

# الگوهای فراخوانی عضلات شانه در حرکات ترکیبی پویا در افراد سالم

رویا خانمحمدی<sup>۱</sup>، دکتر سعید طالبیان مقدم<sup>۲</sup>، دکتر آزاده شادمهر<sup>۳</sup>، ابراهیم انتظاری<sup>۴</sup>

۱- کارشناس ارشد گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

۲- دانشیار گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

۳- استادیار گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

۴- مربی گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

## چکیده:

**زمینه و هدف:** شانه از پیچیده ترین مناطق بدن محسوب شده و ذاتاً مفصلی بی ثبات است که حرکات در آن بوسیله فعالیت متوالی زوج نیروها تولید و کنترل می شود. با توجه به بی ثباتی ذاتی شانه و نقش برجسته عضلات در تامین ثبات آن، به منظور ارزیابی تغییرات کنترل حرکتی در حرکات مختلف و کمک به طراحی برنامه های درمانی مناسب برای شانه درد و ارزیابی تاثیر درمانهای فیزیوتراپی و جلوگیری از ایجاد عوارض حاصله، مطالعه الگوی فعالیت عضلات کمربند شانه ای در حرکات مختلف در افراد سالم ضروری به نظر می رسد. اما تاکنون هیچ مطالعه ای به بررسی این الگوها در الگوهای D<sub>1</sub>ext و D<sub>1</sub>flex نپرداخته است.

**روش بررسی:** ۱۳ داوطلب خانم سالم در آزمون شرکت کردند. متغیرهای وابسته شروع و پایان فعالیت عضله و همچنین توالی فعالیت عضلات (سراتوس انتریور، پکتورالیس ماژور، تراپزیوس (فیبرهای فوقانی)، تراپزیوس (فیبرهای تحتانی)، دلتوئید خلفی و دلتوئید قدامی) سمت غالب در طی الگوهای D<sub>1</sub>flex و D<sub>1</sub>ext بوسیله الکترومیوگرافی سطحی و نرم افزار Data log در وضعیت ایستاده و با سرعت حرکت ۲۵ درجه در ثانیه محاسبه شد.

**یافته ها:** الگوی خاصی از فعالیت عضلات در الگوهای D<sub>1</sub>ext و D<sub>1</sub>flex مشاهده شد. توالی فعالیت عضلات در دو الگوی حرکتی با یکدیگر متفاوت بوده و همچنین تفاوت معناداری در زمان تاخیری تمامی عضلات ( $p < 0.05$ ) بجز فیبرهای فوقانی تراپزیوس ( $p = 0.33$ ) نسبت به گونیامتر فلکشن / اکستنشن بین دو الگوی حرکتی مشاهده شد.

**نتیجه گیری:** این مطالعه نشان داد در افراد سالم الگوی خاصی از فعالیت عضلات حول مفصل اسکاپولو هومرال وجود دارد. برنامه های توانبخشی باید طوری طراحی شوند که توالی فعالیت و عملکرد وابسته به تکلیف این عضلات را بهبود بخشیده و یا اصلاح کند.

**کلید واژه ها:** الگوی فعالیت عضلات، توالی فعالیت، الکترومیوگرافی سطحی، الگوی D<sub>1</sub>flex، الگوی D<sub>1</sub>ext

(وصول مقاله: ۱۳۸۷/۵/۱۱ پذیرش مقاله: ۱۳۸۷/۶/۱۵)

**نویسنده مسئول:** تهران - خیابان انقلاب - پیچ شمیران - دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران، گروه فیزیوتراپی

e-mail: talebian@sina.tums.ac.ir

## مقدمه

شانه از پیچیده ترین مناطق بدن محسوب شده (۶) و ذاتاً مفصلی بی ثبات است که حرکات در آن بوسیله فعالیت متوالی زوج نیروها تولید و کنترل می شود (۷، ۸، ۹). عضلات در ناحیه شانه تحت تاثیر کنترل عصبی قرار دارند و باعث نگه داشتن سر هومروس در حفره گلوئئید شده و به مفصل ثبات می دهند (۱۰). اما آنچه در عضلات ثبات دهنده از اهمیت بیشتری برخوردار است، تعادل موجود بین فعالیت عضلات در زوج نیروهاست، زیرا یک عضله ممکن است به صورت مجزا در تست عضلانی ایزومتریک

