

طب ورزشی - بهار و تابستان ۱۳۹۳
دوره ۶، شماره ۱- ص: ۳۳-۴۴
تاریخ دریافت: ۹۰ / ۱۲ / ۲۹
تاریخ پذیرش: ۹۱ / ۰۳ / ۲۱

تأثیر پوسچر سر بر فعالیت میوالکتریک بعضی از عضلات کتف در حرکت ابداکشن شانه

۱. اعظم محمودپور^۱ - ۲. علی اشرف جمشیدی^۳ - ۳. رضا رجبی^۴ - ۴. هومن مینونژاد^۱
۱. کارشناس ارشد دانشگاه تهران، ۲. استادیار گروه فیزیوتراپی دانشگاه علوم پزشکی تهران، ۳. دانشیار دانشگاه تهران،
۴. استادیار دانشگاه تهران

چکیده

هدف از پژوهش حاضر، بررسی میزان فعالیت عضلات ناحیه کتف در مبتلایان به ناهنجاری سر به جلو بود. جامعه آماری تحقیق، دانشجویان دختر ساکن در خوابگاه های دانشگاه تهران بودند. ۱۴ دختر سالم و ۱۸ دختر مبتلا به ناهنجاری سر به جلو در محدوده سنی ۲۰-۲۳ سال که هم‌تاسازی شده بودند، انتخاب شدند. فعالیت الکترومیوگرافی عضلات دندانه ای قدامی، دوزنقه بالایی و پایینی آنها حین ابداکشن بازو ثبت شد. به منظور نرمال سازی داده ها مجذور میانگین سطح زیر نمودار الکترومیوگرافی هر عضله بر مجذور میانگین سطح زیر نمودار انقباض ایزومتریک همان عضله تقسیم شد. نتایج دو گروه به کمک آزمون آماری تی مستقل با هم مقایسه شد. میزان فعالیت الکتریکی دوزنقه بالایی در گروه مبتلا به ناهنجاری سر به جلو بیشتر از گروه سالم بود ($P=0/002$)، در حالی که رفتار دو عضله دوزنقه پایینی و دندانه ای قدامی تفاوتی را بین دو گروه نشان نداد. نتایج پژوهش حاضر تفاوت فعالیت الکترومیوگرافی عضله دوزنقه بالایی حین ابداکشن بازو بین دو گروه افراد سالم و مبتلا به ناهنجاری سر به جلو را نشان می دهد. بنابراین می توان نتیجه گرفت که پوسچر نرمال سر حین ابداکشن بازو می تواند از پوسچر بیومکانیکی سر حمایت کند تا فعالیت دوزنقه بالایی را در حد طبیعی نگه دارد.

واژه‌های کلیدی

الکترومیوگرافی، سر به جلو، دندانه‌ای قدامی، دوزنقه بالایی، دوزنقه پایینی.

مقدمه

ناهنجاری سر به جلو^۱، یکی از انواع شایع پوسچر نامناسب است که تقریباً در ۶۰ درصد بیماران با اختلال های ناحیه گردن و شانه مشاهده می شود (۱۰، ۴). شیوع این ناهنجاری بین افراد ۱۶ تا ۲۱ درصد گزارش شده است و درد شانه مرتبط با این ناهنجاری و آسیب های شغلی، بسته به میزان در معرض آسیب قرار گرفتن، بین ۸ تا ۴۱ درصد گزارش شده که بعد از کمردرد دومین مورد برای ادعای بیمه عنوان شده است (۱۹). از سویی دیگر، ناهنجاری سر به جلو عامل ابتلای بیشتر به سندروم گیرافتادگی شانه و تحت آخرومی^۲ است (۱۹).

عدم تعادل فعالیت عضلات اطراف کتف موجب اختلال در حرکت و موقعیت کتف و به تبع آن اختلال در راستای صحیح ستون فقرات و درد شانه می شود (۱۲، ۱۱).

