الگوهای فراخوانی عضلات شانه در حرکات ترکیبی پویا در افراد سالم

رویا خانمحمدی[۱]، دکتر سعید طالبیان مقدم[۲]، دکتر آزاده شادمهر[۳]، ابراهیم انتظاری[۴]

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 می‌رسد. اما تاکنون هیچ مطالعه ای به بررسی این الگوها در الگوهای D_1flex و D_1ext نپرداخته است.

روش بررسی: ۱۳ داوطلب خانم سالم در آزمون شرکت کردند. متغییرهای 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_1flex و D_1ext بوسیله الکترومیوگرافی سطحی و نرم افزار Data log در وضعیت ایستاده و با سرعت حرکت ۲۵ درجه در ثانیه محاسبه شد.

یافته‌ها: الگوی خاصی از فعالیت عضلات در الگوهای D_1flex و D_1ext مشاهده شد. توالی فعالیت عضلات در دو الگوی حرکتی با یکدیگر متفاوت بوده و همچنین تفاوت معناداری در زمان تاخیری تمامی عضلات($p<۰/۰۵$) بجز فیبرهای فوقانی تراپزیوس ($p=۰/۳۳$) نسبت به گونیامتر فلکسشن/ 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 واژه‌ها: الگوی فعالیت عضلات، توالی فعالیت، الکترومیوگرافی سطحی، الگوی D_1flex، الگوی D_1ext

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

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

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

مقدمه

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). مدل‌هایی از کنترل حرکتی با آنالیز الگوهای الکترومیوگرافی عضلات در حین انجام حرکت تلاش می‌کنند پاسخی برای این سوال بیابند و قوانینی (استراتژی‌هایی) که سیستم عصبی مرکزی برای ایجاد الگوهای الکترومیوگرافی مناسب بکار میگیرد را شناسایی کنند. (۳،۴،۵)

شانه از پیچیده‌ترین مناطق بدن محسوب شده(۶) و ذاتاً مفصلی بی ثبات است که حرکات در آن بوسیله فعالیت متوالی زوج نیروها تولید و کنترل می‌شود(۷،۸،۹). عضلات در ناحیه شانه تحت تاثیر کنترل عصبی قرار دارند و باعث نگه داشتن سر هومروس درحفره گلنوئید شده و به مفصل ثبات می‌دهند(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

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-26]

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 داده‌اند(۱۴،۱۵،۱۶،۱۷،۷ ،۱۸،۱۹، ۲۱،۲۰). علیرغم آنکه الگوهای PNF به عنوان یکی از روش‌های ارزیابی عملکرد عضلات مورد استفاده قرار می‌گیرد (۲۲،۲۳،۲۴) اما تاکنون هیچ مطالعه‌ای به بررسی الگوی فعالیت عضلات دراین الگوها نپرداخته است.

به دلیل اهمیت فعالیت عضلات، آگاهی درباره الگوی فراخوانی عضلات می‌تواند 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 حرفه‌ای 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 می‌شدند.

تجهیزات مورد استفاده شامل

گونیامتر دیژیتال data log، الکترودهای سطحی کلرید نقره- نقره، دستگاه الکترومیوگرافی هشت کاناله biometrics مدل Data log با مشخصات زیر:

Gain: 100µv/Div, Sampling rate: 1KHz, Sweep: 100 msec/Div, Band Pass Filter: 10-500 Hz ،

نرم افزار data log و دستگاه تنظیم کننده‌ی 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 می‌شد. در بخش نرم افزاریِ دستگاه، سرعت و جهت روشن شدن لامپ ها قابل تنظیم بود.

حد فوقانی و حد تحتانی که شماره آخرین لامپ در بالای میله‌ی قوسی شکل بود در این تحقیق ۴۵ درجه یا ۴۵ لامپ بود. بدین ترتیب با تغییر زمان روشن شدن لامپ‌ها، 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 کننده‌ی 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 می‌گرفت. سپس افراد فرم رضایت نامه راامضاء می‌کردند. با استفاده از پنبه و الکل مناطقی از پوست که قرار بود الکترودگذاری شوند پاک می‌گردیدند.