برای اولین بار Berinstein در سال ۱۹۶۷ مطرح کرد که برای انجام یک حرکت راه های متعددی وجود دارد، حال این سوال مطرح میشود که با وجود متعدد بودن راه ها چگونه سیستم عصبی یک راه را از بین راههای دیگر برمیگزیند (۱، ۲). مدل هایی از کنترل حرکتی با آنالیز الگوهای الکترومیوگرافی عضلات در حین انجام حرکت تلاش می کنند پاسخی برای این سوال بیابند و قوانینی (استراتژی هایی) که سیستم عصبی مرکزی برای ایجاد الگوهای الکترومیوگرافی مناسب بکار میگیرد را شناسایی کنند. (۳، ۴، ۵)

بسیار قوی عمل کند اما در هنگام شرکت در حرکات فانکشنال، عملکرد ضعیفی از خود نشان دهد (۱۱،۱۲).

برای ایجاد حرکت مناسب عضلات حول این کمپلکس بایستی به طور دقیق با یکدیگر هماهنگ شوند؛ به عبارتی بایستی در زمان مناسب و برای مدت زمان مناسب و با میزان نیروی مناسب فعال شوند (۱۳).

درمان غیر جراحی بیماران به طور معمول شامل ورزش هایی است که الگوی فعالیت عضله را اصلاح کند. طوری که کنترل عضلات اسکاپولا در برنامه های درمانی جدید بسیار مورد توجه قرار گرفته است اما محدود بودن اطلاعات علمی در زمینه الگوی های نرمال فعالیت عضلات، طراحی برنامه های ورزشی را با مشکل مواجه کرده است.

مطالعات متعددی الگوهای فراخوانی عضلات را در حرکات مختلف شانه مورد بررسی قرار داده اند (۱۴،۱۵،۱۶،۱۷،۱۸،۱۹، ۲۰، ۲۱). علیرغم آنکه الگوهای PNF به عنوان یکی از روش های ارزیابی عملکرد عضلات مورد استفاده قرار می گیرد (۲۲، ۲۳، ۲۴) اما تاکنون هیچ مطالعه ای به بررسی الگوی فعالیت عضلات در این الگوها نپرداخته است.

به دلیل اهمیت فعالیت عضلات، آگاهی درباره الگوی فراخوانی عضلات می تواند در درک عملکرد عضله، آسیب ها و توانبخشی آن سودمند باشد.

به همین علت این پژوهش به مطالعه الگوهای فعالیت عضلات افراد سالم طی الگوهای  $D_{1flex}$  و  $D_{1ext}$  پرداخت.

### روش بررسی

این پژوهش یک مطالعه تحلیلی از نوع مقطعی بود و نمونه گیری به صورت ساده و داوطلبانه انجام گرفت. ۱۳ نفر خانم سالم از میان ۱۶ داوطلب ارجاع شده، براساس معیارهای ورود و خروج و با میانگین سنی ۱۸ تا ۴۹ سال بطور داوطلبانه در آزمون شرکت نمودند. در تمامی شرکت کنندگان دست راست غالب بوده و هیچیک از آنها در ۶ ماه اخیر تاریخچه ای از بیماری های اسکلتی - عضلانی، شکستگی، دررفتگی، بی ثباتی در شانه، شانه درد، جراحی شانه و یا دیگر مشکلات اورتوپدیک در اندام فوقانی، علائم گردنی مزمن و یا حاد و مشکلات نورولوژی گزارش ندادند. همچنین شرکت کنندگان فعالیت حرفه ای ورزشی نداشتند. (۳ بار در هفته به مدت حداقل ۸ ماه). در صورت عدم ثبت EMG

مناسب و یا عدم تمایل به ادامه برنامه افراد از آزمون خارج می شدند.