ناهنجاری مهره های گردنی مانند سر به جلو معمولاً با کوتاه شدن عضلات اکستنسور پشتی گردن و کشیده شدن عضلات جلویی گردن و نیز عضلات شانه، بر موقعیت و عملکرد کتف تأثیر می گذارد (۱۱). عدم تعادل عضلانی کمربند شانه ای، کنترل عصبی عضلانی را مختل کرده و الگوهای حرکتی الیوشن اندام فوقانی را غیرطبیعی می کند (۱۱). از سوی دیگر اعتقاد بر این است که سر به جلو با تغییر در ترکیب حرکتی کتف و فعالیت عضلانی موجب افزایش فشار روی مجموعه شانه و در نتیجه درد شانه و ناتوانی در اجرای فعالیت می شود (۱۲، ۱۱).

راستای ستون فقرات تأثیرپذیری خاصی از عملکرد مفصل بازو و وضعیت قرارگیری استخوان کتف دارد، به گونه ای که هر گونه اختلال در عملکرد عضلات بازو و ثابت کننده های کتف موجب تغییر در راستای ستون فقرات و تغییر در قوس گردنی خواهد شد (۲۱). از میان چهارده عضله ای که روی کتف چسبیده اند، عضلات دندانه ای قدامی^۳ و دوزنقه^۴ نقش اساسی در ایجاد و کنترل حرکت کتف دارند (۱۵، ۶). فعالیت این عضلات به عنوان جفت نیرو به چرخش بالایی، چرخش خارجی و تیلت خلفی کتف منجر می شود و کتف را به روی دیواره قفسه سینه ثابت می کند (۲۰، ۹).

1. Forward Head Postuer
2. Subacromial impingement syndrome
3. Serratus anterior
4. Trapezius

تیگپن و همکاران^۱ (۲۰۱۰) ترکیب حرکتی کتف و فعالیت عضلانی دندانان ای قدامی، دوزنقه بالایی و دوزنقه پایینی را در افراد سالم و مبتلا به ناهنجاری سر به جلو و شانه گردشده مقایسه کردند. افراد مبتلا به ناهنجاری های مذکور به طور معناداری دارای چرخش داخلی کتف بزرگ تر و فعالیت دندانان ای قدامی کمتر بودند (۱۹). همچنین وین و همکاران^۲ (۲۰۱۰) تأثیر پوسچر شبیه سازی شده سر به جلو با وضعیت نشسته را بر روی چرخاننده های بالایی کتف در حرکت فلکشن ایزومتریک همراه وزنه در صفحه ساجیتال ارزیابی کردند. نتایج افزایش معنادار فعالیت عضله دوزنقه بالایی و دوزنقه پایینی و کاهش معنادار فعالیت عضله دندانان ای قدامی حین الگوی حرکتی ایزومتریک را نشان داد (۲۱).

به منظور پیشگیری از درد شانه مرتبط با پوسچر غیرطبیعی گردن تحقیقات زیادی بر حفظ پوسچر طبیعی گردن تاکید داشته اند. تحقیقاتی نیز به منظور ارزیابی تأثیر وضعیت اتخاذ شده سر، سینه و شانه روی قدرت عضلانی شانه و کینماتیک آن صورت گرفته است (۱۵،۱۶،۱۷). با توجه به اینکه پوسچر سر به جلو عامل مؤثری در افزایش درد مزمن گردن، شانه و حتی فک است و به دلیل قابل اصلاح بودن این ناهنجاری، درک و شناخت تأثیر آن روی فعالیت عضلات ثبات دهنده و چرخاننده کتف اهمیت زیادی دارد که ممکن است در پیدا کردن راهکاری برای کاهش ریسک توسعه درد شانه مؤثر باشد. با وجود شواهد مبنی بر نقش عضلات ناحیه کتف در ایجاد ناهنجاری سر به جلو، کمتر به این موضوع پرداخته شده است. از این رو پژوهش با هدف بررسی میزان فعالیت عضلات چرخاننده کتف حین حرکت ابداکشن بازو در افراد مبتلا به ناهنجاری سر به جلو و مقایسه آن با افراد سالم صورت گرفت.

