مقایسه الگوی فعالیت عضلات چرخاننده بالایی کتف در دو گروه افراد سالم و مبتلایان به ناهنجاری سر به جلو

اعظم محمودپور*[1]، علی اشرف جمشیدی[2]، رضا رجبی[3]، فرهاد رضازاده[4]، هومن مینونژاد[5]

چکیده

هدف: هر چند وضعیت سر به جلو فاکتوری دخالت کننده در توسعه دیسفانکشن‌های عصبی و عضلانی اسکلتی است. ولی شواهد مبنی بر نقش عضلات ناحیه کتف در ایجاد ناهنجاری سر به جلو در کمتر مطالعه‌ای یافت می‌شود. لذا این مطالعه با هدف بررسی سهم مشارکت عضلات چرخاننده کتف حین حرکت ابداکشن بازوی غالب در افراد مبتلا به ناهنجاری سر به جلو و مقایسه آن با افراد سالم صورت گرفته است.

روش بررسی: در این مطالعه توصیفی علی- مقایسه‌ای، الکترومیوگرافی سطحی عضلات سراتوس قدامی و تراپزیوس بالایی و پایینی حین حرکت ابداکشن شانه ثبت شد. هیجده زن مبتلا به ناهنجاری سر به جلو (میانگین سن ۲۲/۶) و چهارده زن سالم (میانگین سنی ۲۲/۱) همتاسازی شده بر اساس متغیرهای وزن، قد، سن و غالب بودن اندام فوقانی که همگی دانشجوی دانشگاه تهران بوده بصورت داوطلبانه در تحقیق شرکت کردند. نسبت مشارکت هر عضله یعنی میزان فعالیت هر عضله تقسیم بر مجموع فعالیت هر سه عضله محاسبه شد. جهت مقایسه گروه‌ها از آزمون آماری تی مستقل استفاده گردید.

یافته‌ها: یافته‌های تحقیق نشان داد که در مبتلایان به ناهنجاری سر به جلو در مقایسه با گروه سالم، نسبت مشارکت عضله سراتوس قدامی ($p=۰/۰۰۲$) کمتر بوده و نسبت مشارکت عضله تراپزیوس بالایی ($p = ۰/۰۰۸$) بیشتر می‌باشد.

نتیجه‌گیری: کاهش مشارکت عضله سراتوس آنتریور و افزایش مشارکت عضله تراپزیوس بالایی در گروه سر به جلو می‌تواند پیامد مستقیم انحراف وضعیت در این بیماران باشد. همچنین تاییدی بر این نکته است که این عضلات بعنوان زوج نیرو عمل میکنند، چراکه کاهش مشارکت یکی منجر به افزایش نقش دیگری شده است. همچنین این تئوری که تغییر وضعیت (پاسچر) سر با تغییر در فعالیت عضلات کتف همراه است نیز تایید می‌شود.

کلید واژه‌ها: الکترومیوگرافی، ناهنجاری سر به جلو، عضله سراتوس آنتریور، عضله تراپزیوس بالایی و پایینی.

۱- دانشجوی کارشناس ارشد حرکات اصلاحی، دانشگاه تهران
۲- دکتر ای فیزیوتراپی، استادیار گروه آموزشی فیزیوتراپی دانشگاه علوم پزشکی تهران
۳- دکترای حرکات اصلاحی، دانشیار گروه آموزشی تربیت بدنی دانشگاه تهران
٤- کارشناس ارشد حرکات اصلاحی، دانشگاه تهران
٥- دکترای حرکات اصلاحی، دانشگاه تهران

دریافت مقاله: ۹۰/۱۲/۱۵
پذیرش مقاله: ۹۱/۰۲/۱٦

*** آدرس نویسنده مسئول:**
تهران، خیابان کارگر شمالی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تهران
*** تلفن:** ۰۹۱۲۵۹۹۵٤٤۹
*** رایانامه:**
azam_mahmoodpoor@yahoo.com

