوهش شرکت کردند دارند. این مقاله برگرفته شده از پایان نامه کارشناسی‌ارشد صغری عباسی، دانشکده‌ی تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه بوعلی‌سینا همدان با کد رهگیری ثبت پایان نامه ۲۱۸۰۰۷۲ می‌باشد.

احتمالاً به دلیل تفاوت در خط عمل عضلات و بازوی گشتاوری متفاوت شدت فعالیت عضلات با هم متفاوت است. فعالیت کمتر عضله‌ی دلتوئید قدامی احتمالاً به این دلیل است که خط کشش این عضله در راستای سطح حرکتی فروتنال نیست و فعالیت بیشتر عضله‌ی دلتوئید خلفی را نیز می‌توان با توأم بودن آبداکشن با چرخش خارجی بازو تبیین نمود. میانگین کل شدت فعالیت عضلات بدون در نظر گرفتن اثر بار با افزایش سرعت، بالا رفت. در واقع با بالا رفتن سرعت حرکتی، عضلات نیرو و واحدهای حرکتی بیشتری را بکار گرفتند تا به این افزایش سرعت پاسخ دهند. همچنین تعاملی بین عوامل عضله و سرعت وجود نداشت، به این معنا که سرعت تند شدت فعالیت عضلات را به یک میزان افزایش داده است و الگوی فعالیت عضلات تغییری نکرده است. این نتایج همسو با نتایج Antony و همکاران و Sakaki و همکاران (۲۵ و ۱۸) بود. میانگین کل شدت فعالیت عضلات بدون در نظر گرفتن اثر عامل سرعت با اضافه کردن بار افزایش یافت. در واقع با اعمال بار عضلات با بکارگیری واحدهای حرکتی بزرگتر و بیشتری فعالیت کردند، و تعامل بین عوامل عضله و بار نشان داد که اثر اعمال بار بر عضلات مختلف متفاوت است. این نتایج همسو با نتایج Antony و همکاران بود (۱۸). از آنجایی که فعالیت هر دو عضلات دلتوئید قدامی و دلتوئید خلفی در پاسخ به افزایش بار افزایش یافت، این نظر پیشنهاد شده است که فعالیت این عضلات، به دلیل اینکه، به یک هم‌انقباضی برای پایدار کردن مفصل شانه نیاز بوده است، افزایش یافته است تا برای کنترل حرکت شانه و نیز تثبیت آن نیروی لازم را تأمین کنند و از حرکات نامنظم (پرتابی) و شدید اندام فوقانی جلوگیری کنند. در حرکت با بار و سریع، عضله‌ی دلتوئید قدامی افزایش را نشان نداد. از آنجا که افزایش بار نیازمند ثبات بیشتر است؛ عدم تغییر در فعالیت دلتوئید قدامی در حین افزایش بار و سرعت ممکن است این نکته را در ذهن تقویت کند که دلتوئید قدامی هنگام آبداکشن نقش تثبیت‌کنندگی ندارد. عدم کنترل انگیزه فعالیت، وجود خستگی آزمودنی‌ها و عدم استفاده از الکتروود سوزنی برای عضله‌ی فوق‌خاری از جمله محدودیت‌های این پژوهش به شمار می‌روند.

References

- Dudkiewicz I, Oran A, Salai M, Palti R, Pritsch M. Idiopathic adhesive capsulitis: long-term results of conservative treatment. *The Israel Medical Association Journal, IMAJ* 2004; **6**(9): 524-526.
- Lubiecki M, Carr A. Frozen shoulder: past, present, and future. *Journal of Orthopedics Surgery* 2007; **15**(1): 1-3. doi: 10.1177/230949900701500101
- Ackland D C, Pak P, Richardson M, Pandy M G. Moment arms of the muscles crossing the anatomical shoulder. *Journal of Anatomy* 2008; **213**(4): 383-390. doi: 10.1111/j.1469-7580.2008.00965.x
- Escamilla R F, Yamashiro K, Paulos L, Andrews J R. Shoulder muscle activity and function in common shoulder rehabilitation exercises. *Sports Medicine (Auckland, N. Z.)* 2009; **39**: 663-685. doi: 10.2165/00007256-200939080-00004
- Gerber C, Blumenthal S, Curt A, Werner C M. Effect of selective experimental suprascapular nerve block on abduction and external rotation strength of the shoulder. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 2007; **16**: 815-820. doi: 10.1016/j.jse.2007.02.120
- Gorelick M L, Brown J M. Mechanomyographic assessment of contractile properties within seven segments of the human deltoid muscle. *European Journal of Applied Physiology* 2007; **100**: 35-44. doi: 10.1007/s00421-007-0397-8
- Howell S M, Imobersteg A M, Seger D H, Marone P J. Clarification of the role of the supraspinatus muscle in shoulder function. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 1986; **68**: 398-404. doi: 10.2106/00004623-198668030-00013
- Kuechle D K, Newman S R., Itoi E, Morrey B F, An K N. Shoulder muscle moment arms during horizontal flexion and elevation. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 1997; **6**: 429-439. doi: 10.1016/s1058-2746(97)70049-1

