

Electromyographic Activity of the Scapulothoracic Muscles during Arm Abduction with Loading in Women with Forward Head Posture and Healthy Women

Abbas Mostafazadeh¹, Farhad Rezazadeh^{2*}, Azam Mahmoudpour³, Shirin Aali²

¹Department of Physical Education, School of Humanities, Azad University of Bonab, Bonab, Iran

²Department of Sports Medicine, School of Physical Education, Tehran Kharazmi University, Tehran, Iran

³Department of Sports Medicine, School of Physical Education, Tehran University, Tehran, Iran

Received: 13 Oct, 2013 Accepted: 8 Jan, 2014

Abstract

Background and Objective: One of the most common postural abnormalities which is seen in 60 percent of patients with neck and shoulder disorders is Forward head posture. The purpose of current study was the comparison of contribution ratio in scapular rotator muscles over dominant and non-dominant arm abduction on loading in women with and without Forward Head Posture.

Materials and Methods: In this case-control study 18 women with Forward Head Posture and 14 healthy women were studied. The subjects were matched based on weight, height, age, dominance of upper extremity and voluntarily participated. The contribution ratio of Serratus Anterior, Upper and Lower Trapezius muscles were recorded by surface electrodes during arm abduction with loading.

Results: The independent t-test results revealed that the upper trapezius muscle activity ratio of dominant arm in subjects with forward head posture is significantly greater than healthy ones ($P = .011$), whereas the significant difference was not revealed in non-dominant arm. There were also no significant differences in Serratus Anterior muscle ($p > .05$) and Lower Trapezius muscle ($p > .05$) ratio between the groups.

Conclusion: Because of the changes in contribution ratio of Upper Trapezius, a simple assessment of head posture through the shoulder muscles can provide useful information for the examiner to decide on prescription of corrective exercises for patient.

Keywords: Electromyography, Posture, Shoulder, Serratus anterior muscle, Trapezius muscle

*Corresponding author:

E-mail: Rezazade.farhad@gmail.com

مقاله پژوهشی

فعالیت الکترومیوگرافی عضلات مفصل اسکاپولوتوراسیک حین حرکت ابداکشن با وزنه بازوی زنان مبتلا به ناهنجاری سر به جلو و زنان سالم

عباس مصطفی زاده^۱، فرهاد رضازاده^{۲*}، اعظم محمودپور^۳، شیرین عالی^۴

^۱گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه آزاد، بناب، ایران
^۲دپارتمان طب ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران، تهران، ایران
^۳دپارتمان طب ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

دریافت: ۹۲/۷/۲۱ پذیرش: ۹۲/۱۰/۱۸

چکیده

زمینه و اهداف: ناهنجاری سر به جلو یکی از انواع شایع پاسچر نامناسب بوده که تقریباً در ۶۰٪ بیماران با اختلالات ناحیه گردن و شانه مشاهده می‌شود. پژوهش حاضر با هدف مقایسه سهم مشارکت عضلات چرخاننده کف حین حرکت ابداکشن با وزنه بازوی غالب و غیرغالب افراد مبتلا به ناهنجاری سر به جلو و افراد سالم صورت گرفت.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه مورد تحلیلی، ۱۸ زن مبتلا به ناهنجاری سر به جلو و ۱۴ زن سالم هم‌تاسازی شده بر اساس متغیرهای وزن، قد، سن و غالب بودن اندام فوقانی، در تحقیق شرکت کردند. با استفاده از الکترومیوگرافی سطحی سهم مشارکتی عضلات دندان‌های قدامی و دوزنقه‌ای بالایی و پایینی حین ابداکشن با وزنه بازوها محاسبه گردید.

یافته‌ها: آزمون آماری تی مستقل نشان داد سهم مشارکتی عضله دوزنقه‌ای بالایی حین ابداکشن با وزنه بازوی غالب در مبتلایان به ناهنجاری سر به جلو به طور معنی‌داری بیشتر از هم‌تایان سالم است ($P=0/01$). اما این تفاوت معنی‌دار در سمت غیرغالب مشاهده نگردید ($P>0/05$). همچنین بین سهم مشارکتی عضلات دندان‌های قدامی و دوزنقه‌ای بالایی و پایینی بازوان غالب و غیرغالب در دو گروه تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد ($P>0/05$).

نتیجه‌گیری: به جهت تغییرات سهم مشارکتی دوزنقه‌ای فوقانی، ارزیابی ساده پاسچر سر می‌تواند اطلاعات مفیدی در مورد عملکرد عضلات شانه و تصمیم‌گیری درباره توصیه حرکات اصلاحی در اختیار معاینه‌کننده قرار دهد.