مقدمه

برخـورداری از وضعیت بدنی مطلـوب و زیبا نیازمند هماهنگی بخش‌هـای مختلـف بدن می‌باشـد و از جمله عاملـی که نقش اساسـی در حفظ وضعیت بدنـی مطلوب ایفا می‌کنـد، کمربند شانه‌ای به ویژه نحوه قرارگیری استخوان‌های کتف و عملکرد آن می‌باشـد (۱). تغییر در ترکیب حرکتی کتف و اختلال در فعالیت عضلانی آن باعث افزایش فشـار روی مجموعه شانه و در نتیجه درد شـانه و ناتوانی در انجام فعالیت‌ها و بروز آسـیب می‌گردد (۲-۴). ناهنجاری سر به جلو یکی از انواع رایج پوسچر نامناسب اسـت که تقریبا در ۶۰ درصد بیماران با اختلالات ناحیه گردن و شـانه مشاهده می‌شود (۵-۶). شیوع این ناهنجاری بین افراد ۱۶ تا ۲۱ درصد گزارش شـده و درد شانه مرتبط با این ناهنجاری و آسیب‌های شغلی، بسـته به میزان در معرض آسیب قرار گرفتن، بین ۸ تا ۴۱ درصد گزارش شـده که بعد از کمردرد دومین مورد برای ادعای بیمه عنوان شده است (۷).

عـدم تعـادل فعالیت عضلات اطـراف کتف باعـث اختلال در حرکت و موقعیت کتف و به تبع آن اختلال در راسـتای صحیح سـتون فقرات و درد شـانه می‌گردد (۷-۸، ۱۳). از میان چهارده عضله‌ای که بر روی کتف چسـبیده‌اند عضلات سراتوس قدامی و تراپزیوس نقش اساسـی در ایجاد و کنتـرل حرکت کتف ایفا می‌کنند (۱۵-۱۶). فعالیت این عضلات به عنوان جفت نیرو منجر به چرخش بالایی، چرخش خارجی و تیلت خلفی کتف می‌شود و کتف را بر روی دیواره قفسـه سـینه ثابت می‌کنند (۱۵, ۱۷). لذا به نظر می‌رسـد فعالیت طبیعی عضلات سـراتوس قدامی و تراپزیوس عامل مهمی در ناهنجاری سر به جلو به شمار می‌رود (۱۸-۱۹). در این ارتباط جانگ هیوک و همکاران[1] (۲۰۱۰) تاثیر پاسچر شبیه‌سازی شده سر به جلو با وضعیت نشسته را بر روی چرخاننده‌های بالایی کتف در حرکت فلکشن ایزومتریک همراه وزنه در صفحه سـاجیتال مورد ارزیابی قرار دادند. نتایج افزایش معنادار فعالیت عضلـه تراپزیوس بالایی و تراپزیـوس پایینی و کاهـش معنادار فعالیت عضله سـراتوس قدامی حین فعالیت در پوسچر سر به جلو را نشان داد(۲۰). گریگل موریس و همکاران[2] (۱۹۹۲) ارتباط اختلال پوسـچرال گردنی با درد را مورد مطالعه قـرار داد و نتایـج حاکی از این بود که افراد با شـانه گرد شـده دارای درد در ناحیه بین دو کتف و افراد با سـر به جلوی شدید، دارای درد در ناحیـه فقـرات گردنی و بین دو کتف و سـردرد می‌باشـند (۱۴). سیگپن و همکاران[3] (۲۰۱۰) نیز ترکیب حرکتی کتف و فعالیت عضلانی سـراتوس قدامـی، تراپزیوس بالایی و تراپزیوس پایینی را در افراد سالم و مبتلا به ناهنجاری سر به جلو و شانه گرد شده را مقایسه کردند. افراد مبتلا به ناهنجاری به طور معناداری دارای چرخش داخلی کتف بزرگتر و فعالیت سراتوس آنتریور کمتر بودند. این نتایج فرضیه مبنی بر اینکه ناهنجاری سر به جلو و شانه گرد شده مستقل از درد شانه اثر زیادی بر مکانیسم شانه دارد را مورد حمایت قرار می‌دهد (۷).

پاسـچر سـر به جلو فاکتوری موثر در افزایش درد مزمن گردن، شـانه و حتی فـک بوده و بـه دلیل قابلیت اصـلاح پذیری این ناهنجاری، درک و شـناخت تاثیر آن بـر روی فعالیت عضلات ثبـات دهنـده و چرخاننده کتف دارای اهمیت زیادی اسـت که ممکن اسـت در پیدا کردن راهکاری جهت بهبود مکانیسـم درد شانه و کاهش ریسک توسعه درد شانه موثر باشد. از سویی دیگر الگوی حرکتی ابداکشـن بازو به کررات در بسـیاری از مشاغل به خصوص مشـاغل دست بالای سـر دیده می‌شود که دخالت ایـن الگوی حرکتی در فعالیت عضلات کمربند شـانه‌ای و بروز دیسفانکشن‌های عصبی و اسکلتی عضلانی احساس می‌گردد. لذا نقطـه آغازین برای این اقدام درک و فهم نیروی تولیدی و نحوه فراخوانی عضلات ناحیه کتفی می‌باشـد کـه در کمتر مطالعه‌ای بدان پرداخته شده است. بنابراین پژوهش حاضر با هدف بررسی سـهم عضلات چرخاننده کتف حین حرکت ابداکشـن بازو در افراد مبتلا به ناهنجاری سـر به جلو و مقایسـه آن با افراد سـالم صورت گرفت.

