

فعالیت الکتریکی عضلات شانه هنگام دور کردن اندام فوقانی در سطوح فرونتال و اسکپشن با سرعت و بارهای مختلف

نادر فرهپور^{۱*}، صغری عباسی^۲

۱. استاد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.

۲. کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.

چکیده

زمینه و هدف: هدف این پژوهش مقایسه شدت فعالیت عضلات کمر بند شانه ای هنگام بالا بردن اندام فوقانی در سطوح حرکتی فرونتال و اسکپشن با سرعت و بارهای مختلف بود. روش تحقیق: تعداد ۱۶ زن ۲۸-۲۰ ساله مورد مطالعه قرار گرفتند. با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی سطحی فعالیت عضلات دلتوئید (قدامی، میانی و خلفی)، فوق خاری و دوزنقه (فوقانی، میانی و تحتانی) هنگام بالا بردن ۹۰ درجه اندام فوقانی در دو سطح فرونتال و اسکپشن ثبت شد. وظایف حرکتی در شرایط سرعت آهسته و تند، با و بدون یک بار (معادل ۵٪ جرم بدن) تکرار شدند. از آنالیز واریانس با اندازه گیری های تکراری در سطح معنی داری $p < 0.05$ برای تحلیل آماری استفاده شد. یافته ها: در شرایط تعامل عوامل عضله، سرعت، بار و صفحه حرکتی، اثر معنی دار نبود ($p = 0.06$). سطوح فعالیت عضلات دلتوئید (قدامی، میانی و خلفی)، فوق خاری و دوزنقه (فوقانی، میانی و تحتانی) در صفحه فرونتال به ترتیب ۵۳، ۶۸، ۷۳، ۵۵، ۵۸، ۳۳ و ۵۱ درصد بود. این ارزش ها برای بالا بردن شانه در صفحه اسکپشن ۴۳، ۷۳، ۹۶، ۶۷، ۶۹، ۴۳ و ۶۲ درصد بود. در مجموع فعالیت عضلات در سطح فرونتال حدود ۰/۱۶ برابر بیشتر از سطح اسکپشن بود ($p = 0.0001$). میانگین کل شدت فعالیت عضلات با افزایش سرعت ۰/۱۱ برابر بیشتر از حرکت آهسته بود ($p = 0.0001$) و همچنین در حرکت با بار، فعالیت عضلات حدود ۱/۵۲ برابر بیشتر از شرایط بدون بار بود ($p = 0.0001$). نتیجه گیری: الگوی فعالیت عضلات بالا بردن شانه در سطح فرونتال به وسیله فعالیت بیش تر در سطح فرونتال، متفاوت از سطح اسکپشن است. در بالا بردن، اندام فوقانی عضله دلتوئید خلفی فعالیت بیشتری از دیگر بخش های دلتوئید نشان داد. عضلات دوزنقه میانی و دلتوئید قدامی کمترین فعالیت را در بالا بردن اندام فوقانی نشان داد و افزایش سرعت و بار، اثر بیشتری بر عضله دلتوئید خلفی نسبت به دیگر عضلات داشتند.

واژه های کلیدی: فرونتال، اسکپشن، الکترومایوگرافی، مفصل شانه.

* نویسنده مسئول، آدرس: همدان، دانشگاه بوعلی سینا، دانشکده علوم ورزشی؛

مقدمه

اتصال استخوان بازو با کتف در مفصل شانه به شکل گوی و کاسه و از نوع مفاصل سینویال است که در مقایسه با سایر مفاصل، حرکت پذیری بیشتری دارد (لوانگی و نورکین^۱، ۲۰۰۵). به دلیل این که فقط بخش کمی (۳۰ درصد) از رویه مفصلی سر استخوان بازو با حفره گلوئئید در تماس است، ثبات این مفصل هنگام حرکت به ساختارهای کپسولی-لیگامانی و عملکرد عضلات شانه وابسته است.

برخی از عضلات شانه از جمله عضلات چرخاننده سر دستی^۲، دلتوئید و سر دراز عضله دو سر بازویی در تأمین ثبات مفصل شانه نقش دارند (کرانبرگ^۳ و دیگران، ۱۹۹۰). البته برخی از این عضلات مثل دلتوئید و دو سر بازویی علاوه بر نقش حمایتی مفصل، در حرکت دادن بازو نیز مؤثرند. در حالی که عضلاتی مثل پشتی بزرگ، گرد بزرگ و سینه ای بزرگ، عمدتاً حرکت دهنده هستند (هس^۴، ۲۰۰۰).

مفصل شانه از طریق جفت نیرو هم در صفحه فرونتال و هم در صفحه عرضی پایدار می شود (فانک^۵، ۲۰۰۵). هنگام حرکات مختلف، عضلات متعددی به طور همزمان فعال شده و موجب تثبیت مفصل شانه می شوند، مثلاً عمل همزمان عضلات تحت کتفی و تحت خاری به دلیل اعمال نیروهای مخالف یکدیگر (به ترتیب چرخش داخلی و خارجی)، حرکت استخوان بازو را حول محور عمودی محدود می نمایند تا متناسب با هدف و دقت مورد نظر، در سطوح سهمی و عرضی بالا بیاید. فعالیت های نابهنجار و نامتناسب و یا توأم با تأخیر هر یک از این عضلات ممکن است مفصل شانه را در بی ثباتی قرار دهد، این شرایط متعاقباً ممکن است موجب بروز آسیب در کپسول مفصلی گردد و یا بار زیادی به عضله فوق خاری منتقل شده و استرین ایجاد نماید. به عنوان مثال، برخی از مطالعات کلینیکی نشان داده اند که عملکرد ضعیف عضلات چرخاننده سر دستی در حرکات مفصل شانه با بروز آسیب و درد شانه همراه می گردد. همچنین تغییر در الگوی فعالیت عضلات چرخاننده سر دستی و کتفی-سینه ای منجر به سندرم درد تحت آخرومی^۶ می شود (ماترام^۷، ۱۹۹۷؛ مگری و

جونز^۸، ۲۰۰۳)، نشان داده شده است که تغییر در الگوی فعالیت همزمان عضلات دوزنقه پایینی، دندانه ای قدامی و یا دوزنقه بالایی و رومبوئید ممکن است منجر به سندرم درد حفره تحت آخرومی شود (ماترام، ۱۹۹۷).