کلید واژه‌ها: الکترومیوگرافی، پاسچر، شانه، عضله دندان‌های قدامی، عضله دوزنقه‌ای.

*ایمیل نویسنده رابط: Rezazade.farhad@gmail.com

مقدمه

بر این است که درد ناحیه شانه عموماً در نتیجه عوامل خطرزای بیرونی نظیر استفاده مکرر، نگهداشتن شانه در وضعیت الوشن (Elevation) بیش از ۶۰ درجه، فلکشن بازوان یا افزایش اعمال وزن بر روی شانه می‌باشد (۴). در تحقیقات ناهنجاری‌هایی از قبیل سر به جلو، شانه گرد شده (۵۶) و یا تغییر در حرکت مجموعه مفصلی شانه و فعالیت عضلانی (۷) به عنوان عوامل

عادات و وضعیت‌های بدنی تکراری، باعث استفاده مکرر بخشی از عضلات بدن و عدم توجه به عضلات مخالف شده که عدم توازن در قدرت، طول عضلات و بافتهای نرم را به دنبال خواهد داشت که این امر در طولانی مدت باعث بروز ناهنجاری‌های وضعیتی می‌گردد (۱، ۲). از جمله مشکلات شایع سلامتی در جوامع، درد ناحیه شانه با شیوع ۱۶ تا ۲۱ درصد است (۳). اعتقاد

مواد و روش‌ها

در مطالعه مورد تحلیلی حاضر، جامعه آماری متشکل از دانشجویان دختر ساکن در خوابگاه‌های دانشگاه تهران بودند که از بین آنها با استفاده از یافته‌های حاصل از یک مطالعه مقدماتی برای تعیین حجم نمونه بر اساس واریانس پارامتر مورد مطالعه بر روی ۵ نفر، به صورت هدفمند ۱۸ زن مبتلا به ناهنجاری سر به جلو با میانگین سنی $25/2 \pm 1/4$ سال، قد $163/9 \pm 6/3$ سانتی‌متر و وزن $53/1 \pm 7/6$ کیلوگرم انتخاب و سپس ۱۴ زن سالم با میانگین سنی $26 \pm 2/5$ سال، قد $162/7 \pm 6/1$ سانتی‌متر و وزن $54/3 \pm 8$ کیلوگرم بر اساس هم‌تاسازی و معیارهای قد، وزن، سن و غالب بودن اندام فوقانی انتخاب و وارد مطالعه شدند. معیارهای ورود به مطالعه برای افراد عبارت بود از: داشتن پاسچر طبیعی برای گروه سالم و داشتن پاسچر 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 بودند. پس از انتخاب نمونه‌ها و دریافت فرم کتبی اطلاعات تحقیق و کسب رضایت آگاهانه جهت شرکت در طرح، فرم جمع‌آوری اطلاعات افراد شامل سن، قد، وزن و بازوی غالب توسط آزمونگر تکمیل می‌شد. برای اطمینان از عدم ابتلا به درد حین اندازه‌گیری از مقیاس دیداری درد (Visual Analog Scale, VAS) استفاده شد (۱۸). در صورتی که مقدار عددی آن بیش از سه را نشان می‌داد فرد مورد نظر از انجام آزمون حذف می‌شد. همچنین جهت تعیین نقطه آغاز و پایان حرکت ابداکشن بازو از الکتروگونیاومتر استفاده گردید. 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 گونیاومتر زاویه سر به جلو (Cranio Vertebral Angle, CVA) اندازه‌گیری می‌شد، 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 گونیاومتر 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 عدد در محدوده $1/5 \pm 42/7$ بود، فرد در گروه سر به جلو و در صورتی که این عدد در محدوده $1/9 \pm 52/6$ قرار داشت، در گروه سالم قرار می‌گرفت (۱۸). ثبت فعالیت الکترومیوگرافی نیز توسط محقق و با استفاده دستگاه کینزیولوژیک الکترومیوگرافی مدل ME6000 ساخت شرکت Mega Electronics Ltd کشور فنلاند انجام گرفت.