روش بررسی

طرح تحقیق حاضر توصیفی از نوع علّی- مقایسه‌ای است.

جامعه و نمونه آماری:

جامعه آماری تحقیق، دانشـجویان دختر سـاکن در خوابگاه‌های دانشـگاه تهران بودند و از جامعه در دسـترس و با اسـتفاده از یافته‌های حاصل از یک مطالعه مقدماتی برای تعیین حجم نمونه بر اسـاس واریانس پارامتر مورد مطالعه بر روی ۵ نفر به صورت هدفمنـد ۱۸ زن مبتلا به ناهنجاری سـر به جلو با میانگین سـن ۱/۴±۲۵/۲ سـال، قد ۶/۳±۱۶۳/۹ سـانتیمتر و وزن ۷/۶±۵۳/۱ کیلوگرم انتخاب و سـپس ۱۴ زن سالم با میانگین سن ۲/۵±۲۶ سـال، قد ۶/۱±۱۶۲/۷ سـانتیمتر و وزن ۸±۵۴/۳ کیلوگرم که از نظر معیارهای قد، وزن، سـن و بازوی غالب همتاسـازی شـده بودنـد، انتخاب و پس از اخـذ موافقت آگاهانه و معاینه تکمیلی وارد مطالعه شـدند. معیارهای ورود به مطالعه برای افراد عبارت

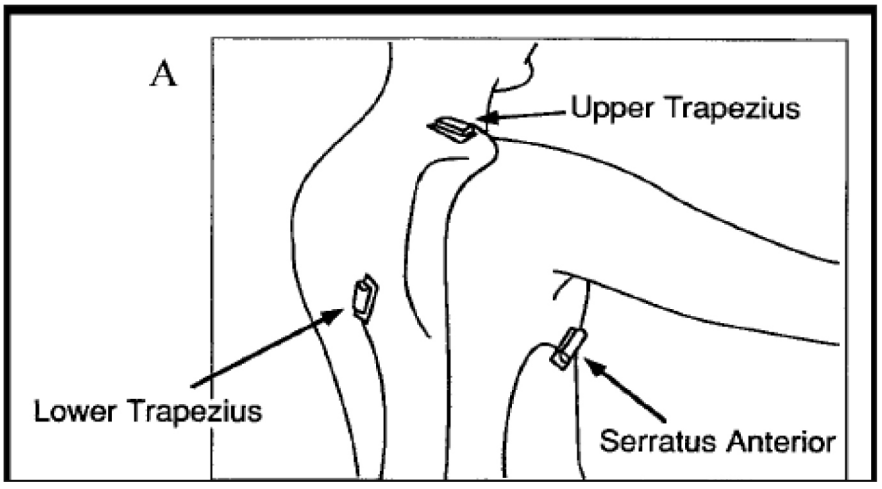
1- Jong-Hyuck Weon 2- Griegel-Morris 3- Thigpen

بود از: داشتن پوسچر طبیعی برای گروه سالم و سر به جلو برای گروه مبتلا به ناهنجاری سر به جلو. معیارهای حذف نیز شامل، درد محسوس در ناحیه گردن و شانه، سابقه شکستگی در ناحیه گردن و قفسه سینه، اسکولیوز ساختاری یا عملکردی و کایفوز افزایش یافته، سابقه وجود بیماری‌های عصبی- عضلانی و مشکلات قلبی- ریوی و شرکت مستمر در فعالیت‌های ورزشی بود. لازم به ذکر است که تمامی اندازه گیری‌ها در آزمایشگاه حرکات اصلاحی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تهران و زمان انجام مطالعه شهریور و مهر ماه سال ۱۳۸۹ بود.