عضله فوق خاری در حرکت دور کردن و یا هنگام نزدیک کردن/ دور کردن افقی در تثبیت و در تولید نیروی کوپل در صفحه عرضی مفصل شانه موثر است. در مفصل شانه در بیماری هایی مثل سندرم گیر کردن ناحیه تحت آخرومی و شانه منجمد، شانه آسیب دیده پرتابگر، عملکرد عضلات چرخاننده سر دستی نسبتاً کمتر از عملکرد عضلات حرکت دهنده و سطحی است (کلی^۹ و دیگران، ۲۰۰۲). بنابراین دسترسی به الگوی طبیعی فعالیت عضلات تثبیت کننده در شانه و تشخیص به موقع افت عملکرد این عضلات می تواند از بروز آسیب جلوگیری نماید و یا در توانبخشی افراد آسیب دیده مؤثر باشد.

فاکتورهای خارجی مثل پوسچر شانه و بزرگی بار وارده و گرفتن اشیاء (گریپ) در دست و تأثیر آن ها بر ارتباط فعالیت عضلات مفصل شانه بررسی شده و نشان داده شده است که موجب افزایش شدت فعالیت عضلات می شود (لارسن^{۱۰} و دیگران، ۱۹۹۸؛ دی گروت^{۱۱} و دیگران، ۲۰۰۴؛ مکدانل و کی^{۱۲}، ۲۰۰۵؛ آنتونی و کی^{۱۳}، ۲۰۱۰).

تحقیقات پیشین گزارش کرده اند که فعالیت ایستای عضله فوق خاری در صفحه کتف، (صفحه ای که ۳۰ درجه از سطح فرونتال به سمت سطح ساجیتال منحرف می شود)، نسبت به سایر عضلات بیشتر است. اما درصد نسبی فعالیت عضله فوق خاری به عضله دلتوئید میانی در زاویه صفر درجه بیشتر از ۳۰ درجه می باشد. همچنین در صفحه فرونتال فعالیت عضله دلتوئید میانی بیش از فعالیت آن در دو صفحه دیگر است (براز و فرهپور، ۲۰۱۱). عضلات فوق خاری، دوزنقه میانی و دلتوئید میانی قبل از شروع حرکت آبداکشن فعال هستند (ویکام^{۱۴} و دیگران، ۲۰۱۰). فعالیت این عضلات قبل از شروع حرکت بازو برای استحکام بخشیدن به مفصل شانه است (کرانبرگ و دیگران، ۱۹۹۰). همچنین تحقیقات پیشین نشان داده اند که گریپ با

1. Levangie & Norkin
2. Rotators cuff
3. Kronberg
4. Hess

5. Funk
6. Sub acromial pain
7. Mottram
8. Magarey & Jones

9. Kelly
10. Laursen
11. De Groot
12. MacDonell & Keir

13. Antony & Keir
14. Wickham

خاراندن پشت.

اجرای حرکت چرخش داخلی اندام فوقانی و همزمان حرکت خاراندن پشت.

ب) تست قدرت عضلات چرخاننده سر دستی

تست دراپ بازو^۷

تست خالی کردن قوطی^۸

ج) تست تورم چرخاننده سر دستی^۹

تست نیر^{۱۰}

اهداف و روش پژوهش برای هر آزمودنی توضیح داده شد و سپس رضایت نامه کتبی مبنی بر موافقت شرکت در پژوهش از شرکتکنندگان اخذ گردید.

ابزار اندازه‌گیری: فعالیت الکتریکی عضلات شانه توسط

دستگاه الکترومایوگرافی MA300-16 ساخت آمریکا با الکترودهای دو قطبی سطحی، ثبت شد. الکترودهای سطحی دو قطبی از جنس استیل ضد زنگ نقره/کلرید نقره به قطر ۱ سانتی متر بودند. فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۱۷ میلی متر بود. از دستگاه vicon با چهار دوربین مدل MXT-series camera با نرخ نمونه‌برداری ۲۰۰ هرتز و مارکرهای منعکس کننده نور با قطر ۱۴ mm، به منظور تعیین پنجره زمانی استفاده شد.

فرآیند اندازه‌گیری: به منظور ثبت فعالیت عضلانی، ابتدا پوست محل اتصال الکترودها مطابق توصیه انجمن الکترومایوگرافی اروپا (SENIAM) آماده سازی شد (هرمنز^{۱۱} و دیگران، ۲۰۰۰). برای چسباندن الکترودها از نوار چسب های 3m دو طرفه و باندکشی استفاده گردید. در این مطالعه عضلات دوزنقه فوقانی، دوزنقه میانی، دوزنقه تحتانی، فوق خاری، دلتوئید قدامی، دلتوئید میانی و دلتوئید خلفی برای اندازه گیری انتخاب شدند. محل نصب الکترودها برای هر عضله در شکل ۱-الف نشان داده شده است. همچنین یک الکترودم مرجع به قطر ۲/۵ سانتی متر بر روی زائده آخرومی شانه چپ قرار داده شد (شکل ۱-الف). سیگنال های الکتریکی با فرکانس HZ ۲۵۰۰، پهنای باند HZ ۱۲۵۰ ثبت و سپس با فیلترهای پایین گذر HZ ۵۰ و بالاگذر HZ ۱۰ و فیلتر ۵۰ HZ ناتچ (برای حذف

دست، فعالیت عضلات فوق خاری، تحت خاری و دوزنقه ای را افزایش می دهد (سامریچ^۱ و دیگران، ۱۹۹۳؛ اسپورانگ^۲ و دیگران، ۱۹۹۵؛ ۱۹۹۶). اما نکته قابل توجه این است که غالب تحقیقات پیشین در شرایط ایستا و انقباض ایزومتریک انجام گرفته اند و تاثیر توأم بار و سرعت را بررسی نکرده‌اند، در حالی که در بسیاری از موارد، آسیب ها در هنگام حرکت سریع و با مقاومت رخ می دهند. از این رو شناسایی الگوی فعالیت عضلات شانه در شرایط دینامیک بسیار حائز اهمیت و مورد نیاز می باشد. بر این اساس، هدف پژوهش حاضر بررسی شدت فعالیت منتهی از عضلات کمربند شانه ای هنگام بالا بردن اندام فوقانی در سطوح حرکتی فرونتال و اسکپشن با سرعت و بارهای مختلف بود.

