

## بررسی مقایسه‌ای الگوی فعالیت عضلات کمر بند شانه‌ای در افراد مبتلا به گردن درد مزمن و افراد سالم

دکتر فریبا قادری<sup>۱\*</sup>، دکتر افسون نودهی مقدم<sup>۲</sup>، دکتر امیرمسعود عرب<sup>۳</sup>

تاریخ دریافت: 1391/08/02 تاریخ پذیرش: 1391/10/01

## چکیده

**پیش زمینه و هدف:** هدف این مطالعه بررسی تأثیر گردن درد غیر اختصاصی مزمن بر الگوی فعالیت عضلات کمر بند شانه‌ای بود. **مواد و روش‌ها:** ویژگی‌های زمانی و شدت فعالیت عضلات شانه در حین حرکت الیوشن در صفحه اسکاپولا در دو گروه با و بدون گردن درد غیر اختصاصی مزمن مورد مقایسه قرار گرفت. یکی از گروه‌ها شامل ۲۰ بیمار مبتلا به گردن درد غیر اختصاصی مزمن (سن ۳۰/۹۱±۸/۹۱) بود و گروه دیگر شامل ۲۰ فرد سالم بدون علامت (سن ۳۱/۲۵±۸/۹۲) بود که از نظر سن و جنس و سمت غالب با افراد بیمار جور شده بودند. فعالیت الکترومیوگرافی سطحی از عضلات دلتوئید قدامی و میانی و تراپزیوس فوقانی و تحتانی با فرکانس نمونه‌برداری ۱۵۰۰ هرتز در ۱۰ ثانیه ثبت شد. هر آزمودنی سه بار حرکت الیوشن دینامیک را با وزنه‌های معادل ۲۵-۳۰ درصد حداکثر نیروی عضلانی اندام فوقانی انجام می‌داد. **یافته‌ها:** با استفاده از آزمون تحلیل چند متغیره مشخص شد که بجز در مورد زمان تأخیری شروع فعالیت عضله دلتوئید میانی که در گروه بیماران به طور معنی داری بیشتر بود و زمان تأخیری حداکثر فعالیت عضله تراپزیوس فوقانی که در بیماران به طور معنی داری کمتر بود، در بقیه موارد تفاوت آماری معنی داری بین دو گروه وجود ندارد. ولی تفاوت‌های موجود بین دو گروه قابل بررسی بود به طوری که در افراد با علامت گردن درد در غیر اختصاصی مزمن زمان تأخیری شروع فعالیت عضله و لحظه به حداکثر رسیدن فعالیت عضلات مورد بررسی افزایش یافته بود و سطح فعالیت دینامیکی عضلات که با حداکثر انقباض ارادی عضله نرمال‌سازی شده بود کاهش یافته بود. **نتیجه‌گیری:** از نتایج ذکر شده چنین بر می‌آید که گردن درد غیر اختصاصی مزمن الگوی فعالیت عضلات شانه را تغییر می‌دهد، به خصوص در مورد عضله تراپزیوس فوقانی که با قرار گرفتن در طول کوتاه در بیماران گردن درد مزمن بر حرکت اسکاپولوهومرال موثر است. **کلمات کلیدی:** گردن درد، الکترومیوگرافی، فعالیت عضلات

مجله پزشکی ارومیه، دوره بیست و سوم، شماره هفتم، ص ۷۴۴-۷۳۶، ویژه‌نامه اسفند ۱۳۹۱

آدرس مکاتبه: تبریز، ولیعصر، خیابان توانیر، دانشکده توانبخشی، گروه فیزیوتراپی تلفن تماس: ۰۴۱۱۳۳۳۴۶۴۷ ۰۴۱۲۵۶۵۴۹۷۱

Email:

## مقدمه

روش‌های متفاوتی جهت درمان این نوع دردها خصوصاً در ناحیه کمر و گردن ارائه شده است، توجه رویکرد اخیر به سیستم حرکتی است. در این دیدگاه به بالانس سیستم حرکتی که نتیجه فعالیت هماهنگ عضلات آنتاگونیست و سینرژیست می‌باشد و اهمیت بسیاری در انجام حرکات متعادل و دقیق دارد، توجه ویژه‌ای شده است. طبق این دیدگاه حرکات تکراری و پوسچرهای طولانی مدت، ویژگی‌های بافتی عضله را تغییر داده و منجر به اختلال عملکرد عضلانی، تغییر الگوی حرکتی، درد و در نهایت اختلال حرکتی می‌شود (۷).

گردن درد یکی از مهم‌ترین و شایع‌ترین ضایعات اسکلتی-عضلانی در عرصه علوم پزشکی است که در جوامع مختلف از جمله جوامع صنعتی از شیوع نسبتاً بالایی برخوردار است (۶-۱).  
تأثیر گردن درد در کاهش فعالیت‌های فیزیکی، اجتماعی و اقتصادی افراد در جوامع مختلف سبب شده تا ارزیابی و درمان این ضایعه همواره مورد توجه محققین قرار داشته باشد.  
در قرن اخیر در زمینه فیزیوتراپی دیدگاه‌ها و به طبع آن

<sup>۱</sup> استادیار گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز (نویسنده مسئول)<sup>۲</sup> استادیار گروه فیزیوتراپی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی تهران<sup>۳</sup> استادیار گروه فیزیوتراپی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی تهران