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 می‌گرفتند. پکتورالیس ماژور (قسمت ترقوه‌ای)

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-26]

وسط بالک عضله و داخل تر نسبت به زائده کوراکوئید، سراتوس انتریور در جلوی عضله لاتیسموس دورسی وقتی بازو در ۹۰ درجه فلکسیون در صفحه ساژیتال قرار دارد، فیبرهای فوقانی تراپزیوس ۲/۳ فاصله بین هفتمین مهره گردنی و زائده آکرومیون و فیبرهای تحتانی تراپزیوس در ۲/۳ فوقانی و ۱/۳ تحتانی خطی که ریشه خار اسکپولا را به هشتمین مهره توراسیک وصل می‌کند قرار داشتند الکترود زمین نیز به مچ دست راست بسته شد و الکترودگذاری در جهت فیبرهای عضله و الکترود رفرنس در همه الکترودگذاری‌ها در قسمت دیستال فیبر عضله با فاصله ۲ سانتیمتر از الکترود 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 (ابداکشن/ اداکشن و فلکشن/اکستنشن) نشان دهد.

حرکات ترکیبی پویا

در این آزمون فعالیت عضلات در الگوی D_1Flex و D_1Ext مورد بررسی قرار گرفت. برای انجام الگوی D_1Flex انگشتان در وضعیت اکستنشن و ابداکشن ، مچ اکستنشن ، ساعد پرونیشن ، آرنج اکستنشن، شانه اکستنشن، ابداکشن و چرخیده به داخل و اسکاپولا در وضعیت رتراکشن، دپرسشن و چرخیده به پایین قرار داشت (در شروع حرکت به منظور ریلکسشن در عضلات، دست بر روی بالش قرار داشت) و سپس به ترتیب از پائین به بالا انگشتان فلکسد و اداکت، مچ فلکسد، ساعد سوپینیت، آرنج اکستند، شانه فلکسد و اداکت شده و رو به خارج می چرخید و اسکاپولا پروترکت و الویت شده و رو به بالا می‌چرخید در بازگشت به ترتیب از پائین به بالا انگشتان اکستند و ابداکت ، مچ اکستند، ساعد پرونیت، آرنج اکستند، شانه اکستند و ابداکت شده و رو به داخل می چرخید و اسکاپولا رتراکت و دپرس شده و رو به بالا می چرخید(الگوی D_1Ext). 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 سریعِ بازو در فضا، سرعت ۲۵ درجه برثانیه انتخاب گردید.

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 الکترومیوگرافی جهت ثبت داده‌های مربوط به زمانبندی فعالیت عضلات و از گونیامتر دیژیتال 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.

یافته ها

در این مطالعه ۱۳ فرد سالم با متوسط سن ۶/۸۹ ± ۲۶/۲۳ سال، وزن ۶/۱۱ ± ۵۴/۶۱ کیلوگرم و قد ۳/۹۹ ± ۱۶۲/۵۳ سانتیمتر شرکت کردند.

الگوی D1flex

یافته‌ها نشان داد در الگوی D_1Flex توالی فراخوانی عضلات نسبت به گونیامتر ابداکشن/ اداکشن به ترتیب زیر می‌باشد؛ سراتوس انتریور، دلتوئید قدامی، پکتورالیس ماژور، تراپزیوس (فایبرهای فوقانی)، تراپزیوس (فیبرهای 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 ابداکشن/ اداکشن می باشد.

الگوی D1Ext

در الگوی D_1Ext توالی فراخوانی عضلات نسبت به گونیامتر ابداکشن/ اداکشن به شکل زیر می باشد؛ دلتوئید خلفی، تراپزیوس (فیبرهای فوقانی)، تراپزیوس (فیبرهای تحتانی)، دلتوئید قدامی، سراتوس انتریور، پکتورالیس ماژور (جدول۱)

در الگویD_1Ext نیز توالی فراخوانی عضلات نسبت به هر دو گونیامتر یکسان است(جدول ۲).

همچنین تفاوت معناداری در زمان تاخیری تمامی عضلات ($p<۰/۰۵$) بجز فایبرهای فوقانی تراپزیوس نسبت به

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-26]

گونیامتر فلکشن/اکستنشن (p= ۰/۳۳) بین دو الگوی حرکتی مشاهده شد(جدول۱و۲).