تجهیزات مورد استفاده شامل گونیامتر دیجیتال data log، الکترودهای سطحی کلرید نقره-نقره، دستگاه الکترومیوگرافی هشت کاناله biometrics مدل Data log با مشخصات زیر:

Gain: 100 $\mu$ v/Div, Sampling rate: 1KHz, Sweep: 100 msec/Div, Band Pass Filter: 10-500 Hz

نرم افزار data log و دستگاه تنظیم کننده ی سرعت بود. این دستگاه دارای دو بخش سخت افزاری و نرم افزاری بود. بخش سخت افزاری شامل یک چهارچوب فلزی به عنوان تکیه گاه بود که بخش اصلی دستگاه بر روی آن تعبیه شده بود. بخش اصلی دستگاه میله ای قوسی شکل با ۹۰ لامپ کوچک بود که توسط رابط به کامپیوتر مرتبط می شد. در بخش نرم افزاری دستگاه، سرعت و جهت روشن شدن لامپ ها قابل تنظیم بود.

حد فوقانی و حد تحتانی که شماره آخرین لامپ در بالای میله ی قوسی شکل بود در این تحقیق ۴۵ درجه یا ۴۵ لامپ بود. بدین ترتیب با تغییر زمان روشن شدن لامپ ها، سرعت حرکت برحسب درجه به هزارم ثانیه قابل تنظیم بود. در این تحقیق ۸۰ لامپ و ۴۰ میلی سکند زمان انتخاب شد که سرعت حرکت معادل ۲۵ درجه در ثانیه بود. به طور کلی دستگاه تنظیم کننده ی سرعت جهت تنظیم سرعت و مسیر حرکت اندام در فضا طراحی گردیده است.

پس از انتخاب افراد براساس ضوابط ورود، نحوه انجام حرکات و مختصری آشنایی با الکترومیوگرافی صورت می گرفت. سپس افراد فرم رضایت نامه را امضاء می کردند. با استفاده از پنبه و الکل مناطقی از پوست که قرار بود الکتروودگذاری شوند پاک می گردیدند.

در این آزمون الگوی فعالیت عضلات پکتورالیس ماژور (قسمت ترقوه ای)، دلتوئید (فیبرهای قدامی و خلفی)، سراتوس انتریور، تراپزیوس (فیبرهای فوقانی و تحتانی)، در سمت غالب مورد مطالعه قرار گرفت (سمت غالب به عنوان سمتی که کارهای روزمره مثل نوشتن یا ضربه زدن به توپ) با آن انجام می شود و نسبت به سمت دیگر قویتر است تعریف شده است). برای دلتوئید قدامی و خلفی الکترودها وسط بالک عضله به ترتیب در جلو و پشت بازو قرار می گرفتند. پکتورالیس ماژور (قسمت ترقوه ای)

## وضعیت

آزمون در وضعیت ایستاده انجام گرفت. در وضعیت ایستاده، آزمودنی در فاصله ای مناسب از دستگاه تنظیم کننده سرعت قرار می گرفت تا دست آزادانه، با سرعت مناسب و در مسیر تعیین شده در فضا حرکت کند.

این طرح در آزمایشگاه الکترومایوگرافی دانشکده توانبخشی تهران و در سال ۱۳۸۷ انجام گردید از دستگاه الکترومایوگرافی جهت ثبت داده‌های مربوط به زمانبندی فعالیت عضلات و از گونیامتر دیجیتال data log جهت تعیین شروع حرکت استفاده شد. آنالیز داده‌ها جهت آستانه‌یابی و زمانبندی فعالیت عضلات با کمک نرم افزار data log صورت گرفت. تجزیه و تحلیل یافته‌ها توسط نرم افزار SPSS و آزمونهای Non- Parametric (بدلیل حجم نمونه) انجام شد. جهت مقایسه میانگین هر کدام از پارامترها از آزمون Wilcoxon استفاده شد.

## یافته‌ها

در این مطالعه ۱۳ فرد سالم با متوسط سن  $6/89 \pm$  سال،  $26/23$  سال، وزن  $6/11 \pm$  کیلوگرم و قد  $3/99 \pm$  سانتیمتر شرکت کردند.