روش جمع‌آوری اطلاعات:

پس از انتخاب نمونه‌ها و دریافت فرم کتبی اطلاعات تحقیق و کسب رضایت آگاهانه جهت شرکت در تحقیق، فرم جمع آوری اطلاعات افراد شامل سن، قد، وزن و بازوی غالب توسط آزمونگر تکمیل می‌شد. برای اطمینان از عدم ابتلا به درد در هنگام اندازه‌گیری از مقیاس دیداری[1] درد استفاده شد و در صورتی که مقدار عددی آن بیش از سه را نشان می‌داد فرد مورد نظر از فرآیند آزمون حذف می‌شد. برای شناسایی ناهنجاری‌هایی از قبیل سر به جلو، کایفوز، اسکولیوز و شانه گرد شده از فرد خواسته می‌شد که پشت صفحه شطرنجی بایستد و سپس فرد از نمای قدامی و جانبی بررسی می‌شد. در صورتی که به جز ناهنجاری سر به جلو، هر کدام از ناهنجاری‌های کایفوز، اسکولیوز و شانه گرد شده به طور مشهود و غیرطبیعی در فرد دیده می‌شد فرد از ادامه انجام آزمون حذف می‌شد. در مرحله بعد، با استفاده از گونیامتر زاویه سر به جلو[2] اندازه‌گیری می‌شد (ICC=۰/۹)[3]، به این ترتیب که از فرد خواسته می‌شد در یک حالت راحت بایستد و سه بار حرکت فلکشن و اکستنشن گردن را انجام دهد، سپس سر را در یک موقعیت طبیعی راحت نگه دارد. سپس آزمونگر با قرار گرفتن در سمت راست آزمودنی بازوی ثابت گونیامتر را عمود بر زمین و بازوی متحرک را بر روی زائده خاری مهره هفتم گردنی و تراگوس تنظیم کرده و زاویه بین بازوی متحرک و خط موازی با زمین که از مهره هفتم عبور می‌کرد به عنوان زاویه سر به جلو ثبت می‌شد. در صورتی که این زاویه کمتر از ۴۵ درجه بود فرد در گروه سر به جلو و در غیر این صورت در گروه سالم قرار می‌گرفت. ثبت فعالیت الکترومیوگرافی نیز توسط محقق و با استفاده دستگاه الکترومیوگرافی کینزیولوژیک مدل مگاوین ساخت کشور فنلاند انجام گرفت. در این پژوهش سه کانال از شانزده کانال موجود برای ثبت فعالیت الکترومیوگرافی عضلات با بهره (gain×۳۰۵) استفاده شد و نرخ نمونه برداری در این پژوهش ۲۰۰۰ در نظر گرفته شد. آنالیز داده‌های حاصل با نرم افزار مگاوین انجام شد.

پس از توضیحات مقدماتی و آشنایی فرد با روش‌های آزمون، ابتدا موضع الکترودها توسط پنبه آغشته به الکل تمیز می‌شد تا مقاومت سطحی پوست کاهش یابد. سپس دستگاه الکترومیوگرافی با استفاده از کمربند مخصوص به کمر آزمودنی بسته شده و کابل‌های رابط آن به الکترودها اتصال داده می‌شد تا بر روی عضلات مورد نظر نصب شود. الکترودگذاری به روش دو قطبی و فاصله مرکز به مرکز الکترودها ۶۰ میلی متر بود. الکترودگذاری بر مبنای روش ارائه شده در پژوهش‌های پیشین و راستای فیبرهای عضلانی انجام گرفت (۲۰, ۲۲-۲۳) (شکل ۱).



شکل ۱- محل الکترودگذاری عضلات سراتوس آنتریور، تراپزیوس بالایی و تراپزیوس پایینی (۸).

1- Visual Analog Scale 2- Craniovertebralangle 3- Intra Class Coefficient

در ابتدا جهت نرمال‌سازی داده‌ها از هر عضله انقباض ارادی ایزومتریک حداکثر گرفته می‌شد (۲۲) (شکل۲).

شکل ۲- انقباض ارادی حداکثر به ترتیب از چپ: عضله سراتوس آنتریور، تراپزیوس بالایی و تراپزیوس پایینی.