9. McCully S P, Suprak D N, Kosek P, Karduna A R. Suprascapular nerve block results in a compensatory increase in deltoid muscle activity. *Journal of Biomechanics* 2007; **40**: 1839-1846. doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.07.010
10. Carbone S, Gumina S. Rotator Cuff Biomechanics. *Rotator Cuff Tear* 2016; 45-51. doi: 10.1007/978-3-319-33355-7_3
11. Sigtholm G, Herberts P, Almstrom C, Kadefors R. Electromyography analysis of shoulder muscle load. *J Orthop Res* 1984; **1**: 379-386. doi: 10.1002/jor.1100010406
12. MacDonell CW, Keir PJ. Interfering effects of the task demands of grip force and mental processing on isometric shoulder strength and muscle activity. *Ergonomics* 2005; **48**: 1749-1769. doi: 10.1080/00140130500319757
13. Luime J J, Koes B W, Hendriksen I J M, Burdorf A, Verhagen A P, Miedema H S, et al. Prevalence and incidence of shoulder pain in the general population; a systematic review. *Scandinavian Journal of Rheumatology* 2004; **33**(2): 73-81. doi: 10.1080/03009740310004667
14. Sobel J S, Winters J C. Treating shoulder complaints in general practice. *BMJ* 1997; **315**: 680. doi: 10.1136/bmj.315.7109.680
15. Reilly P, Macleod I, Macfarlane R, Windley J, Emery R J. Dead men and radiologists do not lie: A review of cadaveric and radiological studies of rotator cuff tear prevalence. *Annals of the Royal College of Surgeons of England* 2006; **88**: 116-121. doi: 10.1308/003588406x94968
16. Laursen B, Jensen B R, Sjogaard G. Effect of speed and precision demands on human shoulder muscle electromyography during a repetitive task. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1998; **78**: 544-548. doi: 10.1007/s004210050458
17. de Groot JH, Rozendaal L A, Meskers C G, Arwert H J. Isometric shoulder muscle activation patterns for 3-D planar forces: a methodology for muscular-skeletal model validation. *Clin Biomech* 2004; **19**(8): 790-800. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2004.05.013
18. Antony N T, Keir P J. Effects of posture, movement and hand load on shoulder muscle activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2010; **20**(2): 191-198. doi: 10.1016/j.jelekin.2009.04.010
19. de Witte PB, Werner S, ter Braak LM, Veeger HE, Nelissen RG, de Groot JH. The Supraspinatus and the Deltoid – Not just two arm elevators. *Human Movement Science* 2014; **33**: 273-283. doi: 10.1016/j.humov.2013.08.010
20. Sporrang H, Palmerud G, Kadefors R, Herberts P. The effect of light manual precision work on shoulder muscles an EMG analysis. *J Electromyogram Kinesiol* 1998; **8**: 177-184. doi: 10.1016/s1050-6411(97)00032-1
21. Komi P V, Linnamo V, Silventoinen P, Sillanpaa M. Force and EMG power spectrum during eccentric and concentric actions. *Med Sci Sports Exerc* 2000; **32**: 1757-1762. doi: 10.1097/00005768-200010000-00015
22. Abbasi S, Farahpour N. [Interaction between speed and load on the electrical activity of deltoid and supraspinatus muscles during shoulder flexion]. 8th International Congress on Physical Education and Sport Sciences. *Sport Sciences Research Institute of Iran* Feb. 19-20. 2015; Tehran. (Persian).
23. Farahpour N, Abbasi S. [Interaction between speed and load on the electrical activity of deltoid and supraspinatus muscles during elevation of the upper limb in scaption plane]. Ninth International Congress on Physical Education and Sport Sciences. *Sport Sciences Research Institute of Iran*. March. 9-10. 2016; Tehran. (Persian).
24. Hermens H J, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. "Development of Recommendations for SEMG Sensors and Sensor Placement Procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2000; **10**(5): 361-374. doi: 10.1016/S1050-6411(00)00027-4
25. Sakaki Y, Kaneko F, Watanabe K, Kobayashi T, Katayose M, Aoki N. Effects of different movement directions on electromyography recorded from the shoulder muscles while passing the target positions. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2013; **23**(6): 1362-1369. doi: 10.1016/j.jelekin.2013.08.010