روش تحقیق

جامعه آماری تحقیق، دانشجویان دختر ساکن در خوابگاه های دانشگاه تهران بودند و از جامعه در دسترس و با استفاده از یافته های حاصل از یک مطالعه مقدماتی برای تعیین حجم نمونه براساس واریانس پارامتر مورد مطالعه بر روی ۵ نفر به صورت هدفمند ۱۸ زن مبتلا به ناهنجاری سر به جلو با میانگین سن $25/2 \pm 1/4$ سال، قد $163/9 \pm 6/3$ سانتی متر و وزن $53/1 \pm 7/6$ کیلوگرم انتخاب شدند، سپس ۱۴ زن سالم با میانگین سن

1. Thigpen & et al
2. Jong-Hyuck Weon & et al

۲۶ ± ۲/۵ سال، قد ۱۶۲/۷ ± ۶/۱ سانتی‌متر و وزن ۵۴/۳ ± ۸ کیلوگرم که از نظر معیارهای قد، وزن، سن و بازوی غالب هم‌تاسازی شده بودند، انتخاب و پس از اخذ موافقت آگاهانه و معاینه تکمیلی وارد مطالعه شدند. معیارهای حذف 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. تمامی اندازه‌گیری‌ها در آزمایشگاه حرکات اصلاحی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تهران انجام گرفت.

روش جمع‌آوری اطلاعات

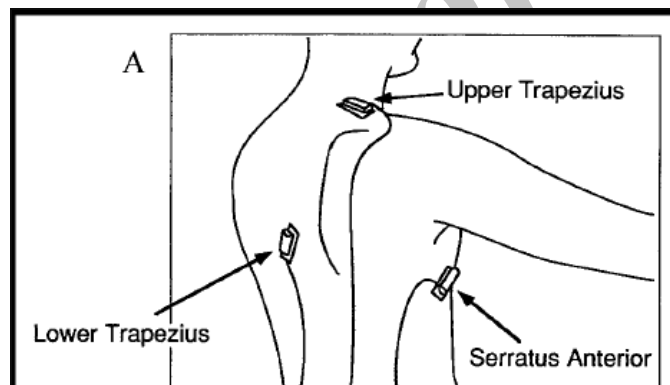
پس از انتخاب نمونه‌ها و دریافت فرم کتبی اطلاعات تحقیق و کسب رضایت آگاهانه به منظور شرکت در تحقیق برگه جمع‌آوری اطلاعات افراد شامل سن، قد، وزن و بازوی غالب توسط آزمونگر تکمیل شد. برای اطمینان از عدم ابتلا به درد هنگام اندازه‌گیری از مقیاس دیداری^۱ درد استفاده شد و در صورتی که مقدار عددی آن بیش از سه را نشان می‌داد، فرد مورد نظر از انجام آزمون حذف می‌شد. برای شناسایی ناهنجاری پوسچرال از فرد خواسته می‌شد که پشت صفحه شطرنجی بایستد و 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 پژوهش حذف می‌شد. در مرحله بعد، با استفاده از گونیامتر زاویه سر به جلو^۲ اندازه‌گیری می‌شد (ICC=۰/۹). برای این کار از فرد خواسته می‌شد در حالت راحت بایستد و سه بار حرکت فلکشن و اکستنشن گردن را انجام دهد، سپس سر را در موقعیت طبیعی راحت نگه دارد. آزمونگر با قرار گرفتن در سمت راست آزمودنی بازوی ثابت گونیامتر را عمود بر زمین و بازوی متحرک را 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 عدد در محدوده ۱/۵ ± ۴۲/۷ بود، فرد در گروه سر به جلو و چنانچه این عدد در محدوده ۱/۹ ± ۵۲/۶ قرار داشت، در گروه سالم قرار می‌گرفت (۲۲). ثبت فعالیت الکترومیوگرافی نیز توسط محقق و با استفاده دستگاه الکترومیوگرافی^۳ انجام گرفت. نرخ نمونه برداری

