مجله‌ی علمی، پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی زنجان
دوره‌ی ۱۶, شماره‌ی ۶۳, تابستان ۱۳۸۷, صفحات ۴۹ تا ۵۸

مقایسه‌ی پاسخ الکترومیوگرافی عضلات سطحی گردن در اغتشاش خلفی- قدامی در افراد سالم و مبتلا به گردن درد مزمن

دکتر زهرا رجحانی‌شیرازی[۱]، دکتر اسماعیل ابراهیمی‌تکامجانی[۲]، دکتر نادر معروفی[۳]، دکتر انوشیروان کاظم‌نژاد[۴]، محمدعلی سنجری[۵]

نویسنده مسئول: شیراز، دانشگاه علوم پزشکی، دانشکده علوم توانبخشی rojhaniz@sums.ac.ir

دریافت: ۸۷/۲/۱۵ پذیرش: ۸۷/۴/۳۱

چکیده

زمینه و هدف: *مطالعات متعددی اختلالات وضعیت قائم در حالت‌های مختلف ایستادن و راه رفتن را در بیماران مبتلا به درد مزمن گردن گزارش کرده‌اند، اما شواهد کمی در خصوص رفتار آنان در شرایط دینامیک، مانند اغتشاش خارجی، وجود دارد. این تحقیق با هدف مقایسه‌ی زمان تأخیر پاسخ عضلات تراپزیوس فوقانی و استرنوکلیدوماستویید حین اغتشاش خلفی- قدامی بین افراد سالم و مبتلا به درد مزمن گردن انجام شد.*

روش بررسی: *۳۲ نفر (۱۶ فرد سالم و ۱۶ بیمار مبتلا به درد مزمن گردن) از طریق نمونه‌گیری در دسترس برای این مطالعه شبه‌تجربی، از نوع مورد- شاهدی، انتخاب شدند. داده‌ها با استفاده از پرسشنامه و انجام آزمون جمع‌آوری شد. از نیروسنج، دستگاه الکترومیوگرافی سطحی و زمان‌سنج به ترتیب برای اندازه‌گیری قدرت عضلانی، زمان پاسخ عضلانی و زمان استفاده شد. اغتشاش با رها شدن وزنه‌ی معادل ده درصد وزن بدن به کمک آهنربای الکتریکی اعمال شد.*

یافته‌ها: *اختلاف معنی‌داری بین زمان پاسخ عضلات تراپزیوس ($P=۰/۰۳۲$) و استرنوکلیدوماستویید ($P=۰/۰۱۲$) طی اغتشاش خلفی- قدامی بین دو گروه وجود داشت. تأخیر پاسخ عضلانی در افراد مبتلا به درد مزمن گردن بیشتر از افراد سالم بود.*

نتیجه‌گیری: *درد می‌تواند سبب تأخیر در زمان پاسخ عضلانی، تغییر الگوی فعالیت عضلانی و احتمالا کاهش فعالیت عضلات عمقی شده و ممکن است خطر آسیب را در اغتشاشات خارجی بالا ببرد.*

واژگان کلیدی: ***خستگی، درد گردن، الکترومیوگرافی، اغتشاش خارجی***

مقدمه

در مطالعات متعدد به اختلالات پوسچر (Posture) در شرایط مختلف ایستادن و راه رفتن در بیماران مبتلا به درد مزمن گردن اشاره شده است (۱،۲). پاتولوژی زمینه‌ای اختلالات گردن هنوز ناشناخته است. اغلب درمان‌ها

۱- دکترای فیزیوتراپی، استادیار دانشگاه علوم پزشکی شیراز
۲- دکترای فیزیوتراپی، استاد دانشگاه علوم پزشکی ایران
۳- دکترای فیزیوتراپی، استادیار دانشگاه علوم پزشکی ایران
۴- دکترای آمار، استاد دانشگاه تربیت مدرس
۵- کارشناس‌ارشد مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران

با هدف رفع درد انجام می‌شود (۳). صدمه ویپلش (Whiplash) بیش از سایر عوامل در بروز گردن درد دخیل می‌باشد (۴). اگرچه اختلالات خلفی- قدامی در ایجاد این ضایعه نقش مهمی دارند ولی هنوز علت بروز علایم به روشنی مشخص نشده است (۵).