خطرهای درونی افزایش درد شانه گزارش شده‌اند. در این راستا Thigpen و همکاران (۲۰۱۰) حرکت مجموعه مفصلی شانه و فعالیت عضلانی دندان‌های قدامی، دوزنقه‌ای بالایی و دوزنقه‌ای پایینی را حین حرکت فلکشن همراه با اعمال بار در افراد سالم و مبتلا به ناهنجاری سر به جلو و شانه گرد شده را مقایسه نمودند و دریافتند که چرخش داخلی کتف افراد مبتلا به این ناهنجاری به طور معنی‌داری بزرگتر و فعالیت عضله دندان‌های قدامی نیز به طور معنی‌داری کمتر می‌باشند که این نتایج، فرضیه پزشکان را مبنی بر اینکه ناهنجاری سر به جلو مستقل از درد شانه تاثیر زیادی بر مکانیسم حرکتی شانه دارد، مورد حمایت قرار داد (۸). تاثیر پذیری درد شانه از وضعیت‌های پاسچرال افراد، در برخی مطالعات مورد بررسی قرار گرفته است. از جمله می‌توان به تحقیق Jong-Hyuck Weon و همکاران (۲۰۱۰) اشاره کرد که تاثیر پاسچر سر به جلو با وضعیت نشسته را بر روی چرخاننده‌های بالایی کتف در حرکت فلکشن همراه با وزنه در افراد سالم را مورد ارزیابی قرار دادند. نتیجه گیری نهایی بیانگر این نکته بود که پاسچر سر به جلو باعث افزایش درد شانه و گردن حین فعالیت در وضعیت فلکشن شانه در حالت نشسته می‌گردد (۹). McQuade و همکاران (۱۹۹۸) نیز در فعالیت‌های منجر به اعمال بار روی بازوی افراد گزارش نمودند که ریتم کتف و بازو در نتیجه اعمال وزن اضافی حین بالا بردن دینامیک بازو در صفحه کتف بطور معنی‌داری تغییر می‌یابد (۱۰). اگرچه شواهدی مبنی بر ارتباط بین پاسچر سر به جلو و افزایش درد شانه گزارش شده است، اما مطالعات معدودی تا بحال چگونگی این ارتباط را توصیف نموده‌اند. عضلات دندان‌های قدامی و دوزنقه‌ای نقش اساسی را در ایجاد و کنترل حرکت کتف ایفا نموده (۱۸ و ۱۴-۱۲) و به عنوان جفت نیرو منجر به چرخش بالایی، چرخش خارجی و تیلت خلفی کتف می‌گردند (۱۳ و ۱۵)، بنابراین محتمل است عدم تعادل فعالیت این عضلات باعث اختلال در حرکت و موقعیت کتف و به تبع آن اختلال در راستای ستون فقرات و سر گردد (۷ و ۵). به باور محققان یکی از مکانیسم‌های بیومکانیکی دخیل در بروز ناهنجاری سر به جلو الگوی حرکتی تکراری ابداکشن بازو به دلیل استفاده‌های مکرر افراد شاغل در حرفه‌های با دستان درگیر در بالای سر می‌باشد (۱۶ و ۱۷). لذا درک و شناخت تاثیر ناهنجاری سر به جلو روی فعالیت عضلات ثبات دهنده و چرخاننده کتف در صفحات حرکتی (ابداکشن و فلکشن) بازو اهمیت زیادی پیدا نموده است. شاید کسب این شناخت در تشخیص راهکاری جهت بهبود مکانیسم درد شانه و کاهش خطر بروز درد شانه موثر باشد. این مساله به خصوص در عصر حاضر به دلیل گسترش استفاده از کامپیوتر در جوامع به خصوص در بین جوانان حائز اهمیت است زیرا استفاده مداوم از کامپیوتر موجب بروز پاسچر سر به جلو و درد شانه در افراد می‌گردد (۱۶ و ۱۷). بنابراین پژوهش حاضر با هدف بررسی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات کتفی دندان‌های قدامی، دوزنقه‌ای بالایی و پایینی طی حرکت ابداکشن با وزنه بازوی زنان سالم و مبتلا به ناهنجاری سر به جلو در صفحه فرونتال صورت گرفته است.