روش تحقیق

این تحقیق از نوع نیمه تجربی است. از بین ۴۰ نفر داوطلب زن غیرورزشکار جامعه، تعداد ۱۶ نفر آزمودنی که دارای شانه طبیعی بودند و بین ۲۰-۲۸ سال سن داشتند، مورد مطالعه قرار گرفتند. مشخصات آزمودنی ها شامل میانگین قد $161/59 \pm 0/07$ سانتی متر، وزن $58/70 \pm 8/28$ کیلوگرم، سن $24/93 \pm 1/80$ سال و شاخص توده بدنی $22/45 \pm 2/44$ کیلوگرم بر متر مربع بود. شرایط پذیرش آزمودنی ها عبارت بودند از: داشتن سیستم اسکلتی-عضلانی طبیعی، وضعیت شانه ها و کتف طبیعی، نداشتن سابقه آسیب ارتوپدی در مفصل شانه، نداشتن ضعف یا بیماری عصبی-عضلانی، نداشتن سابقه ورزش قهرمانی، فقدان برنامه ورزشی مرتب هفتگی طی یک سال گذشته و برخورداری از شاخص توده بدنی بین ۲۰-۲۵ کیلوگرم بر متر مربع. از تمامی داوطلبان برای ارزیابی کمربند شانه ای خواسته شد تا آزمون های هایی که در پایین لیست شده اند را اجرا کنند. از آزمون های لیست شده در پایین برای تشخیص شانه های طبیعی از غیرطبیعی استفاده شد (هالتبی و رزمجو^۳، ۲۰۰۴؛ آکیونیی^۴ و دیگران، ۲۰۱۲؛ تایمونز^۵ و دیگران، ۲۰۱۳؛ وینسنت^۶ و دیگران، ۲۰۱۴).

الف) آزمون دامنه حرکتی:

اجرای حرکت چرخش خارجی اندام فوقانی و همزمان حرکت

1. Sommerich
2. Sporrang
3. Holtby & Razmjou
4. Alqunae

5. Timmons
6. Vincent
7. Drop arm test
8. Empty can test

9. Rotator cuff impingement testing
10. Neer's test
11. Hermens

تعریف شده بود، تعداد ۱۴ مارکر منعکس کننده نور، با چسب دوطرفه به اندام های تنه، بازو، ساعد و مچ متصل گردید (Vicon Motion Systems, 2007) (شکل ۱-ب).

نویز وسایل الکتریکی) پردازش شدند. همچنین همزمان ثبت کینماتیک با نرخ نمونه برداری ۲۰۰ هرتز برای تعیین پنجره زمانی انجام شد. برای اندازه گیری حرکت اندام فوقانی بر اساس مدل UPPER LIMB-RIGHT که در برنامه Nexus 1.6.1



شکل ۱- الف. اتصال الکترودهای الکترومیوگرافی - ب. اتصال مارکرها روی نقاط آناتومیکی نشانگر اندام های خاص - ج. محل قرارگیری دست در صفحه های فرونتال و اسکپشن از نمای بالایی

وظایف حرکتی مورد مطالعه عبارت بودند از:

- بالا بردن اندام فوقانی تا ۹۰ درجه در سطح فرونتال، بدون گرفتن وزنه خارجی و با سرعت آهسته.
- بالا بردن اندام فوقانی تا ۹۰ درجه در سطح فرونتال، بدون گرفتن وزنه خارجی و با سرعت سریع.
- بالا بردن اندام فوقانی تا ۹۰ درجه در سطح فرونتال، با یک وزنه معادل ۵٪ و با سرعت آهسته.
- بالا بردن اندام فوقانی تا ۹۰ درجه در سطح فرونتال، با یک وزنه معادل ۵٪ و با سرعت سریع.
- بالا بردن اندام فوقانی تا ۹۰ درجه در سطح اسکپشن، بدون گرفتن وزنه خارجی و با سرعت آهسته.
- بالا بردن اندام فوقانی تا ۹۰ درجه در سطح اسکپشن، بدون گرفتن وزنه خارجی و با سرعت سریع.
- بالا بردن اندام فوقانی تا ۹۰ درجه در سطح اسکپشن، با یک وزنه معادل ۵٪ و با سرعت آهسته.
- بالا بردن اندام فوقانی تا ۹۰ درجه در سطح اسکپشن، با یک وزنه معادل ۵٪ و با سرعت سریع.

هر حرکت ۵ بار تکرار شد و 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 ۲۲/۵ درجه بر ثانیه بود و برای سرعت تند، مترونوم بر روی ۶۰ تکرار در دقیقه تنظیم شد که معادل ۴۵ درجه بر ثانیه بود. بعد از اتمام آزمایش حرکات شانه، آزمون مربوط به MVIC^۱ گرفته شد. تست های MVIC برای هر عضله ۳ بار با ۲ دقیقه استراحت بین تکرار ها اجرا شد. برای نرمال سازی مقدار حداکثر RMS^۲ انقباض MVIC هر عضله حاصل از سه تکرار MVIC محاسبه گردید. سپس مقادیر RMS محاسبه شده در تریال های مورد نظر به اوج RMS حاصل از MVIC تقسیم شدند و مقادیر به دست آمده مطابق فرمول زیر به عنوان شدت فعالیت هر عضله در نظر گرفته شد.

$$RMS(\%MVIC) = \frac{\text{اوج RMS تریال ها}}{\text{اوج RMS حاصل از MVIC}}$$

برای اطمینان از استاندارد بودن صفحه حرکتی، مطابق شکل ۱-ج طنابی را جهت مشخص کردن مرجع صفحات حرکتی در بالای سر و طرف راست آزمودنی عبور دادیم. همچنین یک جفت جای پا برای استاندارد بودن وضعیت استقرار آزمودنی ها بر روی زمین رسم شد. برای اطمینان از صفحه و زوایای حرکتی با استفاده از چسب های کاغذی ۳m صفحه ها را بر روی زمین رسم شد. آزمودنی با شنیدن صدای مترونوم، دستش را در راستای خطوط بالا می آورد. به دلیل ملاحظات اخلاقی، به جای آزمودنی های واقعی از تصویر یک پسر به طور نمادین برای نشان دادن جهت حرکت اندام استفاده شد. سیگنال های EMG به وسیله نرم افزارهای Nexus و EMG Graphing مورد پردازش قرار گرفتند سپس بر حسب مقادیر RMS بیشینه، MVIC نرمال سازی گردید.

تجزیه و تحلیل آماری: ابتدا با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک طبیعی بودن توزیع داده ها بررسی گردید و سپس برای تجزیه و تحلیل داده های به دست آمده، از روش آنالیز واریانس با اندازه گیری های تکراری استفاده شد. تجزیه و تحلیل های ذکر شده با نرم افزار SPSS نسخه ۲۲ انجام شدند و سطح معنی داری

$p \leq 0/05$ در نظر گرفته شد.