### الگوی D1flex

یافته‌ها نشان داد در الگوی D1Flex توالی فراخوانی عضلات نسبت به گونیامتر اداکشن/ اداکشن به ترتیب زیر می‌باشد؛ سراتوس انتریور، دلتوئید قدامی، پکتورالیس ماژور، تراپزیوس (فایبرهای فوقانی)، تراپزیوس (فایبرهای تحتانی)، دلتوئید خلفی که در جدول (۱) قابل مشاهده است.

علاوه براین، همان طور که در جدول (۲) مشاهده می‌گردد توالی فراخوانی عضلات نسبت به گونیامتر فلکشن/اکستنشن همانند فراخوانی عضلات نسبت به گونیامتر اداکشن/ اداکشن می باشد.

### الگوی D1Ext

در الگوی D1Ext توالی فراخوانی عضلات نسبت به گونیامتر اداکشن/ اداکشن به شکل زیر می باشد؛ دلتوئید خلفی، تراپزیوس (فایبرهای فوقانی)، تراپزیوس (فایبرهای تحتانی)، دلتوئید قدامی، سراتوس انتریور، پکتورالیس ماژور (جدول ۱) در الگوی D1Ext نیز توالی فراخوانی عضلات نسبت به هر دو گونیامتر یکسان است (جدول ۲).

همچنین تفاوت معناداری در زمان تاخیری تمامی عضلات ( $P < 0/05$ ) بجز فایبرهای فوقانی تراپزیوس نسبت به

وسط بالک عضله و داخل تر نسبت به زائده کوراکوئید، سراتوس انتریور در جلوی عضله لاتیسیموس دورسی وقتی بازو در ۹۰ درجه فلکسیون در صفحه ساژیتال قرار دارد، فایبرهای فوقانی تراپزیوس ۲/۳ فاصله بین هفتمین مهره گردنی و زائده آکرومیون و فایبرهای تحتانی تراپزیوس در ۲/۳ فوقانی و ۱/۳ تحتانی خطی که ریشه خار اسکپولا را به هشتمین مهره توراسیک وصل می‌کند قرار داشتند الکتروود زمین نیز به میج دست راست بسته شد و الکتروودگذاری در جهت فایبرهای عضله و الکتروود رفرنس در همه الکتروودگذاری‌ها در قسمت دیستال فیبر عضله با فاصله ۲ سانتیمتر از الکتروود فعال قرار داشت.

بازوی ثابت گونیامتر در بالای شانه، حد واسط خار اسکاپولا از پشت و ترقوه از جلو و بازوی متحرک در سطح خارجی بازو قرار می‌گرفت. گونیامتر توسط دو رابط به دستگاه مرتبط شده بود بنابراین قادر بود حرکت را در دو بعد ( اداکشن/ اداکشن و فلکشن/اکستنشن) نشان دهد.

## حرکات ترکیبی پویا

در این آزمون فعالیت عضلات در الگوی D1Flex و D1Ext مورد بررسی قرار گرفت. برای انجام الگوی D1Flex انگشتان در وضعیت اکستنشن و اداکشن، میج اکستنشن، ساعد پرونیشن، آرنج اکستنشن، شانه اکستنشن، اداکشن و چرخیده به داخل و اسکاپولا در وضعیت رترکشن، دپرسشن و چرخیده به پایین قرار داشت (در شروع حرکت به منظور ریلکشن در عضلات، دست بر روی بالش قرار داشت) و سپس به ترتیب از پائین به بالا انگشتان فلکسد و اداکت، میج فلکسد، ساعد سوپینیت، آرنج اکستنشن، شانه فلکسد و اداکت شده و رو به خارج می‌چرخید و اسکاپولا پروترکت و الویت شده و رو به بالا می‌چرخید در بازگشت به ترتیب از پائین به بالا انگشتان اکستنشن و اداکت، میج اکستنشن، ساعد پرونیته، آرنج اکستنشن، شانه اکستنشن و اداکت شده و رو به داخل می‌چرخید و اسکاپولا رترکت و دپرس شده و رو به بالا می‌چرخید (الگوی D1Ext). تنه ثابت بوده و چشمان حرکت دست را دنبال می‌کردند. به منظور نشان دادن مسیر از دستگاه تنظیم کننده‌ی سرعت استفاده شد.