جهت جلوگیری از فلکشن بر بالای آرنج و زاویه پایینی کتف به منظور جلوگیری از چرخش کتف اعمال می‌شد. برای عضله ذوزنقه‌ای بالایی نیز فرد به همان حالت قبلی نشسته و بازو در زاویه ۹۰ درجه ابداکشن در حالی که گردن به سمت همان دست خم و چرخش به سمت مخالف داشته، نگه داشته می‌شد. در این حین مقاومتی توسط دست آزمونگر به منظور جلوگیری از اکستنشن سر بر پشت سر و همچنین جهت جلوگیری از ابداکشن بر بالای آرنج اعمال می‌شد. در نهایت برای عضله ذوزنقه‌ای پایینی، فرد در حالت خوابیده بر روی شکم روی تخت قرار می‌گرفت، بازو را بالای سر و در جهت فیبرهای ذوزنقه‌ای پایینی نگه می‌داشت و مقاومتی توسط آزمونگر جهت جلوگیری از بالا رفتن بر قسمت بالای آرنج و به منظور جلوگیری از جدا شدن فرد از سطح تخت بر روی کمر اعمال می‌شد (۱۵). (شکل ۱). در نهایت جهت ثبت فعالیت الکترومیوگرافی عضلات مربوطه به همراه ابداکشن بازو همراه وزنه، فرد در حالت ایستاده دست را از کنار بدن در حالتی که وزنه‌ای دو کیلوگرمی در دست داشته در صفحه فروتنال 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 (۱۷). 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 Root Mean Square, RMS هر یک از عضلات برای هر یک از فعالیت‌ها تعیین می‌شد.

در این پژوهش سه کانال از شانزده کانال موجود برای ثبت فعالیت الکترومیوگرافی عضلات با بهره (gain) $\times 305$ استفاده شد و نرخ نمونه‌برداری در این پژوهش ۲۰۰۰ در نظر گرفته شد. آنالیز داده‌های حاصل با نرم افزار مگاوین تحت Windows XP انجام گرفت. لازم به ذکر است که تمامی اندازه‌گیری‌ها توسط همکار متخصص طب ورزشی صورت گرفت. پس از توضیحات مقدماتی و آشنایی فرد با روش‌های آزمون ابتدا موضع الکترودها توسط پنبه آغشته به استون 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. الکتروگذاری به روش دو قطبی و فاصله مرکز به مرکز الکترودها ۶۰ میلی‌متر بود. الکتروگذاری بر مبنای روش ارائه شده در پژوهش‌های پیشین و راستای فیبرهای عضلانی انجام گرفت (۱۶-۱۵ و ۱۳). جهت الکتروگذاری عضله دندان‌های قدامی، شانه در وضعیت ۹۰ درجه ابداکشن بوده و الکترودها عمود بر خط mid-axillary بین دنده ۸-۶ قرار داده می‌شد و الکترودم مرجع نیز بر روی استخوان جناغ نصب می‌شد. برای عضله ذوزنقه‌ای بالایی، شانه در ۹۰ درجه ابداکشن و الکترودها موازی با فیبرهای عضله ۲ سانتیمتر به طرف خارج نصف فاصله بین مهره هفتم گردنی و زائده خارجی آخرومی قرار داده می‌شد و الکترودم مرجع نیز بر روی مهره هفتم گردنی نصب می‌شد. جهت الکتروگذاری ذوزنقه‌ای پایینی نیز شانه در وضعیت ۹۰ درجه فلکشن بوده و الکترودها با فاصله ۵ سانتیمتر از ریشه خار کتف بر روی خطی که به طور مایل بر کتف عمود می‌شد قرار می‌گرفتند و الکترودم مرجع بر روی مهره دوازدهم سینه‌ای نصب می‌شد (۱۵). در ابتدا جهت نرمال سازی داده‌ها از هر عضله انقباض ارادی ایزومتریک حداکثر گرفته می‌شد. بدین نحو که جهت ثبت حداکثر انقباض عضله دندان‌های قدامی، فرد در حالت عمود بر روی صندلی نشسته، به نحوی که به پشتی صندلی تکیه نداشته و بازو در زاویه ۱۲۵ درجه فلکشن نگه داشته می‌شد و مقاومتی توسط دست آزمونگر به



شکل ۱: انقباض ارادی حداکثر به ترتیب از چپ: عضله دندان‌های قدامی، ذوزنقه‌ای بالایی و ذوزنقه‌ای پایینی

جدول ۳: نتایج آزمون تی مستقل جهت مقایسه سهم مشارکت عضلات بازوی غیرغالب حین ابداکشن با وزنه زنان مبتلا و سالم

عضله	ارزش P	مقدار df	مقدار t
دندانهای قدامی	۰/۲۸۸	۳۰	-۱/۰۸۱
دوزنقه‌های بالایی	۰/۸۷۱	۳۰	-۱/۷۶۸
دوزنقه‌های پایینی	۰/۹۶۶	۳۰	-۰/۰۵