یافته ها

نتایج نشان داد که اثر عامل عضله قطع نظر از عوامل سرعت، بار و صفحه حرکتی، معنی دار است ($F=17, p=0/0001$). بر این اساس و بدون در نظر گرفتن اثر عامل صفحه حرکتی شدت فعالیت عضلات از بیشترین تا کمترین عبارت بودند از: دلتوئید خلفی (۸۴٪)، دلتوئید میانی (۷۰٪)، دوزنقه فوقانی (۶۳٪)، فوق خاری (۶۱٪)، دوزنقه تحتانی (۵۷٪)، دلتوئید قدامی (۴۸٪) و دوزنقه میانی (۳۸٪). عضله دلتوئید میانی به طور معنی داری از عضلات دلتوئید قدامی (۴۵٪)، فوق خاری (۱۴٪) و دوزنقه میانی (۸۴٪) فعالیت بیشتری داشت. عضله دلتوئید قدامی با عضلات دلتوئید میانی، فوق خاری، دوزنقه فوقانی و میانی تفاوت معنی داری را نشان داد. عضله فوق خاری همچنین تفاوت معنی داری را با عضله دوزنقه میانی نشان داد ($p < 0/05$). عضلات دلتوئید خلفی و دوزنقه تحتانی با هیچ یک از عضلات اختلاف معنی داری را نشان ندادند ($p > 0/05$).

عامل صفحه حرکتی، (فرونال و اسکپشن) اثر معنی داری در شدت فعالیت عضلات داشت ($F=30, p=0/0001$). میانگین کل شدت فعالیت عضلات بدون در نظر گرفتن اثر سایر عوامل برای صفحه فرونتال 65 ± 4 و برای صفحه اسکپشن 56 ± 3 بود که در مجموع فعالیت عضلات در حرکت دور کردن حدود ۰/۱۶ برابر از حرکت بالا بردن در سطح اسکپشن بیشتر بود.

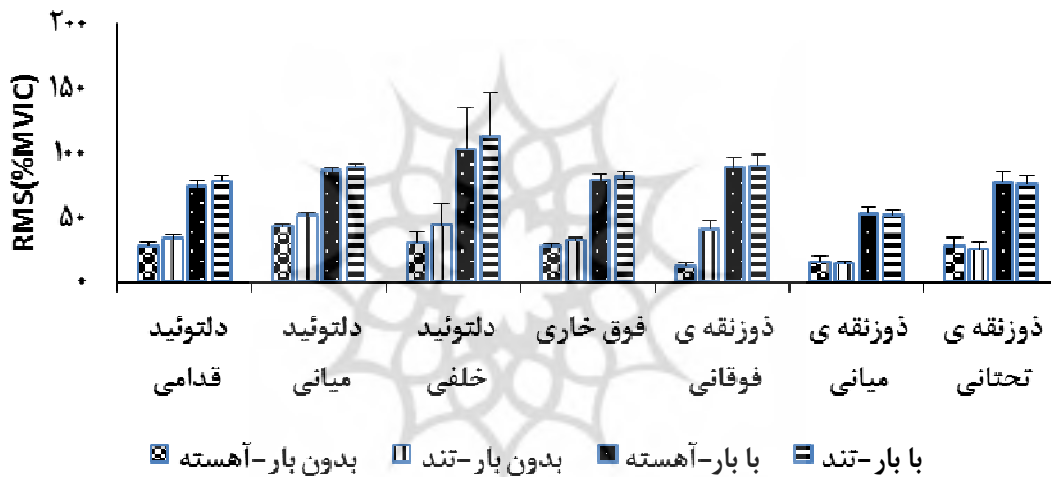
تعامل بین عوامل صفحه حرکتی و عضله معنی دار بود ($F=17, p=0/0001$). شدت فعالیت عضله دلتوئید قدامی در دور کردن نسبت به حرکت بالا بردن در سطح اسکپشن کمتر بود، در حالی که بقیه عضلات در حرکت دور کردن فعالیت بیشتری در مقایسه بالا بردن در سطح اسکپشن از خود نشان دادند. این اثر متقابل معنی داری نشان می دهد که الگوی حرکتی عضلات در سطوح مختلف تغییر کرده است.

عامل سرعت (آهسته و تند) اثر معنی داری بر شدت فعالیت عضلات داشت ($F=24, p=0/0001$). میانگین کل شدت فعالیت عضلات بدون در نظر گرفتن اثر بار، با افزایش سرعت بالا رفت. این نتیجه حاکی از آن است که در مجموع شدت فعالیت عضلات در حرکت تند حدود ۰/۱۱ برابر بیشتر از حرکت آهسته بود.

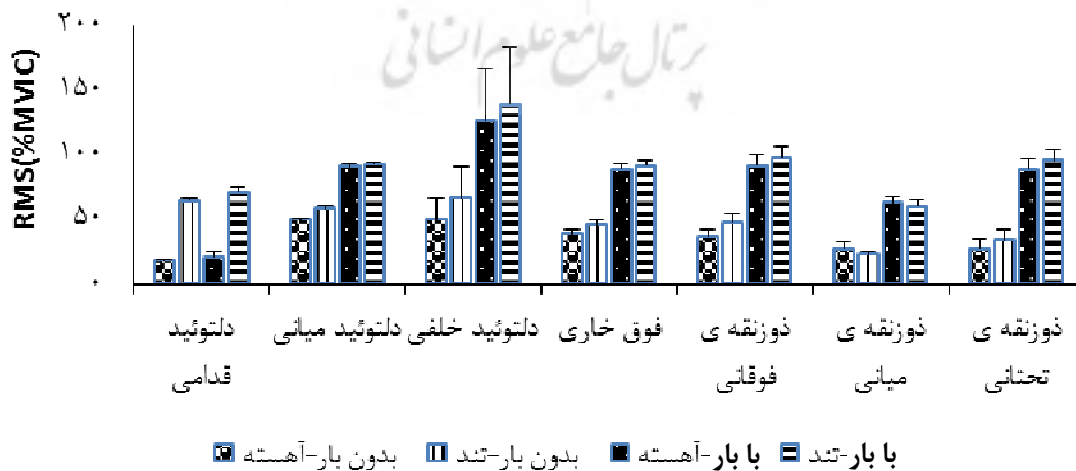
1. Maximum voluntary isometric contraction
2. Root mean square