حتی محققین بیان می‌کنند که پاسخ عضلات گردن در حین اغتشاش (Perturbation) مبهم و در اشخاص مختلف، متفاوت است (۶). مطالعات متعددی در خصوص تأثیر شتاب و بزرگی اغتشاش صورت گرفته که همگی مؤید ایجاد پاسخ الکترومیوگرافی بزرگ‌تر در اغتشاشات شدیدتر است (۱۱-۷). اگرچه برخی مطالعات نشان داده که خستگی‌پذیری عضلات افراد مبتلا به درد گردن نسبت به افراد سالم بیشتر و سریع‌تر است و خستگی این عضلات سبب افزایش نوسان در حالت ایستاده می‌شود (۱۲)، اما شواهد محدودی در خصوص رفتار آنان در شرایط دینامیک، مانند اغتشاش خارجی، وجود دارد. به عبارت دیگر علی‌رغم وجود شواهد مستند مبنی بر این که کنترل وضعیت تنه در بیماران مبتلا به درد گردن نسبت به افراد سالم ضعیف‌تر است، اما عملکرد این عضلات و در نتیجه چگونگی کنترل وضعیت سر و گردن به عنوان ناحیه‌ای حساس و مهم با وجود ساختمان‌های تشریحی بسیار و اهمیت حفظ سر در راستای مناسب با توجه به بینایی و وجود شبکه‌ی وسیع درک حس عمقی، مورد بحث است.

علاوه بر این، شواهد موجود، در خصوص کنترل وضعیت سر و گردن در برابر اغتشاشات خارجی که بسیار شایع می‌باشند، در مورد افراد سالم است. این تحقیق با هدف تعیین و مقایسه زمان پاسخ دو عضله‌ی بزرگ و سطحی ناحیه‌ی گردن، یعنی تراپزیوس فوقانی و استرنوکلیدوماستویید، طی اغتشاش خلفی- قدامی بین افراد سالم و مبتلا به درد مزمن گردن انجام گرفت.