بحث

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که تنها بین سهم مشارکتی عضله دوزنقه‌های بالایی حین حرکت ابداکشن بازوی غالب با وزنه در زنان مبتلا به ناهنجاری سر به جلو و گروه سالم تفاوت معنی داری وجود دارد. به نحوی که سهم مشارکتی عضله دوزنقه‌های فوقانی در گروه مبتلا به ناهنجاری سر به جلو در دست غالب افزایش یافته بود. اما یافته‌ها هیچ تفاوت معنی داری در سهم مشارکتی عضله دوزنقه‌های تحتانی و دندانهای قدامی را بین دو گروه در دست غالب نشان نداد. همچنین تحلیل داده‌ها تفاوت معنی داری را در هیچ کدام از عضلات در دست غیرغالب بین دو گروه سالم و سر به جلو نشان نداد. ولی زاده و همکاران (۲۰۱۴) تاثیر پاسچر سر به جلو بر روی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات کتفی حین فلکشن بازو را مورد بررسی قرار داده و گزارش نمودند که حین فلکشن بازو فعالیت عضله دندانهای قدامی کاهش و مشارکت عضله دوزنقه‌های بالایی افزایش یافت (۱۸). نتایج طرح حاضر در ارتباط با افزایش سهم مشارکتی دوزنقه‌های بالایی با تحقیق مذکور همسو می‌باشد. از سوی دیگر با تحقیق تیگین و همکاران (۲۰۱۰) (۱۹) و روی و همکاران (۲۰۰۸) (۱۲) ناهمسو می‌باشد. در توضیح افزایش سهم مشارکت عضله دوزنقه‌های بالایی چندین مکانیسم بالقوه را می‌توان مطرح کرد؛ از جمله اینکه وضعیت سر به جلو ممکن است طول و تنش عضلات بالابرنده کتف را در حین چرخش بالایی کتف تغییر دهد چرا که افزایش معنی دار فعالیت بالابرنده‌های کتف در پاسچر سر به جلو در مقایسه با پاسچر طبیعی گزارش شده است (۲۰). از طرفی عضله دوزنقه‌های بالایی با حداکثر سطح فعالیت و سریعتر از سایر عضلات فعال می‌شود و اعتقاد بر این است که برخی از عضلات از جمله دوزنقه‌های بالایی تمایل به افزایش تون عضلانی و به تبع آن کوتاهی دارند. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت 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 (۲۱). این عضله همچنین در چرخش بالایی کتف به عنوان آگونیست عمل کرده و یک آنتاگونیست برای عضله بالابرنده کتف می‌باشد. بنابراین افزایش تنش عضله بالابرنده کتف باعث جلوگیری از چرخش بالایی کتف خواهد شد، لذا برای غلبه بر این افزایش تنش عضله دوزنقه‌های بالایی در پاسچر سر به جلو بایستی فعالیت بیشتری داشته باشد. اما در مقابل سیگین و همکاران (۲۰۱۰) و Ludewig and Cook (۱۹۹۶) اظهار نمودند که هیچ تفاوت معنی داری بین فعالیت الکترومیوگرافی عضلات سراتوس قدامی، دوزنقه‌های بالایی و پایینی با در نظرگیری موقعیت سر در زوایای صفر، ۲۵ و ۵۰

در نهایت میزان فعالیت الکترومیوگرافیک عضلات دندانهای قدامی، دوزنقه‌های بالایی و پایینی حین ابداکشن همراه وزنه 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 فعالیت الکترومیوگرافی نرمال شده هر عضله بر مجموع فعالیت نرمال شده هر سه عضله تقسیم گردید. جهت توصیف متغیرها از آمار توصیفی و برای تجزیه و تحلیل یافته‌ها از آمار استنباطی استفاده شد. داده‌ها به وسیله نرم افزار SPSS 15 تجزیه و تحلیل گردید. طبیعی بودن توزیع با آزمون کولموگروف اسمیرنوف بررسی شد. جهت مقایسه داده‌ها در هر یک از عضلات دندانهای قدامی، دوزنقه‌های بالایی و دوزنقه‌های پایینی بین دو گروه از آزمون آماری تی مستقل استفاده گردید. همچنین برای مقایسه های آماری سطح معنی داری کمتر از ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

میانگین و انحراف استاندارد مقادیر RMS داده‌های الکترومیوگرافی نرمال شده عضلات دندانهای قدامی، دوزنقه‌های بالایی و دوزنقه‌های پایینی حین ابداکشن با وزنه بازوی غالب و غیرغالب بین دو گروه سالم و سر به جلو در جدول ۱ ارائه شده است.