1. Visual Analog Scale
2. Craniovertebralangle

۳. مدل EM6000 ساخت شرکت Mega Electronics Ltd کشور فنلاند

۲۰۰۰ در نظر گرفته شد.^۱ داده های حاصل با نرم افزای مگاوین آنالیز شد. همچنین آغاز و پایان حرکت ابداکشن بازو به کمک الکتروگونیاومتر تعیین شد. بازوی ثابت الکتروگونیاومتر روی خار کتف و بازوی متحرک روی سطح خلفی بازو ثابت می شد، به طوری که وقتی بازو در ۹۰ درجه ابداکشن قرار می گرفت، دو بازوی گونیاومتر همراستا می شدند.

پس از توضیحات مقدماتی و آشنایی فرد با روش های آزمون، ابتدا موضع الکترودها با پنبه آغشته به الکل تمیز و سپس الکترودها روی عضلات مورد نظر نصب می شدند. الکتروگذاری به روش دو قطبی و فاصله مرکز به مرکز الکترودها ۳۰ میلی متر و بر مبنای روش ارائه شده در پژوهش های پیشین و راستای فیبرهای عضلانی انجام گرفت (۵، ۲) (شکل ۱).



شکل ۱. محل الکتروگذاری عضلات دندانان ای قدامی، دوزنقه بالایی و دوزنقه پایینی

به منظور نرمال سازی از هر یک از سه عضله مورد نظر حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک^۲ گرفته می شد. برای حداکثر انقباض عضله دندانان ای قدامی، فرد در حالت عمودی روی صندلی می نشست، به نحوی که به پشتی صندلی تکیه نداشت و بازو در زاویه ۱۲۵ درجه فلکشن نگه داشته می شد و مقاومتی توسط دست آزمونگر به

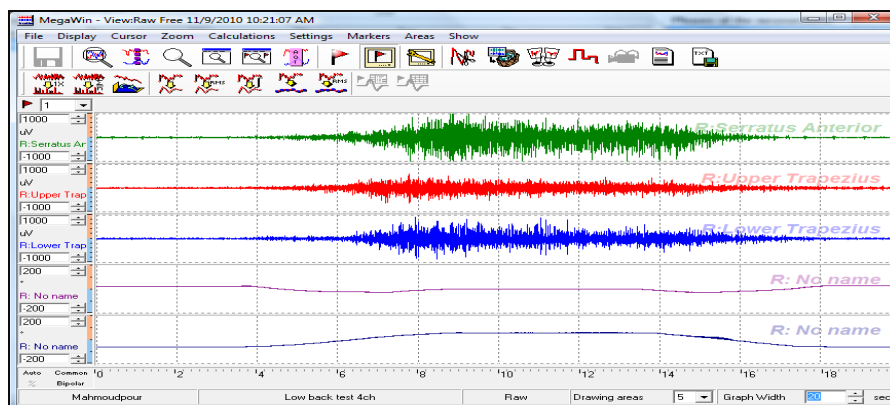
1. Bandwidth = 8-500Hz, CMRR=110 db, Input Impedance = 10 Ohm, Gain=305