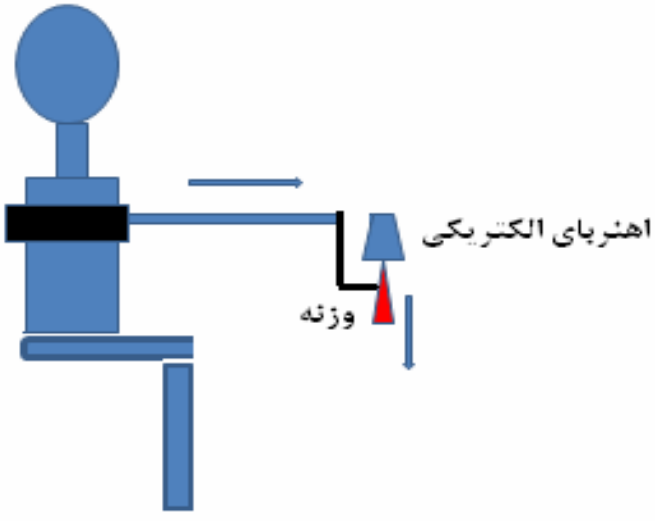
روش بررسی

این مطالعه‌ی شبه‌تجربی از نوع مورد- شاهدی در دانشکده‌ی توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی ایران انجام شد. معیارهای ورود به مطالعه عبارت بودند از: افراد سالم در محدوده‌ی سنی ۲۰ تا ۳۵ سال با شاخص توده‌ی بدنی بین ۱۸/۵ تا ۲۴/۹ و بدون سابقه‌ی درد گردن در ۱۲ ماه اخیر، بیماران مبتلا به درد تدریجی گردن که حداقل شش ماه از شروع آن گذشته و شدت آن در مقیاس آنالوگ بصری (Visual Analogue Scale) ۲ باشد و ناتوانی عملکردی حداکثر به میزان ۲۰ درصد در مقیاس ناتوانی گردن (Neck Disability Index). افراد مورد مطالعه از نظر سن، جنس و شاخص توده‌ی بدنی همسان شدند. هیچ یک از افراد مبتلا به بیماری‌های سیستمیک، قلبی- تنفسی، عصبی- عضلانی و سرگیجه نبوده، سابقه‌ی مشکلات دیسک و جراحی در ستون فقرات را نداشته و هم‌چنین از الکل و مواد مخدر نیز استفاده نمی‌کردند. همه‌ی افراد در آزمایشگاه بیومکانیک و در دمای ۲۵ درجه‌ی سانتی‌گراد تحت مطالعه قرار گرفتند. ۱۶ فرد سالم و ۱۶ فرد مبتلا به درد مزمن گردن از طریق نمونه‌گیری غیراحتمالی ساده انتخاب شدند. داده‌ها از طریق تکمیل پرسشنامه و انجام آزمون جمع‌آوری گردید. از دستگاه الکترومیوگرافی تله متریک ۸ کاناله (MT8، ساخت شرکت MIE کشور انگلستان) و شتاب‌سنج (Package سیستمAG100) استفاده شد. به منظور ثبت امواج الکترومیوگرافی ابتدا سطح پوست محل مورد نظر با تیغ‌های یک‌بار مصرف و سپس با استفاده از الکل ایزوپروپیل ۵ درصد تمیز شد. الکترودهای سطحی دوقطبی یک بار مصرف از جنس Ag-Agcl دارای قسمت مرکزی حاوی ژل رسانا با سطح مقطعی به قطر ۱۰ میلی‌متر و قسمت محیطی با قابلیت چسبندگی مناسب و به فاصله‌ی مرکز تا مرکز ۲ سانتی‌متر در امتداد فیبرهای عضلانی نصب می‌شد.

الکترود زمین نیز در وضعیت عمود بر دو الکترود ثبّات و به فاصله‌ی یکسان از هر دو به پوست متصل می‌شد. محل قرارگیری الکترود برای عضله‌ی تراپزیوس فوقانی در دو طرف خطی فرضی در نیمه‌ی مسیر بین آکرومیون و خار مهره‌ی هفتم گردنی و برای عضله‌ی استرنوکلیدوماستویید بر روی سر استرنال عضله و برجسته‌ترین ناحیه‌ی آن در حدفاصل ابتدا و انتهای عضله در ۱/۳ این طول نسبت به استرنوم بود (۱۵-۱۳). مرحله‌ی بعد اتصال پری‌آمپلی‌فایر مینیاتوری (با مشخصات بهره‌ی ۴۰۰۰ میلی‌ولت، دامنه‌ی فرکانس ۳۲ کیلوهرتز و ۱۰۸ دسی‌بل و مقاومت ورودی ۱۰ به توان ۸ اُهم) بر الکترود زمین بود. هر یک از دو رشته سیم خارج شده از هر آمپلی‌فایر به یک الکترود ثبّات متصل می‌شد و برای جلوگیری از برخورد آن‌ها به یکدیگر و ایجاد صدا، به شکل قلب آرایش داده می‌شدند.

الکترودها، پری‌آمپلی‌فایر و سیم‌ها به کمک نوار چسب ضدحساسیت بر روی پوست ثابت می‌شدند. از هر پری‌آمپلی‌فایر یک کابل نازک خارج می‌شد که به یکی از ۸ کانال سیستم انتقال‌دهنده سیگنال‌ها متصل می‌شد.