جدول ۱: مقدار EMG نرمال شده عضله دندانهای قدامی، دوزنقه ای بالایی و دوزنقه‌ای پایینی حین ابداکشن با وزنه بازوی غالب و غیرغالب در زنان سالم و دارای سر به جلو

عضله	دندانهای قدامی		بازوی غالب زنان سالم
	بازوی غالب زنان سالم	بازوی غیرغالب زنان سالم	
بازوی غالب زنان سالم	۰/۵۷±۰/۰۷	۰/۷۵±۰/۰۵	۰/۵۵±۰/۰۹
بازوی غیرغالب زنان سالم	۰/۳۳±۰/۰۵	۰/۷۰±۰/۰۹	۰/۱۹±۰/۰۷
بازوی غالب زنان سالم	۰/۲۷±۰/۰۶	۰/۲۵±۰/۰۸	۰/۲۵±۰/۰۴
بازوی غیرغالب زنان سر به جلو	۰/۲۵±۰/۰۷	۰/۲۰±۰/۰۶	۰/۱۵±۰/۰۶

جدول شماره ۲ و ۳ نمایانگر نتایج حاصل از فرضیه مبنی بر یکسان بودن مقادیر RMS نسبت مشارکت فعالیت الکترومیوگرافی نرمال شده عضله دوزنقه‌های بالایی، پایینی و دندانهای قدامی به مجموع فعالیت عضلات دندانهای قدامی، دوزنقه‌های بالایی و دوزنقه‌های پایینی حین ابداکشن با وزنه بازوی غالب و غیرغالب افراد سالم و مبتلا به ناهنجاری سر به جلو می‌باشد.

جدول ۲: نتایج آزمون تی مستقل جهت مقایسه سهم مشارکت عضلات بازوی غالب حین ابداکشن با وزنه زنان مبتلا و سالم

عضله	ارزش P	مقدار df	مقدار t
دندانهای قدامی	۰/۸۸۹	۳۰	-۰/۱۴۱
دوزنقه ای بالایی	*۰/۰۱۱	۳۰	-۲/۷۲۰
دوزنقه ای پایینی	۰/۸۳۸	۳۰	۰/۲۰۷

* تفاوت معنی دار.

ایزومتریک همراه با اعمال بار بر بازو در صفحه ساجیتال را گزارش کرد (۹). 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. گواه این ادعا پژوهش اخیر ولی زاده و همکاران (۲۰۱۴) می‌باشد، چرا که در پژوهش آنها صفحه حرکتی ساجیتال مدنظر بوده و به تفاوت معنی‌داری دست یافته‌اند (۱۸). حال آنکه در پژوهش حاضر صفحه حرکتی فرونتال انتخاب شده است. ریتم کتف و بازو در نتیجه اعمال بار اضافی در حین بالا بردن دینامیک بازو در صفحه کتف به طور معنی‌داری تغییر می‌کند. از سوی دیگر از آنجایی که ماهیت الگوی حرکتی یکی از عوامل تاثیرگذار بر سطح فعالیت عضلات می‌باشد و با توجه به اینکه فعالیت دوزنقه‌ای پایینی در هر دو گروه در حین حرکت بالا بردن در صفحه فرونتال به نسبت دو عضله دیگر کم بود. این امکان وجود دارد که هر اختلافی به وسیله آنالیز فعالیت عضله در طی بالا بردن پنهان بماند. همچنین لودویگ نیز افزایش در میزان فعالیت عضله دوزنقه‌ای پایینی را گزارش کرد (۲۳) که می‌تواند در نتیجه وجود درد در ناحیه شانه و یا تفاوت در الگوی حرکت باشد.

نتیجه‌گیری

هدف محققان در طرح حاضر دستیابی به تفاوت‌های الکترومیوگرافی عضلات ثباتی کتف در هر دو دست غالب و غیرغالب بود. اما این امر جز در دست غالب و آن هم برای عضله دوزنقه‌ای بالایی اتفاق نیفتاد. باور ما بر این بوده که مفاهیم علمی و ادبیات پیشینه جهت بحث جامع در ارتباط با ناهنجاری سر به جلو و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات مذکور به طرز مطلوبی موجود نبوده، لذا اجرای تحقیقات بیشتر برای دستیابی به ابعاد بیومکانیکی و حتی به چالش کشیدن یافته‌های تحقیقات به جد احساس می‌گردد. همچنین بدلیل اینکه نمونه‌های طرح حاضر تنها متشکل از دانشجویان بوده، لذا نمی‌توان یافته‌های طرح حاضر را بر کل جامعه زنان تعمیم داد. پیشنهاد می‌گردد به جهت تغییرات سهم مشارکتی دوزنقه‌ای فوقانی، بررسی تاثیر بهبود ناهنجاری سر به جلو بر بهبود الگوی حرکتی شانه، مقایسه زمان‌بندی فعالیت هر یک از عضلات کمر بند شانه در افراد مبتلا به ناهنجاری سر به جلو در تحقیقات آینده مدنظر قرار گیرد.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر برگرفته از طرح پژوهشی انجام گرفته با حمایت دانشگاه آزاد بناب می‌باشد که بدینوسیله از کلیه افرادی که در انجام این پژوهش صمیمانه ما را یاری نمودند تشکر می‌نمایم.