## سرعت

دستگاه تنظیم کننده سرعت این امکان را به ما داد تا آزمون در سرعت تنظیم شده انجام گیرد. برای حرکت سریع بازو در فضا، سرعت ۲۵ درجه برثانیه انتخاب گردید.

جدول ۱: میانگین و سطح معناداری تاخیر زمانی فعالیت عضله در الگوی  $D_1Flex$  و  $D_1Ext$  نسبت به گونیا متر ابداکشن/اداکشن

عضله	$D_1Flex$	$D_1Ext$	سطح معناداری (P)
دلتوئید قدامی	$-0.34 \pm 0.47$	$-3.96 \pm 0.52$	0.002
دلتوئید خلفی	$-4.06 \pm 1.16$	$-1.01 \pm 1.17$	0.005
پکتورالیس مزور (قسمت ترقوه ای)	$-0.8 \pm 0.89$	$-4.45 \pm 0.53$	0.002
سراتوس انتریور	$-0.33 \pm 0.49$	$-4.26 \pm 0.51$	0.002
تراپزیوس (فایبرهای فوقانی)	$-0.97 \pm 1.37$	$-2.8 \pm 2.07$	0.02
تراپزیوس (فایبرهای تحتانی)	$-1.48 \pm 1.68$	$-3.6 \pm 1.17$	0.05

جدول ۲: میانگین و سطح معناداری تاخیر زمانی فعالیت عضله در الگوی  $D_1Flex$  و  $D_1Ext$  نسبت به گونیا متر فلکشن/اکستنشن

عضله	$D_1Flex$	$D_1Ext$	P value
دلتوئید قدامی	$-0.3 \pm 0.52$	$-3.31 \pm 0.68$	0.003
دلتوئید خلفی	$-4.08 \pm 1.59$	$-0.3 \pm 1.51$	0.005
پکتورالیس مزور (قسمت ترقوه ای)	$-0.65 \pm 0.54$	$-3.62 \pm 0.71$	0.003
سراتوس انتریور	$-0.7 \pm 0.55$	$-2.55 \pm 0.82$	0.003
تراپزیوس (فایبرهای فوقانی)	$-1.34 \pm 1.82$	$-1.88 \pm 2.41$	0.33
تراپزیوس (فایبرهای تحتانی)	$-1.89 \pm 1.5$	$-2.88 \pm 1.17$	0.008

### بحث

در این مطالعه توالی فعالیت عضلات و زمان تاخیری آنها نسبت به دو گونیا متر فلکشن/اکستنشن و ابداکشن/اداکشن در دو الگوی حرکتی  $D_1flex$  و  $D_1ext$  مورد بررسی قرار گرفت. یافته‌های این تحقیق نشان داد اولین عضله‌ای که در الگوی  $D_1flex$  فعال می‌شود عضله سراتوس انتریور است، مطالعات متعدد نشان می‌دهد عضله سراتوس انتریور از اصلی ترین عضلات ثبات دهنده ی کتف در حرکت فلکشن است. (۲۵،۲۶) (۲۷،۲۸) فایبرهای فوقانی تراپزیوس در حدود ۰/۹۷ میلی ثانیه بعد از شروع حرکت اداکشن و ۱/۳۴ میلی ثانیه بعد از شروع حرکت فلکشن فعال می‌شود که زوج نیرویی برای ثبات اولیه کتف و بالابردن آکرومیون ایجاد می‌کند (۹،۲۹). فعالیت فایبرهای تحتانی تراپزیوس دیرتر اتفاق می افتد تا ثبات اسکاپولا و بالا رفتن آکرومیون را کامل کند. فعالیت کانستریک فایبرهای