کانال‌های ۱ و۲ برای عضله‌ی تراپزیوس‌فوقانی راست و چپ و کانال‌های ۳ و۴ برای عضله‌ی استرنوکلیدوماستویید راست و چپ و کانال ۵ مربوط به شتاب‌سنج بود. سیستم انتقال‌دهنده به دور کمر بیمار بسته می‌شد. منبع تغذیه‌ی آن یک باطری ۹ ولت قابل شارژ است که دارای کلید وضعیت خاموش و روشن می‌باشد که تنها در زمان اجرای آزمون در وضعیت روشن بود. به منظور اعمال اغتشاش و اندازه‌گیری حداکثر قدرت عضلات گروه خم‌کننده و راست‌کننده‌ی گردن، یک فریم در محل آزمایشگاه تعبیه شده و در مرکز آن یک صندلی بدون پشتی با قابلیت تغییر ارتفاع که به وسیله‌ی یک میله به ساختمان فریم ثابت می‌شد، قرار گرفته بود. برای نصب الکترودها افراد در وضعیت نشسته روی صندلی قرار گرفتند و ژاکت مخصوص توسط تسمه‌های موجود کاملا به بدن بیمار ثابت می‌شد. بر روی ژاکت قلاب‌های مخصوص جهت اتصال طناب‌ها برای اعمال نیرو و ایجاد اغتشاش نصب شده بود. برای ایجاد اغتشاش از وزنه‌ای برابر با ده درصد وزن فرد استفاده می‌شد و با رها شدن وزنه به وسیله‌ی آهن‌ربای الکتریکی اغتشاش اعمال می‌شد (شکل ۱).



شکل ۱: نمایش شماتیک اعمال اغتشاش

ثبت سیگنال از حدود یک ثانیه قبل از اغتشاش تا ۴ ثانیه بعد از آن انجام می‌شد. سیگنال‌های الکترومیوگرافی و شتاب‌سنج در هر مرحله توسط دستگاه از طریق سیستم انتقال‌دهنده با فشردن یک کلید از صفحه‌ی کلید شروع و مجددا با فشردن آن ذخیره می‌شدند. برای اندازه‌گیری حداکثر قدرت عضلات خم‌کننده و راست‌کننده گردن از یک نیروسنج با قابلیت اندازه‌گیری ۵۰ کیلوگرم استفاده شد. یک سربند مخصوص که بر روی سر بیمار قرار می‌گرفت و با اتصال نیروسنج به آن و به فریم حداکثر قدرت ایزومتریک این عضلات سه مرتبه و به فواصل ۳ دقیقه اندازه‌گیری و بیشترین مقدار به عنوان حداکثر قدرت عضلات ثبت می‌شد. از بیمار خواسته می‌شد بیشترین نیرو را اعمال کرده و به مدت ۱۰ ثانیه نگه دارد. اندازه‌گیری حداکثر قدرت این عضلات به منظور حذف اثر احتمالی ناشی از تفاوت قدرت عضلات بیماران و افراد سالم بر روی نتایج مطالعه حاضر انجام گرفت.

پس از مرحله‌ی آماده‌سازی و نصب الکترودها، شتاب‌سنج از طریق حلقه سمت راست ژاکت به بدن بیمار ثابت می‌شد به طوری که پس از اعمال اغتشاش و همزمان با حرکت تنه حرکت می‌نمود و سیگنال مربوطه نشان‌دهنده‌ی زمان حرکت تنه بود. همزمان سیگنال‌های مربوط به عضلات ثبت می‌شدند و اختلاف زمانی بین شروع سیگنال شتاب‌سنج و سیگنال مربوط به پاسخ عضلات به عنوان زمان تأخیر پاسخ در نظر گرفته می‌شد. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از آمار توصیفی شامل شاخص‌های تمایل مرکزی و پراکندگی متغیرهای مطالعه و از آزمون T مستقل برای مقایسه‌ی داده‌های بین دو گروه استفاده شد.