۳) شدت درد در مقیاس VAS کمتر از ۴ بود انتخاب شدند. افراد سالم از بین افرادی که در یک سال گذشته هیچ‌گونه سابقه‌ای از درد اندام فوقانی و گردن نداشتند و از نظر سن و جنس و اندام غالب با گروه بیمار جور می‌شدند انتخاب گردیدند. افراد در دو گروه در صورتی که سابقه تروما، بیماری‌های جدی تهدید کننده مثل سرطان، دیابت، انواع تومورها و... فیبرومیالژیا، ضایعات دیسک بین مهره‌ای، سابقه whiplash یا آرتروز در گردن و شانه، وجود آسیب ساختاری مشخص، بدشکلی و ناهنجاری در ناحیه شانه و گردن، سابقه جراحی، شکستگی، مصرف داروهای مسکن، حاملگی، سابقه فعالیت بدنی و ورزش منظم و پیوسته و یا هر گونه درمان توانبخشی قبلی به هر دلیلی در سه ماه اخیر داشتند از مطالعه حذف می‌شدند.

تمام نمونه‌های مورد مطالعه اعم از افراد سالم و بیماران مبتلا به گردن درد مزمن در ابتدا در جریان هدف، روش و فواید تحقیق قرار گرفته و از آن‌ها رضایت نامه آگاهانه<sup>۲</sup> مکتوب اخذ می‌گردید. دستگاه مورد استفاده، سیستم تله متری MT8 ساخت شرکت Mie انگلیس بود. ثبت فعالیت الکترومیوگرافی با استفاده از روش دو قطبی با الکترودهای سطحی از جنس Ag/AgCl ساخت شرکت Swaromed صورت گرفت. فرکانس نمونه گیری در این مطالعه ۱۵۰۰ هرتز، CMRR<sup>۳</sup> معادل ۱۰۲dB، فیلترینگ<sup>۴</sup> در دامنه ۶ تا ۶۰۰ هرتز، و عرض دامنه<sup>۵</sup> ۱۵ کیلوهرتز و زمان ثبت سیگنال ۱۰ ثانیه تعریف شد. سیستم پرامپلی‌فایرها با بهره<sup>۶</sup> ۱۰۰۰ مورد استفاده قرار گرفت.

عضلات دلتوئید قدامی و میانی و تراپزیوس فوقانی و تحتانی شانه سمت غالب مورد ارزیابی قرار گرفتند. ثبت نیروی عضلانی از طریق دستگاه دینامومتر CAS ساخت شرکت Mie انگلیس صورت گرفت. در این تحقیق الکتروگذارای براساس روش Deluca و Basmajian بود (۱۳) (شکل ۱).

۱- بخش قدامی عضله دلتوئید: الکترودهای بخش قدامی عضله دلتوئید ۳/۵ سانتی متر زیر زاویه قدامی اکرومیون قرار می‌گرفت (۱۴).

۲- بخش میانی عضله دلتوئید: الکترودهای بخش میانی عضله دلتوئید در یک چهارم فوقانی حد فاصل اکرومیون تا اوله کرانون در قسمت میانی قرار می‌گرفت (۱۴).

با توجه به تقسیم بندی صورت گرفته توسط Janda و دیگران، عضله تراپزیوس فوقانی در ناحیه گردن و شانه از جمله عضلات پوسچرال تقسیم بندی می‌شود که متمایل به کوتاهی می‌باشند (۱۲-۸). لذا چنین تصور می‌شود که این عضله در افراد مبتلا به گردن درد دچار کوتاهی و سفتی می‌شود. از طرف دیگر با توجه به اینکه این عضله نقش مهم و اساسی در حرکات استخوان اسکاپولا در ریتم اسکاپولا و هومروس حین بالا آوردن دست دارد چنین فرض شده است که کوتاهی و سفتی این عضله منجر به فعالیت غیر طبیعی این عضله از جمله وارد عمل شدن زودتر از موعد یا وارد عمل شدن با نیروی نامتناسب شده و سبب به هم خوردن ریتم طبیعی حرکت بالا آوردن دست می‌شود که خود می‌تواند باعث اختلالات مفصل شانه و مشکلات دیگر گردد (شکل ۲-۱). لذا با توجه به ارتباط پیچیده گردن و شانه این‌طور به نظر می‌رسد که اختلالات عملکردی و درد گردن با تأثیر بر روی عضلات مشترک بتواند بیومکانیک مفصل شانه را دچار اختلال کند و در دراز مدت درد و ناراحتی در شانه بوجود آورد (۷).

اگرچه تاکنون مطالعات متعددی الگوی فعالیت عضلات کمر بند شانه‌ای را حین بالا آوردن دست در افراد مبتلا به مشکلات شانه از قبیل شانه درد، سندرم گیر افتادگی و بی ثباتی شانه مورد ارزیابی قرار داده است و نتایج آن‌ها نیز نشان دهنده الگوی غیرطبیعی عضلات در این دسته از بیماران می‌باشد، با این وجود تاکنون در هیچ تحقیقی به طور اختصاصی الگوی فعالیت و عملکرد عضلات کمر بند شانه‌ای حین بالا آوردن دست در افراد مبتلا به گردن درد مورد بررسی قرار نگرفته و مطالب عنوان شده صرفاً به صورت تئوری و بر مبنای فرضیات می‌باشد. هدف از انجام این تحقیق بررسی الکترومیوگرافیک نحوه عملکرد عضلات کمر بند شانه‌ای در افراد مبتلا به گردن درد مزمن و مقایسه آن با افراد سالم حین انجام حرکات مفصل شانه بود.