2. Maximal Voluntary Isometric Contraction

منظور جلوگیری از فلکشن بر بالای آرنج و زاویه پایینی کتف به منظور جلوگیری از چرخش کتف اعمال می‌شد. برای عضله دوزنقه بالایی نیز فرد در حالت عمود روی صندلی می‌نشست، به نحوی که به پشتی صندلی تکیه نداشت و بازو در زاویه ۹۰ درجه ابداکشن درحالی که گردن به سمت همان دست خم و چرخش به سمت مخالف بود نگه داشته می‌شد. در این حین مقاومتی نیز توسط دست آزمونگر به منظور جلوگیری از اکستنشن سر به پشت سر و همچنین جلوگیری از ابداکشن بر بالای آرنج اعمال می‌شد. در نهایت برای عضله دوزنقه پایینی، فرد در حالت خوابیده روی شکم روی تخت قرار می‌گرفت، بازو را بالای سر و در جهت فیبرهای دوزنقه پایینی نگه می‌داشت و مقاومتی توسط دست آزمونگر به منظور جلوگیری از بالا بردن بر بالای آرنج و جلوگیری از جدا شدن فرد از سطح تخت روی کمر اعمال می‌شد. برای اجرای هر حرکت به فرد گفته می‌شد که بعد از اعلام شروع انقباض توسط آزمونگر، با حداکثر توان بر خلاف نیروی وارد شده توسط آزمونگر نیرو وارد کند (۸).

برای ارزیابی فعالیت عضلات از فرد خواسته می‌شد که ابداکشن بازو را در حالت ایستاده طوری انجام دهد که دست از کنار بدن و در صفحه فرونتال به سمت بالا حرکت کند. در حین حرکت آرنج خم نشده و حرکت تا آخر دامنه حرکتی در چهار ثانیه و با سرعت یکنواختی که با استفاده از مترونوم کنترل می‌شد، اجرا می‌شد (۷). برای پردازش سیگنال‌ها از هفت ثانیه انقباض ایزومتریک حداکثر مقدار دو ثانیه ابتدا و انتهای آن حذف و سه ثانیه باقی مانده به عنوان حداکثر انقباض عضلانی انتخاب می‌شد. آستانه شروع و پایان حرکت جایی تعیین شد که نسبت به خط زمینه ای نمودار الکتروگونیا متر سه درجه تغییر می‌کرد، در محدوده بین شروع و پایان حرکت، نمودار الکترومیوگرافیک عضلات به منظور بررسی سطح فعالیت عضله مورد استفاده قرار می‌گرفت (شکل ۲). برای این کار مجذور میانگین سطح زیر شکل^۱ محاسبه می‌شد. در نهایت میزان فعالیت الکترومیوگرافیک عضلات دندان‌ه ای قدامی، دوزنقه بالایی و پایینی حین ابداکشن به میزان سه ثانیه انقباض ایزومتریک حداکثر همان عضلات تقسیم می‌شد تا اعداد حاصل به صورت نرمال و درصدی از انقباض ایزومتریک حداکثر ارائه شود.

1. Root mean Square



شکل ۲. نمونه سیگنال خام الکترومیوگرافی ثبت شده از عضلات دندانان ای قدامی، دوزنقه بالایی و دوزنقه پایینی و سیگنال الکتروگونیا متر در حین حرکت ابداکشن

نتایج و یافته های تحقیق

مشخصات فردی آزمودنی ها شامل سن، قد، وزن و زاویه سر به جلو در جدول ۱ آمده است.

جدول ۱. مشخصات فردی آزمودنی ها ($M \pm SD$)

سن (سال)	قد (سانتی متر)	وزن (کیلوگرم)	
$26 \pm 2/5$	$162/7 \pm 6/1$	$54/3 \pm 8$	سالم
$25/2 \pm 1$	$163/9 \pm 6/3$	$52/1 \pm 67$	سر به جلو

برای مقایسه فعالیت عضلات در دو گروه از آزمون تی مستقل استفاده شد. نتایج نشان داد که میزان فعالیت دوزنقه بالایی در افراد مبتلا به ناهنجاری سر به جلو بیشتر از افراد سالم بود ($P > 0/05$). جدول ۲ نتایج این آزمون را برای هر سه عضله نشان می دهد.