درجه حین بالا بردن بازو در صفحه کتفی وجود ندارد که با یافته‌های طرح حاضر ناهمسو می‌باشد (۱۰ و ۲۲). تفاوت در یافته‌ها را بایستی در الگوی حرکتی گزینش شده و خم نمودن گردن جستجو کرد. اسمیت و مک کواد (۱۹۹۸) بیان نمودند که الگوهای حرکتی متفاوت با بالا بردن بازو حرکات کتفی گوناگونی را حادث می‌شوند (۲۰). الگوی حرکتی مطالعه حاضر ابداعش بازو همراه وزنه در طول کل دامنه حرکتی بالا رفتن بازو در پاسچر سر به جلو بوده است. حال آنکه در تحقیقات اشاره شده الگوی حرکتی در صفحه کتفی و با فلکشن سر در زوایای متفاوت بوده است. با وجود آنکه وین (۲۰۱۰)، افزایش در میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضله دوزنقه‌ای پایینی حین فعالیت ایزومتریک همراه با اعمال بار بر بازو در صفحه ساجیتال را گزارش نمود (۹)، در مطالعه کنونی به چنین نتیجه‌ای نائل نشدیم. اختلاف یافته‌های پژوهش حاضر ممکن است در نتیجه الگوی بالا بردن (صفحه حرکتی بالا بردن بازو و یا اعمال بار و انقباض ایزومتریک حداکثر) موثر بر الگوی حرکت کتف باشد (۱۳). در ارتباط با سهم مشارکت عضله دندان‌های قدامی، لودویگ و همکاران (۲۰۰۰) ترکیب حرکتی مفصل بازو و کتف بر روی قفسه سینه در طی بالا بردن بازو در صفحه کتف و فعالیت عضلانی مرتبط با آن را در افراد مبتلا به سندرم گیر افتادگی شانه در مشاغل که در معرض کار در سطوح بالای سر بودند مورد بررسی قرار داده و نتیجه گرفتند فعالیت عضله دندان‌های قدامی در تمام اعمال بارها و تمام فازها کاهش می‌یابد (۲۳). هیوک (۱۹۹۵) نیز در بررسی تاثیر پاسچر مصنوعی سر به جلو حین حرکت فلکشن ایزومتریک همراه با اعمال نیرو را روی عضلات چرخاننده کتفی مورد ارزیابی قرار داد که به نتایج مشابهی دست یافت (۲۴). در توجیه یافته‌های طرح حاضر با تحقیقات مذکور بایستی گفت محققان کاهش در فعالیت عضله دندان‌های قدامی را مکانیسم جلوگیری از بروز درد در ناحیه شانه و یا نتیجه حرکت غیر طبیعی کتف می‌دانند (۶). حال آنکه افراد شرکت‌کننده در پژوهش حاضر هیچ گونه سابقه وجود درد در ناحیه گردن و شانه نداشتند که این می‌تواند عدم تغییر در میزان فعالیت دندان‌های قدامی در بین دو گروه را توجیه کند. همچنین آزمودنی‌های پژوهش حاضر جوان و دانشجو بوده و در معرض استفاده مداوم از دست در سطوح بالای سر نبودند در حالیکه در تحقیقات مذکور آزمودنی‌ها در معرض استفاده مداوم دست در بالای سر و در دامنه سنی ۶۸-۲۵ سال قرار داشتند. در طرح حاضر نسبت مشارکت فعالیت الکترومیوگرافی عضله دوزنقه‌ای پایینی به مجموع فعالیت عضلات دندان‌های قدامی، دوزنقه‌ای بالایی و دوزنقه‌ای پایینی بین افراد سالم و مبتلا به ناهنجاری سر به جلو در هیچکدام از دست‌های غالب و غیرغالب تفاوت معنی‌داری نداشت. این نتایج با تحقیق روی و همکاران (۲۰۰۸) (۱۲)، تیگین و همکاران (۲۰۱۰) (۱۹) همخوانی دارد اما با تحقیق وین و همکاران (۲۰۱۰) (۹) و لودویگ و همکاران (۲۰۰۰) (۲۳) ناهمسو است. وین افزایش در میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضله دوزنقه‌ای پایینی حین فعالیت