یافته‌ها

این مطالعه بر روی ۳۲ نفر شامل ۴ مرد و ۲۸ زن انجام گرفت. کلیه‌ی افراد راست دست بودند و میانگین مدت ابتلا بیماران ۲/۱ ± ۳/۱ سال بود. جدول ۱ میانگین حداکثر قدرت ایزومتریک عضلات گردن و ویژگی‌های دموگرافی افراد مورد مطالعه را نشان می‌دهد. اگرچه میانگین حداکثر قدرت ایزومتریک هر دو عضله در بیماران کم‌تر از افراد سالم بود، اما بین آن‌ها اختلاف آماری معنی‌داری وجود نداشت.

جدول ۱: میانگین حداکثر قدرت ایزومتریک عضلات گردن و ویژگی‌های دموگرافی افراد تحت مطالعه

متغیر / نمونه	سن(سال) (انحراف معیار± میانگین)	وزن (کیلوگرم) (انحراف معیار± میانگین)	شاخص فربهی (انحراف‌معیار± میانگین)	حداکثر قدرت ایزومتریک عضلات گردن (نیوتن) خم‌کننده	راست‌کننده
سالم	۲۵/۳±۴/۴	۵۷/۹±۱۰/۱	۲۰/۷±۲/ ۳	۴۷± ۱۸	۸۸± ۴۱
مبتلا	۲۴/۳±۴/۸	۵۸/۵ ±۷/۷	۲۱/۳±۲/۱	۴۵± ۱۷	۷۵± ۲۹

اختلاف معنی‌داری در زمان پاسخ عضلات تراپزیوس و استرنوکلیدوماستویید طی اغتشاش خلفی- قدامی بین افراد سالم و مبتلا وجود داشت ($P<۰/۰۵$). تأخیر پاسخ عضلانی در افراد مبتلا به درد مزمن گردن بیشتر از افراد سالم بود (جدول۲). بین زمان پاسخ عضلات سمت راست و چپ دو گروه تفاوت آماری معنی‌داری وجود نداشت.

جدول ۲: مقایسه‌ی میانگین زمان پاسخ عضلات تراپزیوس و استرنوکلیدوماستویید طی اغتشاش خلفی- قدامی در افراد سالم و مبتلا به گردن درد بر حسب میلی‌ثانیه

عضله	استرنوکلیدوماستویید		تراپزیوس	
	راست	چپ	راست	چپ
سالم	۶۹/۳±۳۲/۷	۶۹/۵±۳۱/۹	۱۰۰/۳± ۳۵/۹	۱۰۴/۱± ۴۰/۱
مبتلا	۱۲۸/۹± ۳۸/۹	۱۲۳/۶± ۳۹/۴	۱۴۲/۸± ۴۵/۷	۱۴۳/۸± ۴۸/۱
P-value	۰/۰۱۲	۰/۰۱۲	۰/۰۳۲	۰/۰۳۲