جدول۱: میانگین و سطح معناداری تاخیر زمانی فعالیت عضله در الگوی D_1Flex و D_1Ext نسبت به گونیامتر ابداکشن/ اداکشن

عضله	D1Flex	D1Ext	سطح معناداری (P)
دلتوئید قدامی	-۰/۳۴ ±۰/۴۷	-۳/۹۶ ± ۰/۵۲	۰/۰۰۲
دلتوئید خلفی	-۴/۰۶± ۱/۱۶	-۱/۰۱ ±۱/۱۷	۰/۰۰۵
پکتورالیس مژور (قسمت ترقوه ای)	-۰/۸ ±۰/۸۹	-۴/۴۵ ±۰/۵۳	۰/۰۰۲
سراتوس انتریور	-۰/۳۳ ±۰/۴۹	-۴/۲۶ ± ۰/۵۱	۰/۰۰۲
تراپزیوس (فایبرهای فوقانی)	-۰/۹۷± ۱/۳۷	-۲/۸ ±۲/۰۷	۰/۰۲
تراپزیوس (فایبرهای تحتانی)	-۱/۴۸ ± ۱/۶۸	-۳/۶ ±۱/۱۷	۰/۰۵

جدول۲: میانگین و سطح معناداری تاخیر زمانی فعالیت عضله در الگوی D_1Flex و D_1Ext نسبت به گونیامتر فلکشن/اکستنشن

عضله	D1Flex	D1Ext	P value
دلتوئید قدامی	-۰/۳ ±۰/۵۲	-۳/۳۱ ± ۰/۶۸	۰/۰۰۳
دلتوئید خلفی	-۴/۰۸±۱/۵۹	-۰/۳ ±۱/۵۱	۰/۰۰۵
پکتورالیس مژور (قسمت ترقوه ای)	-۰/۶۵±۰/۵۴	-۳/۶۲±۰/۷۱	۰/۰۰۳
سراتوس انتریور	-۰/۰۷±۰/۵۵	-۳/۵۵ ± ۰/۸۲	۰/۰۰۳
تراپزیوس (فایبرهای فوقانی)	-۱/۳۴±۱/۸۲	-۱/۸۸ ±۲/۴۱	۰/۳۳
تراپزیوس (فایبرهای تحتانی)	-۱/۸۹ ± ۱/۵	-۲/۸۸ ±۱/۱۷	۰/۰۰۸

بحث

در این مطالعه توالی فعالیت عضلات و زمان تاخیری آنها نسبت به دو گونیامتر 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 فیبرهای تحتانی تراپزیوس دیرتر اتفاق می افتد تا ثبات اسکاپولا و بالا رفتن آکرومیون را کامل کند. فعالیت کانسنتریک فایبرهای تحتانی تراپزیوس جهت فراهم کردن سطحی با ثبات برای فعالیت عضلات کلاهک چرخاننده ضروری می‌باشد. (۳۲،۳۱،۳۰،۹) عضله دلتوئید خلفی به عنوان عضله انتاگونیست در الگوی D_1flex با تاخیر بیشتری نسبت به سایر عضلات فعال می‌شود، مطالعات نشان می‌دهد هنگام انجام حرکت اکستنشن آرنج، فعالیت عضلات ترایسپس و بایسپس به شکل الگوی دو طرفه (reciprocal) (اگونیست- آنتاگونیست) می‌باشد. فعالیت عضله اگونیست (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 اگونیست شروع شده و تا انتهای حرکت ادامه دارد. عضله آنتاگونیست شتاب اندام را گرفته و در انتها حرکت را

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-26]

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 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 بندی‌کردن سینرژی ها تحت کنترل قرار داده و با فراهم کردن الگوی هماهنگ و ظریف فراخوانی عضلات از هدر رفتن انرژی بدنبال فعالیت عضلانی غیرضروری جلوگیری می کند را تایید می‌کند.

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

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-26]

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 Electromyogrphy 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 subacrominal 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 Morais 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

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-26]

Shoulder muscle recruitment patterns during dynamic complex movements in healthy subjects

Khanmohammadi R[1], Talebian S[2 *] , Shadmehr A[3], Entezari E[4]

1- M.Sc of Physio Therapy of Tehran University of Medical Sciences
2- Assosiate 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).

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-26]