## مواد و روش‌ها

در طی یک مطالعه مقطعی مقایسه‌ای<sup>۱</sup>، افراد با روش نمونه‌گیری در دسترس در دو گروه بیست نفری سالم و بیماران مبتلا به گردن درد مزمن مورد مطالعه قرار گرفتند.

افراد بیمار از بین ۱) مبتلایان به گردن درد مزمن که با تشخیص پزشک متخصص و بررسی‌های بالینی و رادیوگرافی علت خاصی برای آن ذکر نشده بود و در گروه گردن دردهای مکانیکال قرار می‌گرفت و

۲) به مدت ۱۲ هفته یا بیشتر گردن درد داشتند یا گردن درد عود کننده داشتند (۷) و

<sup>2</sup> . Informed consent

<sup>3</sup> Common Mode Rejection Ratio

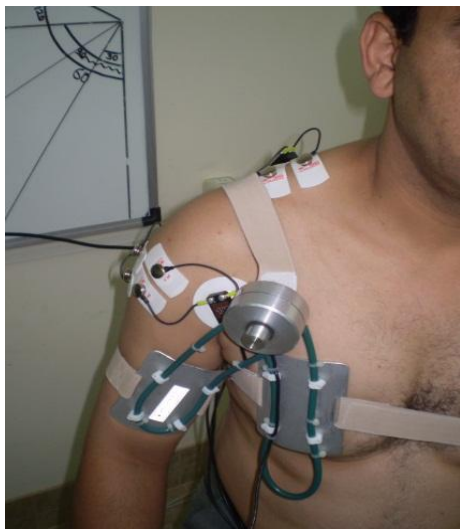
<sup>4</sup> Band Pass Filter

<sup>5</sup> Band width

<sup>6</sup> Gain

<sup>1</sup> . Cross sectional Comparative

ب) آزمون حرکت الیوشن در صفحه اسکاپولا: بعد از انجام تست MVE، میزان حداکثر نیروی فرد در حرکت الیوشن توسط دینامومتر ثبت می‌شود. وزنه‌ای معادل ۲۵-۳۰ درصد حداکثر نیروی ثبت شده از مجموعه وزنه‌ها انتخاب می‌شود و به فرد داده می‌شود تا با این وزنه حرکت الیوشن در صفحه اسکاپولا را در سیستم طراحی شده انجام دهد. قبل از انجام تست الکتروگونیاومتر به شانه فرد متصل و به دستگاه وصل می‌شود. در این مرحله، فرد با وزنه مورد نظر الیوشن در صفحه اسکاپولا را در دامنه کامل متناسب با مترونوم تنظیم شده با سرعت ۲۵ ضربه در دقیقه انجام می‌داد. این حرکت سه بار انجام می‌شد و هر سه بار ثبت صورت می‌گرفت (شکل ۲).



شکل شماره (۲): نحوه انجام تست دینامیک

بعد از ثبت سیگنال‌های الکترومیوگرافی در تمامی حرکات، مرحله آنالیز سیگنال‌ها جهت سنجش و مقایسه‌های آماری آغاز شد. محاسبه میزان حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVE)، تعیین لحظه شروع و لحظه به حداکثر رسیدن فعالیت هر عضله و حداکثر فعالیت دینامیکی که بر اساس میزان حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک نرمال سازی شده بود صورت گرفت.

#### یافته‌ها

گروه افراد بدون علامت ۲۰ نفر (۱۰ زن و ۱۰ مرد) با میانگین سنی  $31/25 \pm 8/92$  دامنه سنی ۱۹ تا ۵۳ سال و قد  $167 \pm 10/1$  در دامنه ۱۵۴ تا ۱۸۵ سانتیمتر و وزن  $70 \pm 11/42$  در دامنه ۵۲ تا ۸۵ کیلوگرم بودند.

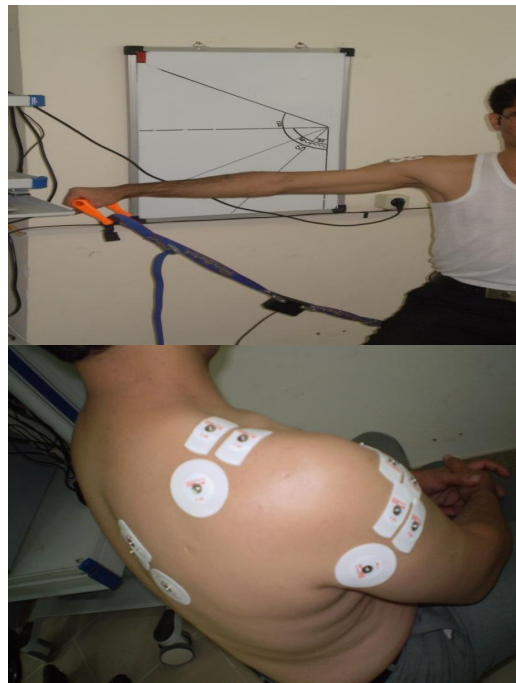
۳- بخش فوقانی عضله تراپزیوس: الکترودهای بخش فوقانی عضله تراپزیوس در ۲ سانتی متر سمت خارج نقطه وسط اکرومیون و خار مهره هفتم گردن قرار می‌گرفت (۱۵).