بحث

طبق نتایج مطالعه‌ی حاضر زمان پاسخ عضله‌ی تراپزیوس و استرنوکلیدوماستویید در افراد مبتلا به درد مزمن گردن بیشتر از افراد سالم بود. انجام دقیق یک حرکت وابسته به کلیه‌ی ورودی‌های حسی است. کنترل وضعیت وابسته به ورودی‌های بینایی، وستیبولار و سوماتوسنسوری می‌باشد. در این مطالعه افراد مبتلا به درد مزمن گردن مشکلات بینایی و وستیبولار نداشتند و هم‌چنین از لحاظ بینایی در تمام مراحل آزمون شرایط یکسانی وجود داشت و لذا درد مزمن گردن و تأثیر آن بر ورودی‌های سوماتوسنسوری به عنوان عامل اصلی تفاوت بین افراد سالم و مبتلا بود. اگرچه در وضعیت استاتیک هر سه حس در کنترل وضعیت دخالت دارند، ولی در اغتشاشات گذرا بالغین تمایل دارند که به ورودی‌های سوماتوسنسوری تکیه کنند. مطالعات نیز نشان داده که بیشتر سازوکارهای کنترل وضعیت عمدتا در ناحیه‌ی سر و گردن واقع شده‌اند (۱۷،۱۶). به طور کلی هدف اصلی از رفلکس‌های وضعیتی، فراهم نمودن وضعیتی ثابت در ارتباط با محیط دینامیک خارج است (۲۰-۱۸). طبق مطالعات انجام شده، در ناحیه‌ی گردن ساختمان‌های متعددی، شامل مفاصل فاست، کپسول و لیگامان وجود دارد و می‌توان گفت که ناحیه‌ی گردن انباری مجازی برای جمع‌آوری ورودی‌های وضعیتی می‌باشد (۲۸-۲۱).

از لحاظ اثر درد بر کنترل حرکت چندین سازوکار احتمالی مطرح است. در مطالعات انجام شده به احتمال تغییر در تحریک‌پذیری سطوح نخاعی و قشری، تغییر در حس درک عمقی (۲۹) و تغییر در درجه‌ی حساسیت دوک عضلانی متعاقب درد اشاره شده است (۲۹،۳۰). به طور کلی مجموعه‌ای از پیام‌های دریافتی از آوران‌های پوستی، عضلانی، مفصلی و دستورات نزولی مرکزی از نواحی فوق‌نخاعی بر روی نرون‌های حرکتی گامای استاتیک و دینامیک همگرایی پیدا کرده و بر طبق فرضیه‌ی ورودی مشترک نهایی مجموع همه‌ی این عوامل حساسیت دوک عضلانی را تغییر می‌دهند (۳۱).

لذا درد می‌تواند با تغییر پیام حسی سبب اختلال در کنترل حرکت و وضعیت ایستاده شود. طبق مطالعات انجام شده درد سبب تغییر فعالیت عضلات سطحی تنه در پاره‌ای از فعالیت‌ها می‌شود (۳۳،۳۲)، هم‌چنین تغییر در سیستم کنترل و سیستم عضلانی ظرفیت پاسخگویی فرد را در برابر اغتشاشات کاهش می‌دهد (۳۴). نتایج تحقیق حاضر نه تنها مؤید نظر محققان قبلی در خصوص تأثیر درد بر کنترل حرکت و وضعیت می‌باشد بلکه شواهدی در خصوص عملکرد عضلات افراد مبتلا به درد گردن در برابر اغتشاشات خارجی را ارائه می‌دهد. به این معنی که در شرایط دینامیک‌تر، مانند اغتشاشات خارجی، نحوه‌ی عملکرد عضلات در افراد مبتلا به

درد مزمن گردن نسبت به افراد سالم متفاوت بوده و پاسخ‌دهی عضلانی با تأخیر صورت می‌پذیرد. در نتیجه احتمال آسیب بیشتر بیماران مبتلا به درد گردن نسبت به افراد سالم در برابر اغتشاشات خارجی وجود دارد و این وضعیتی است که مکررا می‌تواند در فعالیت‌های روزمره برای اشخاص اتفاق بیفتد. در مطالعات قبلی به تأثیر خاص سطوح قشری در نتیجه‌ی وجود استرس و ترس نیز اشاره شده است (۲۹) به این معنی که فرد مبتلا به درد به دلیل ترس از ایجاد درد جهت جلوگیری از عود مجدد آن، نوعی رابطه بین عوامل سایکولوژیک و تغییرات فیزیولوژیک برقرار می‌کند (۳۴).