جدول ۲. مقایسه مقادیر RMS نرمال شده میزان فعالیت هر یک از عضلات در دو گروه (میانگین \pm انحراف معیار)

میزان فعالیت دوزنقه پایینی	میزان فعالیت دوزنقه بالایی	میزان فعالیت دندانهای قدامی	زاویه سر به جلو (درجه)	
۳۰ \pm ۱۷	۴۵ \pm ۱۶	۴۳ \pm ۱۳	۵۲/۶ \pm ۱/۹	سالم
۳۴ \pm ۱۶	۶۴ \pm ۱۴	۴۲ \pm ۱۷	۴۲/۷ \pm ۱/۵	سر به جلو
۰/۵۱	۰/۰۰۲*	۰/۹۵	۰/۰۱	ارزش P

بحث و نتیجه گیری

با وجود شواهد مبنی بر نقش عضلات ناحیه کتف در ایجاد ناهنجاری سر به جلو، کمتر به این موضوع پرداخته شده است. از این رو این پژوهش با هدف بررسی میزان فعالیت عضلات چرخاننده کتف حین حرکت ابداکشن بازو در افراد مبتلا به ناهنجاری سر به جلو و مقایسه آن با افراد سالم صورت گرفت. میزان فعالیت عضله دندانهای قدامی و دوزنقه پایینی افراد سالم و مبتلایان به ناهنجاری سر به جلو تفاوتی با هم نداشت، در حالی که میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضله دوزنقه بالایی در مبتلایان به ناهنجاری سر به جلو بیشتر از افراد سالم بود.

لودویگ و همکاران^۱ (۲۰۰۰) ترکیب حرکتی مفصل بازو و کتف بر قفسه سینه را طی بالا بردن بازو در صفحه کتف و فعالیت عضلانی مرتبط با آن را در افراد مبتلا به سندروم گیرافتادگی شانه در مشاغلی که در معرض کار در سطوح بالای سر بودند، بررسی کردند. فعالیت عضله دندانهای قدامی در تمام اعمال بارها و تمام فازها کاهش یافته بود (۱۶). در توجیه این یافته‌ها باید گفت که محققان کاهش در فعالیت عضله دندانهای قدامی را مکانیسم جلوگیری از بروز درد در ناحیه شانه یا نتیجه حرکت غیرطبیعی کتف می‌دانند (۱۴، ۱۳). عدم تغییر در میزان فعالیت دندانهای قدامی افراد شرکت کننده در پژوهش حاضر را می‌توان به عدم سابقه ابتلا به درد در ناحیه گردن و شانه آنها نسبت داد. تیگین و همکاران ترکیب حرکتی کتف و فعالیت عضلانی آن را در افراد مبتلا به سر به جلو و شانه‌های گرد شده بررسی کردند. چرخش داخلی کتف بزرگ‌تر و فعالیت دندانهای قدامی کمتر در گروه مبتلا به ناهنجاری سر به جلو و شانه گرد شده مشاهده شد (۱۹). کاهش فعالیت عضله دندانهای قدامی موجب بروز کتف بال‌دار حین بالا بردن بازو می‌شود (۱۶، ۳). افراد مورد آزمون در پژوهش

1. Ludwig PM & et al

حاضر ناهنجاری مشهودی مانند شانه گردشده و کتف بالی نداشتند که این نیز می تواند توجیهی برای عدم تفاوت معنادار در میزان فعالیت الکترومیوگرافی دندانهای قدامی آنها باشد.