۴- بخش تحتانی عضله تراپزیوس: الکترودهای بخش تحتانی عضله تراپزیوس به صورت مایل به سمت بالا و داخل در امتداد خطی که بین خار مهره هفتم توراسیک و تقاطع خار اسکاپولا و کناره داخلی کشیده می‌شود قرار می‌گرفت (۱۶).

با انجام تست اختصاصی عضله (MMT) و مشاهده داده‌های خام الکترومیوگرافی در صفحه مونیاتور از جاگذاری درست الکترودها اطمینان حاصل می‌شد (۱۷) و سپس وضعیت تست به فرد آموزش داده می‌شد.

الف) آزمون اندازه‌گیری حداکثر انقباض ارادی<sup>۱</sup> (MVE)

فرد در حالت نشسته روی صندلی بدون ساپورت کمری در سیستم طراحی شده برای ثبت حداکثر انقباض ارادی عضلات در حرکت الیوشن شانه در صفحه اسکاپولا قرار می‌گرفت و با الیوشن ۹۰ درجه در شانه همراه با آرنج باز و پرونیشن ساعد دسته ثابت دینامومتر را با حداکثر نیرو به سمت بالا می‌کشید و ۱۰ ثانیه این نیرو را حفظ می‌کرد. حفظ وضعیت صحیح در تنه و گردن و اندام فوقانی و عدم جایگزینی عضلات دیگر توسط محقق به طور دقیق تحت نظر بود. این تست سه بار به فاصله ۱ دقیقه از هم صورت می‌گرفت (شکل ۱).



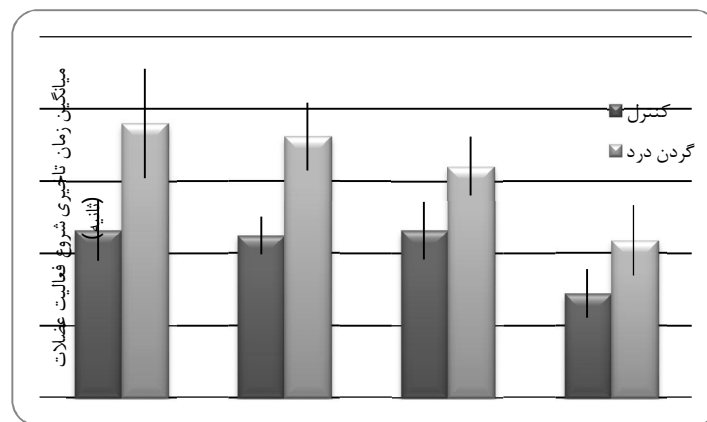
شکل شماره (۱): محل قرار گیری الکترودها و نحوه انجام آزمون اندازه‌گیری حداکثر انقباض ارادی

<sup>۱</sup>. Maximum Voluntary Exertion

در دو گروه از تحلیل چند متغیره و آزمون لامبدای ویلکس استفاده شد. در مقایسه زمان تأخیر وارد عمل شدن عضلات دلتوئید قدامی و میانی و تراپزیوس فوقانی و تحتانی در افراد مبتلا به گردن درد مزمن با افراد سالم حین حرکت الیوشن شانه طبق نتایج آزمون تحلیل چند متغیره نشان داد بجز در مورد زمان تأخیر وارد عمل شدن عضله دلتوئید میانی که در گروه بیماران به طور معنی داری بالا بود ( $P=0.14$ )، در بقیه موارد تفاوت آماری معنی دار بین دو گروه دیده نشد. بولی میانگین زمان تأخیر وارد عمل شدن همه عضلات در گروه بیماران مبتلا به گردن درد مزمن بالاتر بود (نمودار ۱).

افراد مبتلا به گردن درد مزمن ۲۰ نفر (۱۰ زن و ۱۰ مرد) با میانگین سنی  $30.90 \pm 8.91$  در دامنه سنی ۱۹ تا ۵۳ سال و قد  $166.30 \pm 9.77$  در دامنه ۱۵۲ تا ۱۸۵ سانتیمتر و وزن  $64.30 \pm 9.37$  در دامنه ۴۵ تا ۸۳ کیلوگرم با میانگین سابقه درد  $15.80 \pm 1.95$  ماه و شدت درد  $2.85 \pm 0.366$  در مقیاس VAS بودند.

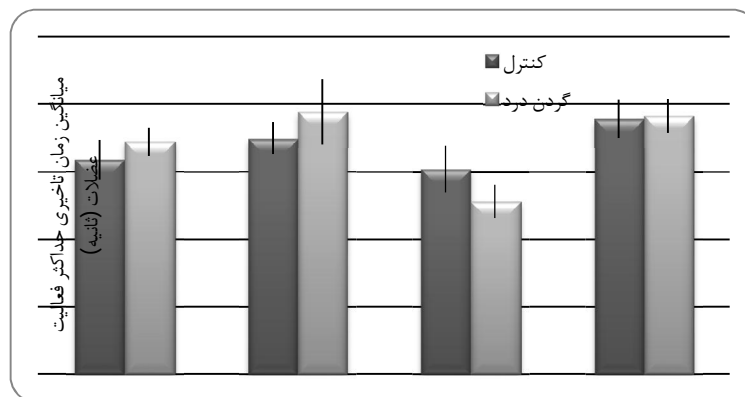
در مورد متغیرهای جنس و سمت غالب با توجه به اینکه افراد سالم به صورت یک به یک با افراد بیمار جور شده بودند دو گروه از نظر جنس و سمت غالب کاملاً با هم همسان بودند. برای ارزیابی تأثیر گردن درد مزمن بر متغیرهای مورد مطالعه



نمودار شماره (۱): مقایسه زمان تأخیری شروع فعالیت عضلات در دو گروه کنترل و بیمار

فوقانی که در گروه بیماران سریع‌تر به حداکثر فعالیت خود رسیده بود ( $P=0.27$ )، بولی میانگین زمان تأخیری حداکثر فعالیت همه عضلات در گروه بیماران مبتلا به گردن درد مزمن بالاتر بود (نمودار ۲).