تحتانی تراپزیوس جهت فراهم کردن سطحی با ثبات برای فعالیت عضلات کلاهیک چرخاننده ضروری می‌باشد. (۳۲،۳۱،۳۰،۲۹) عضله دلتوئید خلفی به عنوان عضله آنتاگونیست در الگوی  $D_1flex$  با تاخیر بیشتری نسبت به سایر عضلات فعال می‌شود، مطالعات نشان می‌دهد هنگام انجام حرکت اکستنشن آرنج، فعالیت عضلات تراپسپس و بایسپس به شکل الگوی دو طرفه (reciprocal) (آگونیست- آنتاگونیست) می‌باشد. فعالیت عضله آگونیست (سه سر بازویی) در حدود ۳۰ میلی ثانیه قبل از شتاب اندام ناگهان افزایش پیدا کرده و سپس به تدریج تا انتهای حرکت شتابدار (نیمه حرکت اکستنشن) کاهش پیدا می کند و فعالیت عضله آنتاگونیست (دو سر بازویی) چند هزار میلی ثانیه بعد از شروع فعالیت آگونیست شروع شده و تا انتهای حرکت ادامه دارد. عضله آنتاگونیست شتاب اندام را گرفته و در انتها حرکت را

الگوها طوری طراحی شده اند که اگر یک عنصر در زنجیره فعال شود دیگر عناصر نیز در یک دستور ثابت فعال خواهند شد که این یکی از خصوصیات اصلی ساختارهای هماهنگ و سینرژیستی به شمار می‌آید.

در مورد آنکه کدام خصوصیات حرکت در یک برنامه حرکتی ذخیره می‌شود، بین نویسندگان اختلاف نظر وجود دارد. اما بطور کلی در مورد یک مدل توافق نظر وجود دارد؛ این مدل حاکی از آن است که توالی زمانی- مکانی عضلات در برنامه حرکتی در مغز ذخیره می‌شود (۱۳) که بهترین ابزار جهت بررسی این توالی استفاده از الکترومیوگرافی است.

نتایج این مطالعه نظریه‌های موجود را که معتقدند سیستم عصبی مرکزی رفتارهای دینامیک سیستم عضلانی- اسکلتی را با سازمان بندی کردن سینرژی ها تحت کنترل قرار داده و با فراهم کردن الگوی هماهنگ و ظریف فراخوانی عضلات از هدر رفتن انرژی بدنال فعالیت عضلانی غیرضروری جلوگیری می کند را تایید می کند.

متوقف می‌کند (۳۳،۳۴). به نظر می‌رسد همین روند بکارگیری در ترتیب فعال شدن عضلات شانه طی هر دو الگوی حرکتی مورد تحقیق قابل مشاهده باشد. نتایج این مطالعه بیانگر آن است که توالی و زمان فعالیت عضلات از یک الگوی حرکتی به الگوی حرکتی دیگر متفاوت می‌باشد. این نتایج با نظریه های مطرح شده در این زمینه توافق دارد، Shumway در کتاب خود عنوان می‌کند انجام یک نوع تکلیف (Task) لزوماً عملکرد نوع دیگری از تکلیف را پیش بینی نمی کند زیرا ابزار مورد احتیاج برای هر تکلیف با تکلیف دیگر متفاوت است.

یک برنامه حرکتی در مغز شامل دو نوع دستور می‌باشد؛ یک سری دستورات ثابت و غیر قابل تغییر و دیگری دستوراتی هستند که قابلیت تغییر دارند. به عنوان مثال در برنامه حرکتی که برای پرتاب کردن توپ طراحی شده، عضلاتی که به دنبال دستورات منقبض می‌شوند ثابت خواهند بود و همچنین مدت زمان انقباض عضلات به صورت نسبی ثابت است، سطح فعالیت عضلات شرکت کننده در برنامه نیز ثابت می‌باشد. اما بعضی موارد متغیر هستند و نیازمند کنترل می‌باشند این موارد شامل سطح فعالیت مطلق عضلات و کل مدت زمان انجام برنامه است. این