فعالیت الکترومیوگرافی عضله ذوزنقه بالایی افراد مبتلا به ناهنجاری سر به جلو بیشتر از افراد سالم بود که با نتایج وین و همکاران همخوانی دارد (۲۱). چند سازوکار می تواند این نتایج را توضیح دهد، اول اینکه نشان داده شده که سر به جلو طول و تنش عضله بالابرنده کتف^۱ در حین چرخش بالایی کتف تغییر می دهد. افزایش معنادار فعالیت بالابرنده کتف در پوسچر سر به جلو در مقایسه با پوسچر طبیعی گزارش شده است (۱۷). عضله ذوزنقه بالایی یک عضله آگونیست برای چرخش بالایی کتف و عضله بالابرنده کتف یک آنتاگونیست برای چرخش بالایی کتف است. بنابراین افزایش تنش بالابرنده کتف موجب جلوگیری از چرخش بالایی کتف خواهد شد، از این رو برای غلبه بر این افزایش تنش عضله بالایی در پوسچر سر به جلو باید فعالیت بیشتری داشته باشد و نتایج پژوهش حاضر نیز این نکته را تایید می کند (۲۱)؛ دوم اینکه تغییر در بیومکانیک پوسچر سر به جلو می تواند بر فعالیت عضلانی تأثیرگذار باشد، در صورت افزایش مدت زمان فلکشن مهره های گردنی در پوسچر سر به جلو، سطح فعالیت اکستنسورها افزایش می یابد تا افزایش زمان فلکشن را خنثی کند. این امر با نتایج پژوهش حاضر نیز مبنی بر افزایش فعالیت عضله ذوزنقه بالایی همخوانی دارد (۱۸، ۱۷). تیگپن و همکاران هیچ تفاوت معناداری بین فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ذوزنقه بالایی حین بالابردن بازو در صفحه کتفی مشاهده نکردند (۱۹). تفاوت در یافته ها را می توان در الگوی حرکتی گزینش شده جست و جو کرد. مشخص شده که الگوهای حرکتی متفاوت بالا بردن بازو روند متفاوت حرکت کتف و به تبع فعالیت عضلانی متفاوتی را در پی دارد (۲۱). الگوی حرکتی پژوهش حاضر ابداکشن بازو بدون وزنه در طول کل دامنه حرکتی بالارفتن بازو بود، حال آنکه در پژوهش اشاره شده الگوی حرکتی در صفحه کتفی بود.

فعالیت الکترومیوگرافی عضله ذوزنقه پایینی افراد سالم و مبتلا به ناهنجاری سر به جلو حین حرکت ابداکشن بازو تفاوتی با هم نداشتند. وین و همکاران افزایش در میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضله ذوزنقه پایینی حین فعالیت ایزومتریک همراه با اعمال بار بر بازو در صفحه ساجیتال را در پوسچر سر به جلو به طور مصنوعی گزارش کردند (۲۱). اختلاف یافته های پژوهش حاضر ممکن است در نتیجه الگوی بالا بردن (صفحه

1. Levator Scapula

حرکتی بالا بردن بازو یا اعمال بار) مؤثر 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 می کند (۲۱). همچنین قرار گرفتن در پوسچر سر به جلو به طور مصنوعی نیز می تواند بر نتایج به دست آمده تأثیر داشته باشد، افراد شرکت کننده در پژوهش وین ناهنجاری سر به جلو نداشتند.

نتایج پژوهش حاضر تفاوت فعالیت الکترومیوگرافی عضله ذوزنقه بالایی را حین ابداکشن بازو بین دو گروه افراد سالم و مبتلا به ناهنجاری سر به جلو نشان می دهد. از این رو می توان نتیجه گرفت که پوسچر طبیعی سر حین ابداکشن بازو می تواند از پوسچر مطلوب بیومکانیکی سر حمایت کند تا فعالیت ذوزنقه بالایی را در حد طبیعی نگه دارد. از این رو به نظر می رسد بازگرداندن فعالیت طبیعی این عضله عاملی مهم در اصلاح ناهنجاری سر به جلو به شمار می رود.

تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل پایان نامه کارشناسی ارشد حرکات اصلاحی بود. نویسندگان لازم می دانند از تمامی شرکت کنندگان این پژوهش تشکر و قدردانی کنند.

منابع و مأخذ

1. Bagg SD, Forrest WJ. (1988). "A Biomechanical analysis of scapular rotation during arm abduction in the scapular plane". American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, 67(6); pp:238-245.
2. Basmajian JV, Blumenstein R. (1989). "Biofeedback principles and practice for clinicians". Williams and Wilkins. Baltimore. pp:69-82.
3. Belville RG, Seupaul RA. (2005). "Winged scapula in the emergency department ; A case report and review". Journal of Emergency Medicine, 29(3); pp:279-282.
4. Chiu TW, et al. (2002). "A study on the prevalence of and risk factors for neck pain among university academic staff in Hong Kong". Journal of Occupational Rehabilitation, 12(2); pp:77-91.