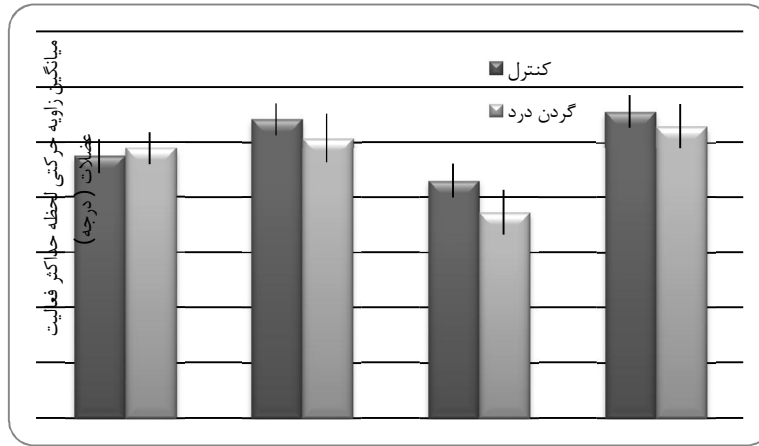
در مقایسه زمان تأخیری حداکثر فعالیت عضلات مورد بررسی در افراد مبتلا به گردن درد مزمن با افراد سالم حین حرکت الیوشن شانه طبق نتایج آزمون تحلیل چند متغیره، تفاوت آماری معنی دار بین دو گروه دیده نشد، بجز در مورد عضله تراپزیوس



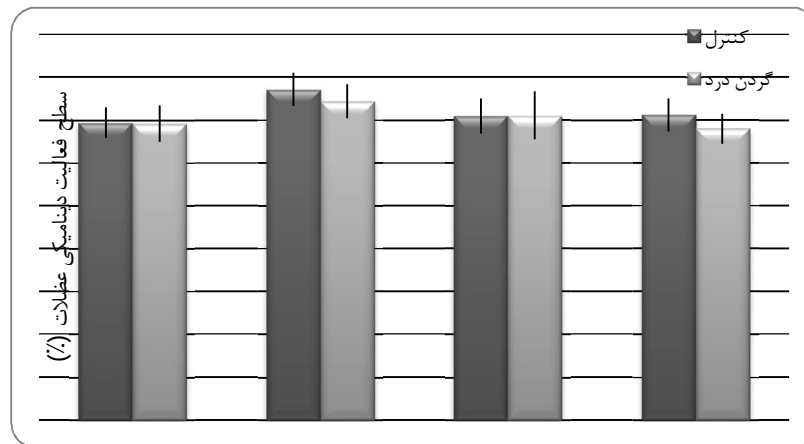
نمودار شماره (۲): مقایسه زمان تأخیری حداکثر فعالیت عضلات در دو گروه کنترل و بیمار

افراد سالم حین حرکت الیوشن شانه طبق نتایج آزمون تحلیل چند متغیره تفاوت معنی دار بین دو گروه دیده نشد (نمودار ۳-۵).

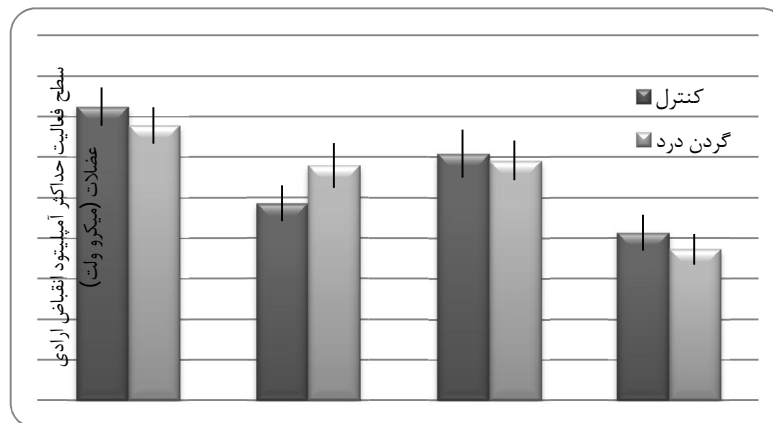
در مقایسه زاویه حرکتی لحظه حداکثر فعالیت و سطح فعالیت دینامیکی و سطح فعالیت در تست حداکثر انقباض ارادی (MVE) عضلات مورد بررسی در افراد مبتلا به گردن درد مزمن با



نمودار شماره (۳): مقایسه زاویه حرکتی لحظه حداکثر فعالیت عضلات در دو گروه کنترل و بیمار



نمودار شماره (۴): مقایسه سطح فعالیت دینامیکی عضلات در دو گروه کنترل و بیمار



نمودار شماره (۵): مقایسه سطح فعالیت حداکثر آمپلیتود انقباض ارادی عضلات در دو گروه کنترل و بیمار

در مقایسه الگوی فعالیت عضلات دلتوئید قدامی و میانی و تراپزیوس فوقانی و تحتانی در افراد مبتلا به گردن درد مزمن با افراد سالم حین حرکت الیوشن شانه، الگوی ثابتی وجود نداشت.