شرایط تعامل عوامل عضله و سرعت معنی دار بود (F=3, p=0/03). در واقع با افزایش سرعت، شدت فعالیت عضلات افزایش یافت و الگوی شدت فعالیت عضلات (بدون بار و با بار) اثر معنی داری بر شدت فعالیت عضلات داشت (F=182, p=0/0001). میانگین کل شدت فعالیت عضلات بدون در نظر گرفتن اثر عامل سرعت با اضافه کردن بار افزایش یافت. در مجموع شدت فعالیت عضلات در حرکت با بار حدود 1/52 برابر بیشتر از حرکت بدون بار بود و در تعامل بین عوامل عضله و بار اثر معنی دار بود (F=3, p=0/02). در واقع با اضافه کردن بار شدت فعالیت عضلات افزایش یافت و الگوی شدت فعالیت عضلات تغییر کرد. با اعمال بار خارجی، عضله دلتوئید خلفی افزایش معنی داری را نسبت به شرایط بدون بار نشان داد. شرایط تعامل عوامل عضله، سرعت، بار و صفحه حرکتی معنی دار نبود (F=3, p=0/06). همان طور که در شکل ۱ نشان داده شده است با افزایش سرعت و بار شدت فعالیت عضلات در سطح اسکپشن افزایش یافت، ولی الگوی شدت فعالیت عضلات تغییر نکرد. عضلات دوزنقه میانی و تحتانی با افزایش سرعت و بار از شدت فعالیت شان کاسته شد و در سطح فرونتال (شکل ۲) نیز با افزایش سرعت و بار شدت فعالیت تمامی عضلات به جز عضله دوزنقه میانی افزایش یافت. در شکل ۳ نیز تعامل تمامی فاکتورها ارائه شده است.

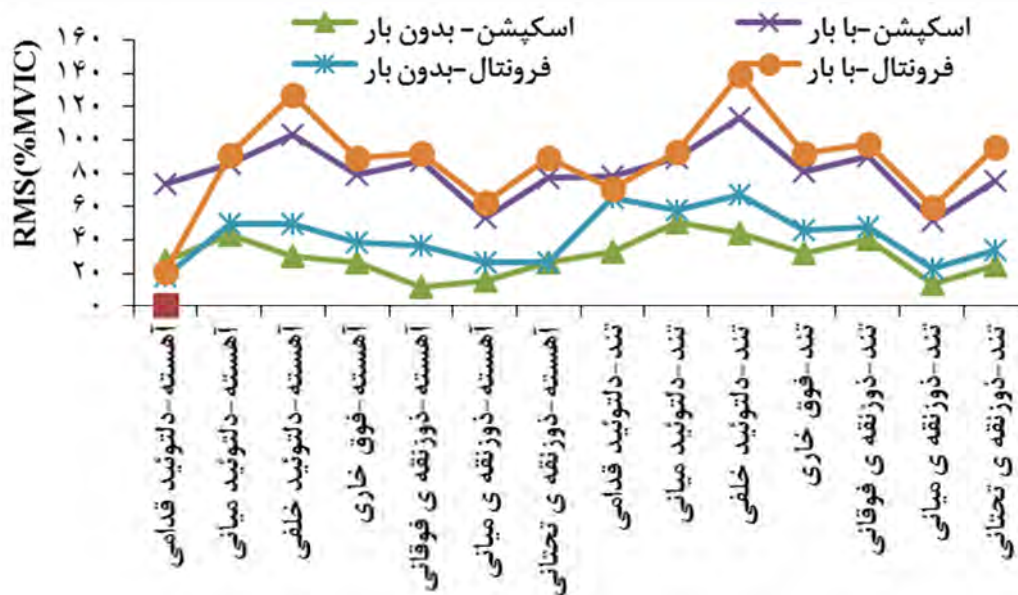
شرایط تعامل عوامل عضله و سرعت معنی دار بود (F=3, p=0/03). در واقع با افزایش سرعت، شدت فعالیت عضلات افزایش یافت و الگوی شدت فعالیت عضلات (بدون بار و با بار) اثر معنی داری بر شدت فعالیت عضلات داشت (F=182, p=0/0001). میانگین کل شدت فعالیت عضلات بدون در نظر گرفتن اثر عامل سرعت با اضافه کردن بار افزایش یافت. در مجموع شدت فعالیت عضلات در حرکت با بار حدود 1/52 برابر بیشتر از حرکت بدون بار بود و در تعامل بین عوامل عضله و بار اثر معنی دار بود (F=3, p=0/02). در واقع با اضافه کردن بار شدت فعالیت عضلات افزایش یافت و الگوی شدت فعالیت عضلات تغییر کرد. با اعمال بار خارجی، عضله دلتوئید



شکل ۱. تعامل عضله- بار- سرعت در سطح اسکپشن



شکل ۲. تعامل عضله- بار- سرعت در سطح فرونتال



شکل ۳. تعامل عضله-بار-سرعت-صفحه حرکتی

بحث

که به طور کلی، اثر عامل صفحه حرکتی (فرونتال و اسکپشن)، اثر معنی داری بر شدت فعالیت عضلات داشت. میانگین کل شدت فعالیت عضلات بدون در نظر گرفتن اثر سایر عوامل برای صفحه فرونتال 65 ± 4 و برای صفحه اسکپشن 56 ± 3 بود. این نتیجه حاکی از آن است که در مجموع فعالیت عضلات در حرکت دور کردن در سطح فرونتال حدود $0/16$ برابر از حرکت بالا بردن در سطح اسکپشن، بیشتر بود. تعامل بین عوامل صفحه حرکتی و عضله معنی دار بود. شدت فعالیت عضله دلتوئید قدامی در حرکت دور کردن نسبت به حرکت بالا بردن در سطح اسکپشن کمتر بود. در حالی که بقیه عضلات در حرکت دور کردن فعالیت بیشتری در مقایسه با بالا بردن در سطح اسکپشن از خود نشان دادند. این اثر متقابل معنی داری نشان می دهد که الگوی حرکتی عضلات در سطوح مختلف تغییر کرده است. این نتایج، ممکن است دو علت داشته باشد؛ احتمال اول آن که گشتاور ایجاد شده توسط وزن اندام فوقانی وقتی که در صفحه فرونتال بالا می آید بیشتر است و فعالیت بیشتر عضلات برای جبران این گشتاور اضافی است؛ و احتمال دوم آن است که وقتی اندام فوقانی در سطح فرونتال بالا