5. Cram JR, Kasman GS. (1998). **"Introcaciton surface electromyography"**. Aspen publishers, Gaithersburg. pp:249,273-281.
6. Ebaugh DD, McClure PW, Karduna AR. (2005). **"Three – dimensional scapulothoracic motion during active and passive arm elevation"**. Clinical Biomechanics, 20(7); pp:700-709.
7. Ebaugh DD, Spinelli BA. (2010). **"Scapulothoracic motion and muscle activity during the raising and lowering phases of an overhead reaching task"**. Journal of Electromyography and Kinesiology, 20(2); pp:199-205.
8. Ekstrom RA, Soderberg GL, Donatelli RA. (2005). **"Normalization procedures using maximum voluntary isometric contractions for the serratus anterior and trapezius muscles during surface EMG analysis"**. Journal of Electromyography and Kinesiology, 15(4); pp:418-428.
9. Falla D, et al. (2007). **"Effect of neck exercise on sitting posture in patients with chronic neck pain"**. Physical Therapy, 87(4); pp:408-417.
10. Haughie LJ, Fiebert IM, Roach KE. (1995). **"Relationship of forward head posture and cervical backward bending to neck pain"**. Journal of Manual & Manipulative Therapy. 3; pp:91-97.
11. Kebaetse M, McClure P, Pratt NA. (1999). **"Thoracic position effect on shoulder range of motion strength, and three-dimensional scapular kinematics"**. Archives of physical of physical Medicine and Rehabilitation, 80(8); pp:945-950.
12. Kendall PF, Kendall M, Provance PG. (2005). **"Muscle testing and function with posture and pain"**. 5 ed. Lippicott Williams & Wilkins. PP:130-138.
13. Kibler WB. (1998). **"The role of the scapula in athletic shoulder function Sports Medicin"**. 26(2); pp:325-337.
14. Lin JJ, et al. (2006). **"Altered patterns of muscle activation during performance of four functional tasks inpatients with shoulder disorders: Interpretation from voluntary response index"**. Journal of Electromyography and Kinesiology, 16(5); pp:458-468.
15. Ludewig, PM, Cllk TM, Nawoczenski DA. (1996). **"Three-dimensional scapular orientatin and muscle activity at selected positions of humeral**

- elevation"**. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 24(2); pp:57-65.
16. Ludewig OM, Cook TM. (2000). "**Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement**". Physical Therapy, 80(3); pp:276-291.
17. McLean. (2005). "**The effect of postural correction on muscle activation amplitudes recorded from the cervicobrachial region**". Journal of Electromyography and Kinesiology, 15(6); pp:527-535.
18. Sluiter JK, Rest KM, Frings-Dresen MHW. (2001). "**Criteria document for evaluating the work-relatedness of upper-extremity musculoskeletal disorders**". Scandinavian Journal of work, Environment and Health, 27(SUPPL.1); pp:101-102.
19. Thigpen CA, et al. (2010). "**Head and shoulder posture affect scapular mechanics and muscle activity in overhead tasks**". Journal of Electromyography and Kinesiology, 20(4); pp:701-709.
20. Wang CH, et al. (1999). "**Stretching and strengthening exercise : Their effect on three-dimensional scapular kinematics**". Archives of physical medicine and Rehabilitation, 80(8); pp:923-929.
21. Weon JH, et al. (2010). "**Influence of forward head posture on scapular upward rotators during isometric shoulder flexion**". Journal of Bodywork and Movement Therapies , 14(4); pp:367-374.
22. Yip GHT, Dhiu TTW, Poon ATK. (2008). "**The relationship between head posture and severity and disability of patients with neck pain**". Manual Therapy, 13(2); pp:148-154.