## بحث

در مطالعه حاضر الگوی فعالیت چهار مورد از عضلات شانه و گردن در طی فعالیت الیوشن شانه در دو گروه افراد سالم و مبتلایان به گردن درد مزمن مورد بررسی قرار گرفت و نتایج نشان داد الگوی فعالیت عضلات در افراد مبتلا در مقایسه با افراد سالم متفاوت می‌باشد اما برخی از این تفاوت‌ها از نظر آماری معنی دار نبود. عدم وجود تفاوت معنی دار در بین دیگر متغیرها تنها مختص به این مطالعه نیست بلکه در برخی مطالعات گذشته نیز تفاوت واضحی بین دو گروه سالم و مبتلایان به گردن - شانه درد دیده نشده است (۴).

افزایش زمان شروع فعالیت عضله دلتوئید میانی و کاهش زمان به حداکثر رسیدن عضله تراپزیوس فوقانی و کاهش فعالیت دینامیکی و استاتیکی عضلات در مبتلایان به گردن درد مزمن و عدم وجود الگوی ثابت در حرکت در هر دو گروه از موارد قابل بحث می‌باشد.

✓ بر اساس تئوری مدل تطابق درد لاند و همکاران، در شرایط دردناک در حین انجام حرکت دینامیک فعالیت عضله آگونست کاهش و فعالیت عضله آنتاگونیست افزایش می‌یابد که منجر به کاهش دامنه حرکتی و سرعت حرکت مفصل می‌گردد.

با توجه به نقش آگونستی سینرژستی که برای زوج نیروی عضلات سراتوس آنتریور - تراپزیوس فوقانی و عضله دلتوئید مطرح است به نظر می‌رسد با ایجاد کوتاهی تطابقی در عضله تراپزیوس فوقانی در گردن درد مزمن که در سایر مطالعات و مطالعه حاضر نیز مشاهده شده است (۱۸، ۲۰، ۱۹) عضله دلتوئید در وضعیت شروع الیوشن در موقعیتی قرار گرفته است که استخوان کتف تا حدی در چرخش رو به بالاست یعنی عضله دلتوئید در طول طویل شده خود قرار گرفته و به این ترتیب در شروع حرکت با تأخیر بیشتری وارد عمل می‌شود یعنی با انحراف منحنی طول - تنش به سمت راست زمان تأخیری شروع فعالیت این عضله در افراد مبتلا به گردن درد مزمن نسبت به افراد سالم افزایش یافته است (۲۱).

از طرف دیگر می‌توان به این نکته اشاره کرد که مولفه بزرگ فعالیت عضله دلتوئید در شروع حرکت بی ثبات کننده است و در بیماران مبتلا به گردن درد مزمن، مهار مرکزی بر عضله دلتوئید صورت می‌گیرد تا از تأثیر این نیرو بکاهد و به این صورت با

افزایش زمان تأخیری فعالیت این عضله به ثبات مفصل کمک می‌کند (۲۲).

✓ با بررسی ترتیب عضلات در حین حرکت الیوشن مشخص می‌شود در هر گروه افراد سالم و بیمار ابتدا عضله تراپزیوس تحتانی وارد عمل می‌شود. با توجه به نقش ثابت دهنده این عضله به نظر می‌رسد در هر دو گروه در شروع حرکت، ثبات اسکاپولا<sup>۱</sup> قبل از شروع واقعی حرکت با انقباض عضله تراپزیوس تحتانی شروع می‌شود که در فاز ثابت اسکاپولا اتفاق می‌افتد (۲۲).

به نظر می‌رسد در این مطالعه نیز فعالیت سریع‌تر عضله تراپزیوس تحتانی به عنوان یکی از عضلات ثابت دهنده اسکاپولا به خاطر ایجاد یک پایه با ثبات برای شروع حرکت در شانه باشد تا عضلات تولید کننده نیرو با خط کشش مناسبی بتوانند نیروی خود را اعمال کنند.

✓ در توضیح به حداکثر رسیدن فعالیت عضله تراپزیوس فوقانی به صورت زود هنگام نسبت به افراد سالم باید به توجیهات Kibler در این زمینه اشاره کردوی با توضیح الگوی وابسته به طول برای زوج نیروهایی که بطور همزمان و موضعی روی یک مفصل عمل می‌کنند عملکرد ثابتی این زوج نیروها را مورد تأکید قرار داده است بطوریکه برای زوج نیروی تراپزیوس فوقانی - سراتوس آنتریور نقش آگونستی سیزژیستی در ایجاد ثبات در اسکاپولوتوراسیک و گلنوهومرال مطرح است (۲۳، ۲۴).

بطوریکه در مطالعات انجام شده بر روی شانه‌های دردناک نیز مشخص شده است عضله سراتوس آنتریور در این افراد مهار می‌شود و عضله تراپزیوس فوقانی کوتاه شده و دچار فعالیت بیش از حد<sup>۲</sup> می‌گردد (۲۵).

در مطالعه حاضر نیز عضله تراپزیوس فوقانی در افراد بیمار سریع‌تر به اوج فعالیت خود می‌رسد ولی توجه به اینکه در این مطالعه درد به عنوان یک فاکتور مخدوش کننده در بررسی کنترل حرکت محدود شد و از بیمارانی با شدت درد کمتر از ۴ در این مطالعه شرکت کردند، به نظر می‌رسد حد اکثر فعالیت عضله در طی حرکت الیوشن تفاوت چندانی با افراد سالم ندارد.