هدف این پژوهش بررسی شدت فعالیت منتخبی از عضلات کمر بند شانه ای هنگام بالا بردن اندام فوقانی در سطوح حرکتی فرونتال و اسکپشن با سرعت و بارهای مختلف بود. نتایج نشان داد که اثر عامل عضله معنی دار است. بر این اساس و بدون در نظر گرفتن اثر عامل صفحه حرکتی، شدت فعالیت عضلات از بیش ترین تا کم ترین عبارت بودند از: دلتوئید خلفی، دلتوئید میانی، دوزنقه فوقانی، فوق خاری، دوزنقه تحتانی، دلتوئید قدامی و دوزنقه میانی. عضله دلتوئید میانی به طور معنی دار از عضلات دلتوئید قدامی، فوق خاری و دوزنقه میانی فعالیت بیشتری داشت. عضله دلتوئید به عنوان حرکت دهنده اصلی بازو در بالا بردن بازو عمل می کند در حالی که عضله دوزنقه کتف را تثبیت می کند تا بهره مکانیکی عضله عمل کننده افزایش یابد. نتایج تحقیق حاضر همسو با یافته های اینمن^۱ و دیگران (۱۹۴۴)، دویر و برم^۲ (۱۹۷۸)، جانسون و دیگران (۱۹۹۴)، شارکی و ماردرد^۳ (۱۹۹۵) و جانسون و پاندیان^۴ (۲۰۰۵) است، اما واید نیائور و مورتنسن^۵ (۱۹۵۲) نتایج متفاوت از تحقیق حاضر بدست آورده اند. نتایج نشان داد

1. Inman
2. Dvir & Berem
3. Sharkey & Marder

4. Johnson & Pandyan
5. Wiedenbauer & Mortensen

بازوی گشتاوری حاصل از وزن اندام فوقانی هنگام دور کردن از زاویه صفر درجه تا زاویه ۹۰ درجه بزرگتر می شود که نشان می دهد عضله فوق خاری باید برای غلبه بر این گشتاور بزرگتر، شدت فعالیت بیشتری را اعمال کند. در تحقیقی که توسط یوشی زاکی^۵ و دیگران (۲۰۰۹) انجام شد، نشان دادند در دست برتر و غیر برتر شدت فعالیت IEMG عضلات شانه هر ۱۰ درجه افزایش می یابد و در ۱۲۰ تا ۱۳۰ درجه دور کردن به اوج خود می رسد. این یافته ها با نتایج مکداندل و کی^۶ (۲۰۰۵) ناهمسو است.

عامل سرعت (آهسته و تند) اثر معنی داری بر شدت فعالیت عضلات داشت. میانگین کل شدت فعالیت عضلات بدون در نظر گرفتن اثر بار، با افزایش سرعت بالا رفت. این نتیجه حاکی از آن است که در مجموع شدت فعالیت عضلات در حرکت تند حدود ۰/۱۱ برابر بیشتر از حرکت آهسته بود. همچنین در شرایط تعامل عوامل عضله و سرعت اثر معنی دار بود. در واقع با افزایش سرعت، شدت فعالیت عضلات افزایش یافت و الگوی شدت فعالیت عضلات تغییر کرد. در واقع، با بالا رفتن سرعت حرکتی، عضلات نیرو و واحد های حرکتی بیشتری را بکار گرفتند تا به این افزایش سرعت پاسخ دهند. این نتایج همسو با نتایج آنتونی و کی^۷ (۲۰۱۰) و ساکاکي^۸ و دیگران (۲۰۱۳) است.

عامل بار (بدون بار و با بار) اثر معنی داری بر شدت فعالیت عضلات داشت. میانگین کل شدت فعالیت عضلات بدون در نظر گرفتن اثر عامل سرعت، با اضافه کردن بار افزایش یافت. در مجموع شدت فعالیت عضلات در حرکت با بار حدود ۱/۵۲ برابر بیشتر از حرکت بدون بار بود و در تعامل بین عوامل عضله و بار، اثر معنی دار بود. در واقع با اعمال بار عضلات با بکارگیری واحد های حرکتی بزرگتر و بیشتری فعالیت کردند و الگوی شدت فعالیت عضلات تغییر کرد. با اعمال بار خارجی عضله دلتوئید خلفی افزایش معنی داری را نسبت به شرایط بدون بار نشان داد. این نتایج همسو با نتایج آنتونی و کی^۷ (۲۰۱۰) است.

تعامل عوامل عضله، سرعت، بار و صفحه حرکتی اثر معنی دار نبود. با افزایش سرعت و اضافه کردن بار، شدت فعالیت عضلات در سطح اسکپشن افزایشی یافت ولی الگوی شدت فعالیت عضلات تغییر نکرد. در عضلات دوزنقه میانی و تحتانی، با افزایش سرعت و بار، از شدت فعالیت شان کاسته شد (شکل ۱). در سطح

می آید، به دلیل وضعیت قرار گیری اندام فوقانی از اثر و فعالیت دلتوئید قدامی کاسته شده و در مقابل، اثر و فعالیت دلتوئید خلفی افزایش می یابد. همچنین در مقابل، وقتی که اندام فوقانی به سطح ساجیتال نزدیک می گردد برای تحمل وزن آن بخش ترقوه ای عضله سینه ای بزرگ و همچنین عضلات غرابی- بازویی و سر کوتاه عضله دوسر بازویی نیز فعال می شوند و به همین نسبت از فعالیت عضلات دلتوئید میانی و خلفی کاسته می شود. همچنین چون در سطح اسکپشن تماس سطح مفصلی در مفصل شانه بیشتر از دور کردن در سطح فرونتال است و مفصل پایداری نسبی بیشتری دارد از فعالیت عضله فوق خاری نیز کم می شود. مضافاً این که در بالا بردن در سطح اسکپشن اولاً به دلیل هم راستا نبودن جهت استخوان بازو با کتف و ثانیاً نیاز به فعالیت کمتر عضلات دلتوئید؛ کتف تحت نیروهای کمتری است و در نتیجه به فعالیت شدید عضلات دوزنقه ای نیازی نیست. به همین علت در مجموع از شدت فعالیت عضلات دلتوئید و دوزنقه کاسته شده است. در مجموع، کاهش نیروی عضلات دلتوئید و دوزنقه با جایگزینی فعالیت عضلات سینه ای بزرگ، غرابی- بازویی و سر کوتاه دو سر بازویی همراه است. از طرفی، به دلیل تطابق مفصلی کمتر درحالتی که بازو در سطح فرونتال است، عضلات فوق خاری، دلتوئید میانی و خلفی می بایست نیروی بیشتری را برای اجرای حرکت صرف کنند. البته بخشی از این نیرو، صرف تثبیت مفصلی می گردد.