در نهایت جهت ثبت فعالیت الکترومیوگرافی عضلات مربوطه همراه ابداکشن بازو، فرد در حالت ایستاده دست را از کنار بدن در حالتی که کف دست با بدن در تماس بوده در صفحه فرونتال به سمت بالا حرکت می‌داد، طوری که آرنج خم نشده و حرکت تا آخر دامنه حرکتی در چهار ثانیه و با سرعت یکنواخت که با استفاده از مترونوم کنترل می‌شد، اجرا می‌شد (۲۴). در مرحله پردازش سیگنال‌ها ابتدا قسمت‌های مختلف سیگنال خام ثبت شده بازنگری می‌شد و ابتدا از هفت ثانیه انقباض ایزومتریک حداکثر مقدار دو ثانیه ابتدا و انتهای آن حذف و سه ثانیه باقی مانده بعنوان حداکثر انقباض عضلانی انتخاب می‌شد و در حرکت ابداکشن نیز برای تعیین آستانه شروع و پایان حرکت با استفاده از سیگنال ثبت شده الکتروگونیامتر، محلی که خط زمینه‌ای نمودار الکتروگونیامتر سه درجه تغییر می‌کرد را مشخص کرده، در این محدوده فعالیت الکترومیوگرافیک عضلات حین ابداکشن انتخاب و جهت بررسی سطح فعالیت عضله، مورد استفاده قرار می‌گرفت و میزان RMS[1] هر یک از عضلات برای هر یک از فعالیت‌ها تعیین می‌شد. در نهایت میزان فعالیت الکترومیوگرافیک عضلات سراتوس آنتریور، تراپزیوس بالایی و پایینی حین ابداکشن به میزان سه ثانیه انقباض ایزومتریک حداکثر همان عضلات تقسیم می‌گردیدند تا اعداد حاصل به صورت نرمال شده و به صورت درصدی از انقباض ایزومتریک حداکثر ارائه گردند. جهت تعیین نسبت سهم مشارکت هر عضله در حرکت ابداکشن نیز فعالیت الکترومیوگرافی نرمال شده هر عضله بر مجموع فعالیت الکترومیوگرافی نرمال شده هر سه عضله تقسیم شد.

تجزیه و تحلیل آماری:

برای توصیف متغیرها از آمار توصیفی و برای تجزیه و تحلیل یافته‌ها از آمار استنباطی استفاده شد. داده‌ها به وسیله نرم افزار SPSS نسخه ۱۵ تجزیه و تحلیل شد. طبیعی بودن توزیع با آزمون کولموگروف اسمیرنوف بررسی شد. سپس جهت مقایسه داده‌های بدست آمده از هر یک از عضلات سراتوس آنتریور، تراپزیوس بالایی و تراپزیوس پایینی بین دو گروه از آزمون آماری تی مستقل استفاده شد.

یافته‌ها

میانگین و انحراف استاندارد مقادیر RMSداده‌های الکترومیوگرافی نرمال شده عضلات سراتوس آنتریور، تراپزیوس بالایی و تراپزیوس پایینی بین دو گروه سالم و سر به جلو در جدول ۱ ارائه شده است. همچنین جدول ۱ نمایانگر نتایج حاصل از فرضیه مبنی بر یکسان بودن مقادیر RMS نسبت مشارکتی فعالیت الکترومیوگرافی نرمال شده عضله تراپزیوس بالایی، پایینی و سراتوس آنتریور به مجموع فعالیت عضلات سراتوس آنتریور، تراپزیوس بالایی و تراپزیوس پایینی بین افراد سالم و مبتلا به ناهنجاری سر به جلو می‌باشد.

نتایج تحلیل داده‌ها نشان داد بین نسبت سهم مشارکتی فعالیت الکترومیوگرافی نرمال شده عضله تراپزیوس بالایی و سراتوس آنتریور به مجموع فعالیت عضلات سراتوس آنتریور، تراپزیوس بالایی و تراپزیوس پایینی بین افراد سالم و مبتلا به ناهنجاری سر به جلو تفاوت معناداری وجود داشته و در تراپزیوس تحتانی تفاوت معناداری مشاهده نشد ($P<0/05$).

1- Root Mean Square

جدول ۱- مقادیر RMS نرمال شده سهم مشارکت هر یک از عضلات و مقایسه مقادیر در دو گروه(SD±M)

گروه	سهم مشارکت سراتوس آنتریور	سهم مشارکت تراپزیوس فوقانی	سهم مشارکت تراپزیوس پایینی
سالم	۳۷ ± ۳	۳۸ ±۲/۶	۲۴ ±۴/۳
سر به جلو	۲۹ ± ۳/۴	۴۶ ± ۵/۱	۲۳ ± ۶/۲
ارزش P	٭۰/۰۰۲	٭۰/۰۰۸	۰/۶۷

٭ تغییرات معنی‌دار.