## REFERENCES

- 1- Bernstein NA. The coordination and regulation of movements. Oxford: Pergamon Press; 1967, 54
- 2- Marconi NF, Almeida GL, Gottlieb GL. Electromyographic and kinetic strategies to control movement. Rev. bras. Fisioter 2006;10(1):1-8
- 3- Gottlieb GL, Corcos DM, Agarwal GC. Organizing principles for single joint movements: I - A speed-insensitive strategy. J Neurophysiol 1989;62:342-57
- 4- Corcos DM, Gottlieb GL, Agarwal GC. Organizing principles for single joint movements: II - A speed-sensitive strategy. J Neurophysiol 1989;62:358-68
- 5- Gottlieb GL. On the voluntary movement of compliant (inertial-viscoelastic) loads by parcellated control mechanisms. J Neurophysiol 1996;76:3207-29
- 6- Mcdermott FT. Repetition strain injury: a review of current understanding. Med J Aust 1986; 144(4):196-200
- 7- Kibler WB, Chandler TJ, Shapiro R, Conuel M. Muscle activation in coupled scapulohumeral motions in the high performance tennis serve. British Journal of Sports Medicine 2007;41:745-749
- 8- Happee R, Van Der Helm FC. The control of shoulder muscles during goal directed movements. J Biomech 1995;28:1179-91
- 9- Bagg SD, Forrest WJ. Electromyographic study of the scapular rotators during arm abduction in the scapular plane. Am J Physical Med 1986;65:111-24
- 10- David G, Magarey M, Jones M, Türker K, Sharpe M, Dvir Z. EMG and strength correlates of selected shoulder muscles during rotations of the glenohumeral joint. Journal of Clinical Biomechanics 2000;2:95-102
- 11- Kibler B. Shoulder rehabilitation: Principles and practice. Medicine and Science in Sports and Exercise 1998a;30(4):40-50
- 12- Kibler B. The role of the scapula in athletic shoulder function. American Journal of Sports Medicine 1998b;26(2):325-339
- 13- Shumway-Cook A, Woollacott MJ. Motor Control: Theory and Practical Applications. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins; 2001,209-315

- 14- Cools AM, Witvrouw EE, Declercq GA, Danneels LA and Cambier DC. Scapular Muscle Recruitment Patterns: Trapezius Muscle Latency with and without Impingement Symptoms. *The American Journal of sport medicine* 2003;31:542-549
- 15- Cools AM, Witvrouw EE, DeClercq GA, Danneels LA, William TM, Cambier DC, Voight ML. Scapular Muscle Recruitment Pattern: Electromyographic Response of the Trapezius Muscle to Sudden Shoulder Movement Before and After a Fatiguing Exercise. *J Orthop Sports Phys Ther* 2002;32(5):221-9
- 16- Lin J, Lim HK, Soto-quijano DA, Hanten WP, Olson SL, Roddey TS and Sherwood AM. Altered patterns of muscle activation during performance of four functional tasks in patients with shoulder disorders: interpretation from voluntary response index. *J of Electromyography and kinesiology* 2006;16(5):458-468
- 17- Wadsworth DJS, Bullock-Saxton JE. Recruitment patterns of the scapular rotator muscles in freestyle swimmers with subacromial impingement. *International Journal of Sports Medicine* 1997;18:618-624
- 18- Bandholm T, Rasmussen L, Aagaard P, Diederichsen L and Jensen BR. Effects of experimental muscle pain on shoulder-abduction force steadiness and muscle activity in healthy subjects. *European Journal of Applied Physiology* 2008;102(6):643-50
- 19- Bandholm T, Rasmussen L, Aagaard P, Diederichsen L, Jensen BR and Diederichsen L. force steadiness, muscle activity and maximal muscle strength in subjects with subacromial impingement syndrome. *Muscle Nerve* 2006;34:631-639
- 20- Reddy AS, Mohr KJ, Pink MM, Jobe FW. Electromyographic analysis of the deltoid and rotator cuff muscles in persons with subacromial impingement. *J Shoulder Elbow Surg* 2000; 9(6):519-23.
- 21- de Moraes Faria CD, Teixeira-Salmela LF, de Paula Goulart FR, de Souza Moraes GF. Scapular Muscular Activity With Shoulder Impingement Syndrome During Lowering of the Arms. *Clin J Sport Med* 2008;18:130-136
- 22- Engle RP. Proprioceptive neuromuscular facilitation for the shoulder. In: Andrews JR, Wilk KE (eds) *The Athlete's Shoulder*. New York: Churchill Livingstone; 1994,451
- 23- Knott M, Voss D. *Proprioceptive Neuromuscular Facilitation*. New York: Harper and Row; 1968,331
- 24- Voss DE, Knott M, Kabat M. Application of neuromuscular facilitation in the treatment of shoulder disabilities. *Physical Therapy Review* 1953;33:536-541
- 25- Kapandji IA. *The Physiology of Joints. Annotated Diagrams of the Mechanics of the Human Joints*. Edinburgh: Churchill Livingstone; 1982 (Vol 1), 56-60
- 26- Norkin CC, Levangie PK. *Joint Structure and Function, A Comprehensive Analysis*. Philadelphia: FA Davis Company; 2005, 259-262
- 27- Schenkman M, de Cartaya RV. Kinesiology of the shoulder complex. In: Andrews JR, Wilk KE (eds) *The Athlete's Shoulder*. New York: Churchill Livingstone; 1994, 15-33
- 28- Souza TA (ed.). *Sports injuries of the shoulder*. New York: Churchill Livingstone; 2000,58
- 29- McClure PW, Michener LA, Sennet BJ, et al. Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. *J Shoulder Elb Surg* 2001;10:269-78
- 30- Ryu RKN, McCormick J, Jobe FW, et al. An electromyographic analysis of shoulder function in tennis players. *Am J Sports Med* 1988;16:481-5
- 31- Happee R. Goal directed movements II: a kinematic model and its relation to EMG. *J Electromyogr Kinesiology* 1993;3:13-23
- 32- Kebatse M, McClure P, Pratt N: Thoracic position effect on shoulder range of motion, strength, and 3-dimensional scapular kinetics. *Arch Phys Med Rehab* 1999;80:945-50
- 33- Hallett M, Shahani BT, Young RR. EMG analysis of stereotyped voluntary movements in man. *Journal of Neurol Neurosurg Psychiatry* 1975;38:1154-62
- 34- Hannaford B, Stark L. Roles of the elements of the triphasic control signal. *Exp Neurol* 1985; 90:619-34