References

- Kendall PF, KM G, Provance P. *Muscle Testing And Function with Posture and Pain*. 5th ed. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2005; PP: 215-480.
- 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**(2): 130-136.
- Michener LA, McClure PW, Karduna AR. Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. *Clin Biomech* 2003; **18**(5): 369-379.
- Greenfield B, Catlin PA, Coats PW, Green E, McDonald JJ, North C. Posture in patients with shoulder overuse injuries and healthy individuals. *J Orthop Sport Phys* 1995; **21**(5): 287-295.
- Lewis JS, Green A, Wright C. Subacromial impingement syndrome: The role of posture and muscle imbalance. *J Shoulder Elbow Surg* 2005; **14**(4): 385-392.
- Lin JJ, Lim HK, Soto-quijano DA, Hanten WP, Olson SL, Roddey TS, 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.
- Edmondston SJ, Chan HY, Ngai GC, Warren ML, Williams JM, Glennon S, et.al. Postural neck pain: An investigation of habitual sitting posture, perception of good' posture and cervicothoracic kinaesthesia. *Manual Therapy* 2007; **12**(4): 363-371.
- 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. *JMMT* 2002; **10**(3): 124-128.
- Weon JH, Oh JS, Cynn HS, Kim YW, Kwon OY, Yi CH. Influence of forward head posture on scapular upward rotators during isometric shoulder flexion. *J Bodyw Mov Ther* 2010; **14**(4): 367-374.
- McQuade KJ, Dawson J, Smidt GL. Scapulothoracic muscle fatigue associated with alterations in scapulohumeral rhythm kinematics during maximum resistive shoulder elevation. *J Orthop Sport Phys* 1998; **28**(2): 74-80.
- Kibler WB, McMullen J. Scapular dyskinesia and its relation to shoulder pain. *The J Am Acad Orthop Surg* 2003; **11**(2): 142-151.
- 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.
- McLean L. The effect of postural correction on muscle activation amplitudes recorded from the cervicobrachial region. *J Electromyogr Kines* 2005; **15**(6): 527-535.
- Ludewig PM, Cook TM, Nawoczenski DA. Three-dimensional scapular orientation and muscle activity at selected positions of humeral elevation. *J Orthop Sport Phys* 1996; **24**(2): 57-67.
- Ebaugh DD, McClure PW, Karduna AR. Three-dimensional scapulothoracic motion during active and passive arm elevation. *Clin Biomech* 2005; **20**(7): 100-709.
- 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): 238-245.
- Falla D, Jull G, Russell T, Vicenzino B, Hodges P, Effect of neck exercise on sitting posture in patients with chronic neck pain. *Phys Ther* 2007; **87**(4): 408-417.
- Valizadeh A, Rajabi R, Rezazadeh F, Mahmoudpour A, Aali S. [Comparison of the Forward Head Posture on Scapular Muscle Contributions During Shoulder Flexion of Predominant Arm in Women with Forward Head Posture]. *ZJRMS* 2014; **16**(6): 68-72 (Persian).
- Thigpen CA, Padua DA, Michener LA, Guskiewicz K, Giuliani C, Keener JD, et.al. Head and shoulder posture affect scapular mechanics and muscle activity in overhead tasks. *J Electromyogr Kines* 2010; **20**(4): 701-709.
- Yip CH, Chiu TT, Poon AT. The relationship between head posture and severity and disability of patients with neck pain. *Man Ther* 2008; **13**(2): 148-154.
- Matin M, Ebrahimi I, Shaterzadeh M, Salavati M, Kazem Nejad A. [Study of muscular activity pattern of shoulder girdle in woemon during upper body physical exercises]. *J Reha* 2012; **11**(2): 49-58 (Persian).
- Szeto GP, Straker L, Raine S. A field comparison of neck and shoulder postures in symptomatic and asymptomatic office workers. *Appl Ergon* 2002; **33**(1): 75-84.

23. 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.

24. Haughie LJ, Fiebert IM, Roach KE. Relationship of Forward Head Posture and Cervical Backward Bending to Neck Pain. *J Man Manip Ther* 1995; **3**(3): 91-97.