حرکت بازو در صفحه کتف (اسکپشن) از نظر کلینیکی بسیار مهم است، زیرا رابطه طول- تنش دورکننده ها و چرخش دهنده ها در این صفحه در بهترین حالت است به همین دلیل نیاز به فعالیت شدید عضلات در این سطح نیست. این یافته ها همسو با نتایج پوپن و واکر^۱ (۱۹۷۸)، سیگهولم^۲ و دیگران (۱۹۸۴)، ماتیاسن و وینکل^۳ (۱۹۹۰)، جاورهللم^۴ و دیگران (۱۹۹۱)، جانسون و پاندیان (۲۰۰۵) است. در واقع تماس سطح مفصلی بیشتر در این حالت بیشتر است و این پایداری نسبی موجب می شود که نیروی کمتری برای تثبیت مفصلی صرف شود. احتمالاً با تغییر زوایای حرکتی، خط کشش عضلات تغییر می کند و همچنین با بالا بردن اندام فوقانی، بازوی گشتاوری عضلات تغییر کرده و این تغییرات موجب تغییر فعالیت عضلات می شود.

1. Poppen & Walker

2. Sigholm

3. Mathiassen & Winkel

4. Jarvholm

5. Yoshizaki

6. Sakaki

نتیجه گیری: فعالیت عضلات شانه هنگام بالابردن در صفحه اسکپشن در مقایسه با بالابردن در صفحه فرونتال، کمتر است. اثر عامل سرعت و بار در فعالیت عضلانی بدیهی است؛ اما تعامل بین این عوامل هنگام بالابردن اندام فوقانی نشان داد که در مجموع عضله دلتوئید خلفی در مقایسه با سایر عضلات، بیشتر تحت تأثیر بار و سرعت قرار دارد. همچنین اثر بار و سرعت در مجموع هنگام حرکت در صفحه اسکپشن کمتر از هنگام حرکت در صفحه فرونتال بود. نتایج این تحقیق در ارگونومی برای انتخاب وضعیت قرارگیری فرد در مقابل بار و میز کار هنگام بلند کردن و جابجایی بار می تواند مد نظر قرار گیرد. همچنین مربیان برای وارد ساختن فشار بیشتر بر عضله هنگام بدنسازی می توانند دور کردن را بیشتر در صفحه فرونتال انجام دهند.

قدردانی و تشکر

نویسندگان کمال تشکر و قدردانی را از همکاری مسئولین آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان، جناب آقای دکتر مهدی مجلسی و جناب آقای دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو و همچنین از تمامی آزمودنی در این پژوهش ابراز می کنند. این مقاله برگرفته شده از پایان نامه کارشناسی ارشد دانشکده علوم ورزشی دانشگاه بوعلی سینا همدان با کد رهگیری ثبت پایان نامه ۲۱۸۰۰۷۲ می باشد.

فرونتال (شکل ۲) نیز با افزایش سرعت و بار، شدت فعالیت تمامی عضلات به جز عضله دوزنقه میانی افزایش یافت. آسیب عضلات فوق خاری و دوزنقه در مفصل شانه به طور معمول شایع است و در این مطالعه، فعالیت عضله دوزنقه با اعمال بار و افزایش سرعت افزایش نیافت. با توجه به این که عضلات دوزنقه فوقانی و تحتانی به صورت کوپل حرکتی چرخش و یا تثبیت کتف را به عهده دارند، عدم افزایش فعالیت این عضله علیرغم افزایش بار و سرعت، ممکن است موجب شود تا فشار بیشتری روی عضله فوق خاری وارد آید. این وضعیت می تواند یکی از عوامل خطرزای آسیب مفصل شانه باشد، زیرا جفت نیرو مرکب از عضلات دوزنقه بالایی و پایینی، حرکات بالا بردن و پایین آوردن را خنثی می کنند و موجب اجرای حرکت چرخش بالایی کتف می شوند که به جفت نیروی آناتومیکی مشهور است (اوتیز، ۲۰۰۹) و اگر این هم انقباضی بین عضلات از بین برود، موجب آسیب می گردد.

تحقیق حاضر از چند محدودیت برخوردار است، این که اثر سیگنال های سایر عضلات در هر الکتروود سطحی قابل کنترل نبودند. میزان انگیزه و واقعی بودن عملکرد حداکثر تلاش فرد حین اجرای MVIC قابل کنترل نبود و همچنین به دلیل عدم استفاده از آلترا سوند، میزان انحراف راستای الکتروودها از راستای فیبرهای عضلانی دقیقاً مشخص نبود.

منابع

- Alquanaee, M., Galvin, R., & Fahey, T. (2012). Diagnostic accuracy of clinical tests for subacromial impingement syndrome: a systematic review and meta-analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(2), 229-236.
- Antony, N. T., & Keir, P. J. (2010). Effects of posture, movement and hand load on shoulder muscle activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(2), 191-198.
- Baraz, M., & Farahpour, N. (2011). *The function of the electromyography shoulder muscles in different position*. M.SC Thesis, Faculty of Sport Sciences, Bu Ali Sina university. [Persian]
- De Groot, J. H., Rozendaal, L. A., Meskers, C. G., & Arwert, H. J. (2004). Isometric shoulder muscle activation patterns for 3-D planar forces: a methodology for musculo-skeletal model validation. *Clinical Biomechanics*, 19(8), 790-800.
- Dvir, Z., & Berme, N. (1978). The shoulder complex in elevation of the arm: a mechanism approach. *Journal of Biomechanics*, 11(5), 219-225.
- Funk, L. (2005). *Rotator cuff biomechanics*. For MSc Orthopaedic Engineering.
- Hermens, H. J., B. Freriks, C., & Disselhorst-Klug, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 10(5), 361-374.