# Shoulder muscle recruitment patterns during dynamic complex movements in healthy subjects

Khanmohammadi R<sup>1</sup>, Talebian S<sup>2\*</sup>, Shadmehr A<sup>3</sup>, Entezari E<sup>4</sup>

- 1- M.Sc of Physio Therapy of Tehran University of Medical Sciences
- 2- Associate Professor of Tehran University of Medical Science
- 3- Assistant Professor of Tehran University of Medical Sciences
- 4- Lecturer of Tehran University of Medical Sciences

## Abstract

**Background and aim:** The shoulder area is the most complex region of the body and inherently unstable that motions are produced and controlled by sequenced activation of muscles in force couple patterns. It seems that investigating of shoulder muscle activation pattern is essential in the various tasks in healthy subjects due to the unstable structure of the shoulder and vital role of muscles in the stability. In order to evaluate motor control changes in the various movement, designing the therapeutic programs suitable to the shoulder pain and to evaluate effects of physiotherapy and preventing of side effects, this study was conducted. Up to now, it has not been evaluated in the D1flex & D1ext patterns yet.

**Materials and methods:** Thirteen female healthy volunteers participated in the experiment. Dependent variables of muscle activation such as onset and offset as well as sequencing of muscles (upper trapezius, lower trapezius, serratus anterior, pectoralis major, anterior deltoid and posterior deltoid) of dominant side were calculated during D1flex & D1ext patterns by surface EMG and Data log software in the standing position with speed movement of 25 degree/second.

**Results:** Special patterns of muscle activation were observed during D1flex & D1ext. Sequencing of muscle activation was different in the both movement patterns. Also, significant differences were found in the latency time of all muscles ( $p < 0.05$ ) except upper fibers of trapezius related to flex/ext goniometer ( $p = 0.33$ ) between both movement patterns.

**Conclusion:** This study demonstrated that there are special patterns of activation of muscles around the scapulohumeral articulation in the normal subjects. Rehabilitation and conditioning programs should be designed to restore and optimize the activation sequences and task specific functions of these muscles.

**Key Words:** Muscle activation patterns, Sequencing of muscle activation, D1flex pattern, D1ext pattern, Surface electromyography,

**\*Corresponding author:**

Dr. Saeed Talebian, Rehabilitation Faculty, Tehran University of Medical Sciences.

E-mail: talebian@sina.tums.ac.ir

*This research was supported by Tehran University of Medical Sciences (TUMS).*