بهر حال با توجه به سوال اصلی در این مطالعه به نظر می‌رسد احتمال بروز سندروم گیر افتادگی شانه به علت تغییر کینماتیک شانه و عدم تعادل زوج نیروی تراپزیوس فوقانی - سراتوس آنتریور در چرخاندن کتف به سمت بالا با توجه به تأیید تغییر عملکرد عضله تراپزیوس فوقانی دور از واقعیت نیست.

<sup>1</sup> Scapular setting

<sup>2</sup> Over activity

نشده است و در بیماران نیز هیچ الگوی تعریف شده و ثابتی وجود ندارد. ولی به نظر می‌رسد در بیماران بدلیل اینکه بدن از یک مکانیزم محافظتی برای محدود کردن حرکت و ایجاد ثبات برای جلوگیری از ضایعه بیشتر و درد استفاده می‌کند و الگوهای حرکتی محدود تر می‌شود (۲۷).

مشابه این بررسی در شانه توسط David و همکاران انجام شد و مشخص شد در شانه‌های بی‌ثبات الگوهای بسیار متفاوتی از ترتیب وارد عمل شدن عضلات وجود دارد (۲۸).

✓ با توجه به اینکه در مطالعه حاضر تعداد تکرارها محدود بود و فقط یک حرکت از هر آزمودنی مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت نمی‌توان در مورد الگوهای حرکتی استخراج شده از ترتیب فعالیت عضلات در همان یک حرکت، اظهار نظر قطعی کرد، که این مورد از محدودیت‌های این مطالعه است.

انتخاب نمونه‌ها از مبتلایان به گردن درد مزمن با شدت درد کمتر از ۴ که بدلیل عدم تأثیر پدیده درد بر نحوه کنترل حرکت صورت گرفت، یکی دیگر از محدودیت‌های این مطالعه است که از شدت تفاوت‌های دو گروه کاسته است.

حجم نمونه‌های بزرگ‌تر نیز می‌توانست تفاوت‌های موجود را به صورت واضح‌تری نشان دهد که در مطالعه حاضر بدلیل محدودیت زمانی در انجام پروژه امکانپذیر نشد.

### نتیجه گیری

با توجه به بررسی انجام شده در این مطالعه جهت مقایسه عملکرد عضلات شانه در افراد مبتلا به گردن درد مزمن با افراد سالم مشخص شد عملکرد عضلات تراپزیوس فوقانی و دلتوئید میانی در بیماران متفاوت است و همین مسئله می‌تواند در تغییر کینماتیک اسکاپولوهومرال در طی حرکات شانه و آسیب‌های بعدی شانه موثر باشد که باید با مطالعات بیشتر مورد بررسی قرار گیرد.

### تشکر و قدردانی

این مطالعه نتیجه همکاری صمیمانه گروه فیزیوتراپی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی تهران بود و شایسته است که مراتب سپاس و تشکر خود را به آن عزیزان اعلام داریم.

✓ به نظر می‌رسد کاهش سطح فعالیت دینامیکی عضلات در بیماران مبتلا به گردن درد مزمن می‌تواند نتیجه چند عامل باشد: اختلال در ورودی‌های حسی و پروپریوسپتو، تغییر ویژگی‌های کنترل حرکت و فاکتورهای شناختی و حرکتی و افزایش فعالیت سیستم گیرنده درد و تغییر در استراتژی‌های حرکتی به واسطه درد از جمله این عوامل هستند (۲۶).

نیروهای عضلانی توسط فیدبک ارسالی از گیرنده‌های دوک عضلانی کنترل می‌شوند و مسئول پاسخ به تطابق پوسچرال غیرطبیعی و کاهش روانی حرکت و افزایش تفاوت‌های حرکت در تکرارهای مختلف هستند که بدن‌بال یک پروسه ناخودآگاه شروع می‌شود و با افزایش درد، کاهش دامنه حرکتی یا سرعت حرکت به صورت یک مکانیزم آگاهانه ممانعت از ایجاد درد ادامه می‌یابد (۲۵).

✓ در بررسی الگوی فعالیت عضلات در دو گروه سالم و بیمار مشخص شد، الگوی ثابتی در هیچ‌یک از گروه‌ها در حرکت الیوشن وجود ندارد.

بیماران به روش‌های متفاوتی نسبت به آن الگویی که نرمال گفته می‌شود حرکت می‌کنند. عواملی چون درد، سلامت عمومی و حالت‌های روانی، طول نسبی بافت‌ها، قدرت و سطح فعالیت عضله و زمانبندی انقباض این عضلات در حرکت دخیل هستند. نیازهای عملکردی و فعالیت‌های عادی در شکل گیری الگوهای حرکتی اختصاصی مؤثر هستند (۲۶).

همچنین تغییر در الگوی فعالیت عضلات ویژگی وابسته به شخص<sup>۱</sup> نیز می‌باشد. Sjolander (۲۶) در مطالعه خود چنین نتیجه گرفت که تغییرات کنترل حرکت در بیماران گردن درد مزمن بیشتر به ویژگی‌های شخصی فرد بستگی دارد تا به گروهی که براساس تشخیص مشابه با دیگر بیماران در آن قرار گرفته است.