- Holtby, R., & Razmjou, H. (2004). Accuracy of the Speed's and Yergason's tests in detecting biceps pathology and SLAP lesions: comparison with arthroscopic findings. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 20(3), 231-236.
- Inman, V. T., Dec, J. B., Saunders, M., & Abbott, L. C. (1944). Observations on the function of the shoulder joint. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 26(1), 1-30.
- Jarvholm, U., Palmerud, G., Karlsson, D., Herberts, P., & Kadefors, R. (1991). Intramuscular pressure and electromyography in four shoulder muscles. *Journal of Orthopaedic Research*, 9(4), 609-619.
- Johnson, G., Bogduk, N., Nowitzke, A., & House, D. (1994). Anatomy and actions of the trapezius muscle. *Clinical Biomechanics*, 9(1), 44-50.
- Johnson, G. R., & Pandyan, A. D. (2005). The activity in the three regions of the trapezius under controlled loading conditions: an experimental and modelling study. *Clinical Biomechanics*, 20(2), 155-161.
- Kelly, B. T., Backus, S. I., Warren, R. F., & Williams, R. J. (2002). Electromyographic analysis and phase definition of the overhead football throw. *American Journal of Sports Medicine*, 30(6), 837-844.
- Kronberg, M., Nemeth, G., & Brostrom, L. A. (1990). Muscle activity and coordination in the normal shoulder: an electromyographic study. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 257, 76-85.
- Laursen, B., Jensen, B. R., & Sjogaard, G. (1998). Effect of speed and precision demands on human shoulder muscle electromyography during a repetitive task. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 78(6), 544-8.
- Levangie, P., & Norkin, C. (2005). *Joint structure and function: A comprehensive analysis*. 4th Edition, F. A. Davis Company, Human mechanics.
- MacDonell, C. W., & Keir, P. J. (2005). Interfering effects of the task demands of grip force and mental processing on isometric shoulder strength and muscle activity. *Journal of Ergonomics*, 48(15), 1749-1769.
- Magarey, M. E., & Jones, M. A. (2003). Dynamic evaluation and early management of altered motor control around the shoulder complex. *Manual Therapy*, 8(4), 195-206.
- Mathiassen, S. E., & Winkel, J. (1990). Electromyographic activity in the shoulder-neck region according to arm position and glenohumeral torque. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 61(5-6), 370-379.
- Mottram, S. L. (1997). Dynamic stability of the scapula. *Manual Therapy*, 2, 123-31.
- Oatis, C. (2009). *Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement*. 2th Edition. Baltimore.
- Poppen, N. K., & Walker, P. S. (1978). Forces at the glenohumeral joint in abduction. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 165-170.
- Hess, S. A. (2000). Functional stability of the glenohumeral joint. *Manual Therapy*, 5(2), 63-71.
- Sharkey, N. A., & Marder, R. A. (1995). The rotator cuff opposes superior translation of the humeral head. *American Journal of Sports Medicine*, 23(3), 270-275.

- Sigholm, G., Herberts, P., Almstrom, C., & Kadefors, R. (1984). Electromyographic analysis of shoulder muscle load. *Journal Orthopaedics Research*, 1, 379-86.
- Sommerich, C. M., McGlothlin, J. D., & Marras W. S. (1993). Occupational risk factors associated with soft tissue disorders of the shoulder: a review of recent investigations in the literature. *Ergonomics*, 36(6), 697-717.
- Sporrong, H., Palmerud, G., & Herberts, P. (1996). Hand grip increases shoulder muscle activity, An EMG analysis with static hand contractions in 9 subjects. *Journal Acta Orthopaedica Scandinavica*, 67(5), 485-490.
- Sporrong, H., Palmerud, G., & Herberts, P. (1995). Influences of handgrip on shoulder muscle activity. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 71(6), 485-492.
- Timmons, M. K., Lopes-Albers, A. D., Borgsmiller, L., Zirker, C., Ericksen, J., & Michener, L. A. (2013). Differences in scapular orientation, subacromial space and shoulder pain between the full can and empty can tests. *Clinical Biomechanics*, 28(4), 395-401.
- Vincent, J. I., Mac Dermid, J. C., Michlovitz, S. L., Rafuse, R., Wells-Rowell, C., Wong, O., & Bisbee, L. (2014). The push-off test: Development of a simple, reliable test of upper extremity weight-bearing capability. *Journal of Hand Therapy*, 27(3), 1-6.
- Vicon Motion Systems Limited. All rights reserved. *Upper Limb Model Product Guide Revision 1.0 July 2007 For use with Upper Limb Model Version 1.0*. (2007). <https://www.vicon.com/downloads/documentation/vicon-documentation/upper-limb-model-guide>
- Wickham, J., Pizzari, T., Stansfeld, K., Burnside, A., & Watson, L. (2010). Quantifying 'normal' shoulder muscle activity during abduction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(2), 212-222.
- Wiedenbauer, M. M., & Mortensen, O. A. (1952). An electromyographic study of the trapezius muscle. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 31(5), 363-372.
- Yoshizaki, K., Hamada, J., Tamai, K., Sahara, R., Fujiwara, T., & Fujimoto, T. (2009). Analysis of the scapulohumeral rhythm and electromyography of the shoulder muscles during elevation and lowering: comparison of dominant and nondominant shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 18(5), 756-763.

Abstract**Electrical activity of shoulder muscles during abduction of upper extremity at scaption and frontal planes with different speeds and loads**Nader Farahpour^{1*}, Soghra Abbasi²

1. Full Professor, Faculty of Sport Sciences, Bu Ali Sina university, Hamedan, Iran.

2. M.Sc, Faculty of Sport Sciences, Bu Ali Sina university, Hamedan, Iran.

Background and Aim: The objective of this study was to compare the shoulder muscle activation during upper arm elevation in scaption and frontal planes under different speed and loading conditions. **Materials and Methods:** Sixteen females (20-28 years old) were studied. A surface EMG system (MA300-16) was used to record the activity of shoulder muscles including anterior, medial, and posterior deltoid, supraspinatus as well as the upper, middle, and lower trapezius muscles during upper arm elevation in scaption and frontal planes. Tasks were repeated in slow and fast speed with and without load (5% of body mass). Under SPSS-22 environment, repeated measure ANOVA was used for statistics analysis with the significance level of $p < 0.05$. **Results:** In condition interaction between muscle, speed, load and plane motion factors; the effect was not significant ($p = 0.06$). The activation levels of anterior, medial, and posterior deltoid, supraspinatus, upper, middle, and lower trapezius muscles in frontal plane were %53, %68, %73, %55, %58, %33, and %51 respectively. These values for shoulder elevation in scaption plane were %43, %73, %96, %67, %69, %43 and %62 respectively. In total, the muscle activity in frontal plane was 0.16 times more than that in scaption plane ($p = 0.0001$). The total mean of muscle activities in fast motions was about 0.11% higher than that in slower speed motions ($p = 0.0001$). Also, with load, the muscle activity was 1.52 times more than that in without load condition ($p = 0.0001$). **Conclusion:** The muscle activity pattern of the arm elevation in frontal plane is different from that in scaption plane by means of higher activation in the frontal plane. In upper limb elevation, posterior deltoid muscle displayed higher activity than the other deltoid portions. Middle trapezius and anterior deltoid muscles had the least activity in upper arm elevation. Increasing the speed and load affected the activity of the posterior deltoid more than the other muscles.

Keywords: Frontal, Scaption, Electromyography, Shoulder joint.

Journal of Practical Studies of Biosciences in Sport, vol. 5, no. 10, Fall & Winter 2017/2018

Received: Mar 5, 2017

Accepted: Jul 25, 2017

* Corresponding Author, Address: Faculty of Sport Sciences, Bu Ali Sina university, Hamedan, Iran;
Email: naderfarahpour1@gmail.com