بحث

بطور کلی نتایج تحقیق نشان می‌دهد که نسبت فعالیت الکترومیوگرافی نرمال شده عضله تراپزیوس بالایی و سراتوس آنتریور به مجموع فعالیت عضلات سراتوس آنتریور، تراپزیوس بالایی و تراپزیوس پایینی در مبتلایان به ناهنجاری سر به جلو متفاوت از افراد سالم می‌باشد. در این ارتباط لودویگ[1] و سیگپن به بررسی ترکیب حرکتی مفصل بازو و کتف طی فعالیت‌های عملکردی در صفحه کتف و فعالیت عضلانی مرتبط با آن در افراد مبتلا به سندرم گیر افتادگی شانه و اختلالات شانه پرداختند و به این نتیجه رسیدند که فعالیت عضله سراتوس آنتریور در تمام اعمال بارها و در تمامی فازها کاهش یافته است که مشابه با الگوی بدست آمده در تحقیق کنونی است (۷-۸). با وجود اینکه مطابق یافته مطالعات پیشین از جمله تحقیق لودویگ و جانگ هیوک مبنی بر افزایش در میزان فعالیت الکترومیوگرافیکی عضله تراپزیوس پایینی حین فعالیت ایزومتریک همراه با اعمال بار بر بازو در صفحه ساجیتال (۲۰)، در مطالعه کنونی چنین نتیجه‌ای بدست نیامد. اختلاف یافته‌های پژوهش حاضر ممکن است در نتیجه الگوی بالا بردن (صفحه حرکتی بالا بردن بازو و یا اعمال بار) موثر بر الگوی حرکت کتف باشد. به طوری که گزارش شده ریتم کتف و بازو در نتیجه اعمال بار اضافی در حین بالا بردن دینامیک بازو در صفحه کتف به طور معناداری تغییر می‌کند و ماهیت الگوی حرکتی یکی از عوامل تاثیر گذار بر سطح فعالیت عضلات می‌باشد (۸).

علت کاهش فعالیت عضله سراتوس آنتریور در گروه مبتلا به ناهنجاری سر به جلو میتواند مربوط به کاهش در چرخش بالایی کتف که یک ریسک فاکتور مکانیکی برای گیرافتادگی شانه ناشی از کاهش فضای تحت آخرومی و افزایش فشار تحت آخرومی است، باشد (۲۷-۲۸). یکی از عوامل مهمی که به حفظ ثبات مفصل شانه کمک می‌کند، زوج نیروهای مفصل کتفی سینه‌ای است که شامل عضلات تراپزیوس و سراتوس آنتریور می‌باشند. در قسمت ابتدای دامنه بالا رفتن بازو که محور چرخش در ریشه خار کتف قرار می‌گیرد، فیبرهای فوقانی سراتوس آنتریور و تراپزیوس چرخاننده‌های اصلی هستند. وقتی محور چرخش به سمت آخرومی-ترقوه‌ای می‌رود، شرکت نسبی تراپزیوس بالایی کاهش پیدا کرده و فعالیت تراپزیوس پایینی و سراتوس آنتریور افزایش پیدا می‌کند. کاهش عملکرد بخشی از فیبرهای پایینی عضله سراتوس آنتریور از دیگر نکات اساسی بحث شده در مطالعات می‌باشد که نقش مهمی در نیمه دوم بالا رفتن استخوان بازو دارد (۲۹). از علل احتمالی دیگر می‌توان به این نکته اشاره داشت که محققان، کاهش در فعالیت عضله سراتوس قدامی را نتیجه حرکت غیر طبیعی کتف ومکانیسمی جهت جلوگیری از بروز درد در ناحیه شانه و کتف می‌دانند (۱۳, ۲۵). عضله سراتوس قدامی تنها عضله کتف است که به طور بالقوه به صورت جفت نیرو در هر سه چرخش کتف شرکت می‌کند، بنابراین کاهش در فعالیت این عضله منجر به تغییر در ترکیب حرکتی کتف می‌شود. از سویی دیگر به خاطر اینکه نسبت مشارکت عضله سراتوس آنتریور در گروه سر به جلو به مراتب پایین‌تر از گروه سالم می‌باشد، از این رو انتظار می‌رود نسبت مشارکت عضلات دیگر تغییر کرده باشد به طوری که افزایش در مشارکت دو عضله دیگر منجر به کاهش مشارکت در عضله سراتوس آنتریور شده باشد. با وجود گواهی برخی مطالعات قبلی مبنی بر عدم وجود اختلاف معنادار در فعالیت سراتوس آنتریور، دلیل این مغایرت را احتمالا می‌توان در انتخاب نوع الگوی حرکتی انجام شده (حرکت در صفحه فرونتال، بدون اعمال بار) دانست (۸ و ۳۰).