عدم وجود الگوی ثابت در حرکات در مورد کمر نیز در مطالعه Bruno و همکاران دیده شده است به طوری که الگوی حرکتی که در متون به عنوان الگوی نرمال حرکت اکستانسیون هیپ عنوان می‌شود فقط یکبار در ۳۰۰ تکرار این حرکت دیده شد. یعنی واقعیت این است که هیچ الگوی نرمالی برای این حرکت تعریف

<sup>۱</sup>Subject- specific character

## References:

1. Cote P, Cassidy JD, Carroll L. The factors associated with neck pain and its related disability in the Saskatchewan population. *Spine* 2000; 25: 1109-17.
2. Webb R, Brammah T, Lunt M, Unwin M, Allison T, Symmons D. Prevalence and predictors of intense, chronic and disabling neck and back pain in the UK general population. *Spine* 2003; 28: 1195-202.
3. Wolsko PM, Eisenberg DM, Davis RB, Kessler R, Philips RS. Patterns and perceptions of care for treatment of back and neck pain: results of a national survey. *Spine* 2003; 28: 292-8.
4. Voerman GE, Vollenbroek-Hutten MMR, Hermens HJ. Upper trapezius muscle activation pattern in neck – shoulder pain patients and healthy controls. *Eur J Appl Physiol* 2007; 102: 1-9.
5. Falla DL, Jull GA, Hodges PW. Patients with neck pain demonstrate reduced electromyographic activity of the deep cervical flexor muscles during performance of craniocervical flexion test. *Spine* 2004; 1 (19): 2108-14.
6. Falla DL, Bilenkij G, Jull G. Patients with chronic neck pain demonstrate altered patterns of muscle activation during performance of a functional upper limb task. *Spine* 2004; 1 (13): 1436-40.
7. Sahrmann SA. *Diagnosis and treatment of movement impairment syndrome*. 2nd Ed. St Louis: Mosby; 2002. P.1-50.
8. Janda V. Introduction to functional pathology of the motor system: proceedings of the VII commonwealth and International Conference on sports. *Physiother Sport* 1982; 3: 39-42.
9. Janda V. Evaluation of muscle imbalance. In: Liebenson C. *Rehabilitation of the Spine* Baltimore: Williams & Wilkins; 1996. P.687-9.
10. Janda V. Motor learning impairment and back pain. Zurich: Switzerland; 1983. P.90-105.
11. Janda V. On the concept of postural muscles and posture in man. *Australian J Physiother* 1983; 29(3): 83-4.
12. Janda V. Pain in the locomotor system: broad approach. In: Glasgow editors. *Aspects of Manipulative Therapy*. Melbourne: Churchill Livingstone; 1985. P.24-34.
13. Basmajian JV, DeLuca CJ. *Muscles alive: Their functions revealed by electromyography*. Sydney: Williams & Wilkins; 1985. P.98-111.
14. Kelly BT, Kadmas WR, Speer KP. The manual muscle examination for rotator cuff strength. An electromyographic investigation. *Am J Sports Med* 1996; 24: 581-8.
15. McLean L, Chislett M, Keith M, Murphy M, Walton P. The effect of head position, electrode site, movement and smoothing window in the determination of a reliable maximum voluntary activation of the upper trapezius muscle. *J Electromyography Kinesiology* 2003; 13: 169-80.
16. Van der Helm FC. Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. *J Biomech* 1994; 27: 527-50.
17. Kendall FP, Kendall E, Provance PG. *Muscles Testing and function with posture and pain*. 4th ed. Philadelphia: Churchill Livingstone; 2005. P.156-7
18. Comerford MJ, Mottram SL. Movement and stability dysfunction: contemporary developments. *Man Ther* 2001;6(1): 15-26
19. Ludewig PM, Cook TM. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Phys Ther* 2000;80: 276-91.
20. Diederichsen LP, Nørregaard J, Dyhre-Poulsen P, Winther A. The activity pattern of shoulder muscles in subjects with and without subacromial impingement. *J Electromyography Kinesiol* 2009; 19(5): 789-99.
21. Levangie PK, Norkin CC. *Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis*. 4<sup>th</sup> Ed.



- Philadelphia: Churchill Livingstone; 2005. P.167-89.
22. Hess SA. Functional stability of the glenohumeral joint. *Man Ther* 2000; 5(2): 63-71.
  23. Moseley GL, Nicholas MK, Hodges PW. Does anticipation of back pain predispose to back trouble? *Brain* 2004;28: 124-32
  24. Kibler B. Shoulder rehabilitation: principles and practice. *Med Sci Sports Exerc* 1998; 40-50.
  25. Kibler B. The role of the scapula in athletic shoulder function. *Am J Sports Med* 1998; 26 (2): 325-39.
  26. Sjölander P, Michaelson P, Jaric S, Djupsjöbacka M. Sensorimotor disturbances in chronic neck pain, range of motion, peak velocity, smoothness of movement, and repositioning acuity. *Man Ther* 2008; 13(2): 122-31.
  27. Bruno PA, Bagust J. An investigation in to within subject and between subject consistencies of motor patterns used during prone hip extension in subjects without low back pain. *Clin Chiropractic* 2006; 9: 11-20.
  28. David G, Magarey M, Jones M, Turker K, Sharpe M, Dvir Z. EMG and strength correlates of selected shoulder muscles during rotations of the glenohumeral joint. *J Clin Biomech* 2000; 2: 95-102.