در ارتباط با افزایش فعالیت تراپزیوس فوقانی نیز چندین مکانیسم بالقوه وجود دارد که می‌تواند این نتایج را توضیح دهد. اول اینکه ممکن است وضعیت سر به جلو، طول و تنشن عضلات بالابرنده کتف را حین چرخش بالایی کتف تغییر دهد و نتایج مطالعات نیز این نکته را تایید می‌کند (۳۱). عضله تراپزیوس بالایی سریعترین عضله فعال شده با حداکثر سطح فعالیت در مقایسه با دیگر عضلات بوده است و از طرفی به خاطر اعتقاد بر عکس العمل سریع این عضله و افزایش تون عضلانی، لذا می‌توان گفت که این عضله علاوه بر نقش خود به عنوان یک عضله چرخاننده کتف، به عنوان یک عضله وضعیتی با سطح فعالیت بالا تمایل به کوتاهی دارد (۳۲). عضله تراپزیوس بالایی عضله آگونیست

1- Ludewig

برای چرخش بالایی کتف و آنتاگونیست برای بالابرنده کتف می‌باشد. بنابراین افزایش تنشن بالابرنده کتف باعث جلوگیری از چرخش بالایی کتف خواهد شد، لذا برای غلبه بر این افزایش تنشن عضله تراپزیوس بالایی در پوسچر با ناهنجاری سر به جلو بایستی فعالیت بیشتری داشته باشد. دوم اینکه از نظر بیومکانیک می‌توان ادعا کرد که تغییر در بیومکانیک پوسچر سر به جلو می‌تواند بر فعالیت عضلانی تاثیرگذار باشد، هنگامی که مدت زمان فلکشن مهره‌های گردنی در پوسچر سر به جلو افزایش یابد سطح فعالیت اکستنسورها افزایش می‌یابد تا افزایش زمان فلکشن را خنثی کند (۳۱, ۳۳).

نتیجه‌گیری

کاهش مشارکت عضله سراتوس آنتریور و افزایش مشارکت عضله تراپزیوس بالایی در گروه سر به جلو تایید می‌کند که این عضلات بعنوان زوج نیرو عمل می‌کنند، چراکه کاهش مشارکت یکی منجر به افزایش مشارکت دیگری شده است. همچنین این تئوری که تغییر پوسچر سر با تغییر در فعالیت عضلات کتف همراه است نیز تایید می‌شود. از سویی نیز بنظر میرسد پوسچر نرمال سر حین ابداکشن بازو می‌تواند از پوسچر مطلوب بیومکانیکی سر حمایت کند تا فعالیت سراتوس آنتریور و تراپزیوس بالایی را در حد طبیعی نگه دارد. بعلاوه این نتایج پیشنهاد می‌کند برنامه‌های پشگیری کننده و مداخله کننده در ناحیه کمربند شانه بایستی شامل ارزیابی و درمان ناهنجاری سر به جلو نیز باشد.

تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل پایان نامه جهت اخذ درجه کارشناسی ارشد با موضوع حرکات اصلاحی بود. نویسندگان بر خود لازم می‌دانند که از تمامی شرکت کنندگان در این مطالعه تشکر و قدردانی نمایند.

منابع:

1. Lewis JS, et al. Scapular Posision: The validity of skin surface palpation. Manual Ther. 2002. 7(1): 26-30
2. Kebaetse M, McClure P, Pratt NA. Thoracic position effect on shoulder range of motion strength, and three-dimensional scapular kinematics. Arch Phys Med Rehabil. 1999. 80(8): 945-950
3. Kendall PF, Provance GP. Muscle Testing and Function with posture and pain. ed. 2005: Lippincott Williams & Wilkin, Baltimore.
4. Roddey TS, Olson SL, Grant SE. The effect of pectoralis muscle stretching on the resting position of the scapula in persons with varying degrees of forward head/rounded shoulder posture. J Manual Manip Ther. 2002. 10(3): 124-128
5. Chiu TTW, et al. A study on the prevalence of and risk factors for neck pain among university academic staff in Hong Kong. J Occup Rehabil. 2002. 12(2): p. 77-91
6. Haughie LJ, Fiebert IM, Roach KE. Relationship of Forward Head Posture and Cervical Backward Bending to Neck Pain. J Manual Manip Ther. 1995. 3: 91-97
7. Thigpen CA, et al. Head and shoulder posture affect scapular mechanics and muscle activity in overhead tasks. J Electromyogr Kines. 2010. 20(4): 701-709
8. Ludewig PM, Cook TM. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. Phys Ther. 2000. 80(3): 276-291
9. Meskers CGM, van der Helm VCT, Rozing PM. The size of the supraspinatus outlet during elevation of the arm in the frontal and sagittal plane: a 3-D model study. Clin Biomech. 2002. 17(4): 257-266
10. Tsai NT, McClure PW, Karduna AR. Effects of muscle fatigue on 3-dimensional scapular kinematics. Arch Phys Med Rehabil. 2003.84(7): 1000-1005
11. Finley MA, Lee RY. Effect of sitting posture on 3-dimensional scapular kinematics measured by skin-mounted electromagnetic tracking sensors. Arch Phys Med Rehabil. 2003. 84(4): p.563-568
12. Greenfield B, et al. Posture in patients with shoulder overuse injuries and healthy individuals. J Ortho Sports Phys Ther. 1995. 21(5): 287-295
13. Kibler WB. The role of the scapula in athletic shoulder function Sports Medicine. 1998. 26(2): p.325-337
14. Patricia GM, et al. Incidence of Common Postural Abnormalities in the Cervical, Shoulder, and Thoracic Regions and Their Association with Pain in Two Age Groups of Healthy Subjects. Phys Ther.1992. 72(6): p. 425-431
15. Ludewig PM, Cook TM, Nawoczenski DA. Three-dimensional scapular orientation and muscle activity at selected positions of humeral elevation. J Ortho Sports Phys Ther. 1996. 24(2): 57-65
16. Ebaugh DD, McClure PW, Karduna AR. Three-dimensional scapulothoracic motion during active and passive arm elevation. Clin Biomech. 2005. 20(7): p.700-709
17. Bagg SD, Forrest WJ. A biomechanical analysis of scapular rotation during arm abduction in the scapular plane. Am J Phys Med Rehabil. 1988. 67(6): p. 238-245
18. Falla D, et al. Effect of neck exercise on sitting posture in patients with chronic neck pain. Phys Ther. 2007. 87(4): 408-417
19. Wang CH, et al. Stretching and strengthening exercises: Their effect on three- dimensional scapular kinematics. Arch Phys Med Rehabil. 1999. 80(8): 923-929
20. Weon JH, et al. Influence of forward head posture on scapular upward rotators during isometric shoulder flexion. J Bodywork Movement Therap. 2010. 14(4): 367-374
21. Patricia GM, et al. Incidence of Common Postural Abnormalities in the Cervical, Shoulder, and Thoracic Regions and Their Association with Pain in Two Age Groups of Healthy Subjects. Phys Ther. 1992. 72(6): 425-431
22. Ekstrom RA, Soderberg GL, Donatelli RA. Normalization procedures using maximum voluntary isometric contractions for the serratus anterior and trapezius muscles during surface EMG analysis. J Electromyogr Kines. 2005. 15(4): 418-428
23. Szucs K, Navalgund A, Borstad J. Scapular muscle activation and co-activation following a fatigue task. Med Biol Eng Comput. 2009. 47(5): 487-495
24. Ebaugh DD, Spinelli BA. Scapulothoracic motion and muscle activity during the raising and lowering phases of an overhead reaching task. J Electromyogr Kines. 2010. 20(2): 199-205
25. Lin J., et al. Altered patterns of muscle activation during performance of four functional tasks in patients with shoulder disorders: Interpretation from voluntary response index. J Electromyogr Kines. 2006. 16(5): 458-468
26. Roy JS, Moffet H, McFadyen BJ. Upper limb motor strategies in persons with and without shoulder impingement syndrome across different speeds of movement. Clin Biomech. 2008. 23(10): 1227-1236
27. Michener LA, McClure PW, Karduna AR. Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. Clin Biomech. 2003. 18(5): 369-379
28. Kibler WB. McMullen J. Scapular dyskinesis and its relation to shoulder pain. J Am Academy Ortho Surg. 2003. 11(1): 142-151
29. Magarey ME. Dynamic evaluation and early management altered motor control around the shoulder complex. Manual Ther. 2003. 8(4): 195-206
30. Belville RG, Seupaul RA. Winged scapula in the emergency

department: A case report and review. J Emerg Med. 2005. 29(3): 279-282
31. McLean L. The effect of postural correction on muscle activation amplitudes recorded from the cervicobrachial region. J Electromyogr Kines. 2005. 15(6): 527-535
32. Janda V. Pain in the locomotor system: A broad approch. 1989.
33. Sluiter JK, Rest KM. Frings-Dresen, Criteria document for evaluating the work-relatedness of upper-extremity musculoskeletal disorders. Scand J Work Env Hea. 2001. 27(SUPPL. 1): 1-102