نتیجه این مطالعه همسو با نظر محققینی نظیر هوگ و ریچاردسون است. آنان بیان داشتند که در حضور درد الگوی فعالیت نروماسکولار تغییر یافته و عضلات خاصی نظیر عضلات عمقی که نقش ثبات‌دهنده دارند، مهار و یا دچار تأخیر در فعالیت می‌شوند (۳۴). متعاقب مهار عضلات عمقی، فعالیت عضلات سطحی به منظور ایجاد ثبات افزایش یافته و این عضلات دچار سفتی بیش از اندازه می‌شوند. بنابراین می‌توانند در برابر اغتشاشات وارده ثبات را فراهم نموده و لذا نیاز به افزایش سریع فعالیت آن‌ها در اغتشاشات وارده نمی‌باشد. لذا همان‌طوری‌که در تحقیق حاضر دیده شد زمان پاسخ عضله‌ی تراپزیوس و عضله‌ی استرنوکلیدوماستویید در افراد مبتلا به درد طولانی شده است. طبق نظر محققین، احتمال وقوع ضایعه‌ی ویپ‌لش به دنبال اغتشاشات خارجی در طول فاز S شکل غیرفیزیولوژیک ناشی از اغتشاش و در طول ۱۰۰ میلی‌ثانیه‌ی اول پس از شروع شتاب وجود دارد (۳۵). محققین دیگر نیز بر اهمیت عامل زمان در کنترل وضعیت تأکید دارند (۳۶).

لذا با توجه به نتایج تحقیق حاضر، شاید بتوان گفت که درد مزمن با ایجاد تغییر در الگوی پاسخ عضلانی خطر ایجاد ضایعه را در مواجهه با اغتشاشات خارجی افزایش می‌دهد. در خصوص عدم وجود اختلاف معنی‌دار در میانگین حداکثر قدرت عضلانی بین افراد سالم و بیمار می‌توان به موارد زیر اشاره کرد. گروه بیمار از نظر سن، جنس و شاخص توده‌ی بدنی با گروه سالم همسان شده بودند، لذا تنها عامل مهم تفاوت بین دو گروه، درد بوده است و با توجه به این که در زمان اندازه‌گیری حداکثر قدرت ایزومتریک در این مطالعه، نیاز به انجام انقباض سریع و کوتاه مدت می‌باشد و مطالعات قبلی نیز نشان داده که در افراد مبتلا به درد مزمن گردن، تبدیل فیبرهای کند انقباض به تند انقباض صورت می‌گیرد (۳۷) و شدت درد بیماران نیز کم بوده، لذا درد نیز نمی‌توانست عامل مهمی در ایجاد تفاوت در قدرت عضلانی باشد و لذا اثر احتمالی تفاوت قدرت عضلانی افراد سالم و مبتلا، بر نتایج مطالعه‌ی حاضر، کم‌رنگ می‌باشد. از نتایج این مطالعه می‌توان در جهت پیشگیری از وقوع آسیب بیشتر در برابر اغتشاشات خارجی، شناخت سازوکار آسیب در این اغتشاشات و همچنین در جهت هدفمند کردن درمان بیماران مبتلا به گردن درد استفاده نمود. عدم همکاری افراد مورد مطالعه در تکمیل مراحل آزمون، ایجاد اشکالات نرم‌افزاری و محدودیت دستیابی به بیمار از جمله مشکلات اجرایی این مطالعه بود.

نتیجه‌گیری

درد سبب افزایش زمان تأخیر پاسخ عضلانی شده، احتمالا فعالیت عضلات عمقی را کاهش داده و سبب تغییر الگوی فعالیت عضلانی می‌شود که خود می‌تواند خطر آسیب را در اغتشاشات خارجی بالا ببرد.

تقدیر و تشکر

به این وسیله از کلیه‌ی افرادی که در انجام این مطالعه ما را یاری نمودند تشکر و قدردانی می‌شود.

منابع

1- Michaelson P, Michaelson M, Jaric S, Latash ML, Sjolander P, Djupsjobacka M. Vertlcal posture and head stability in patients with chronic neck pain. *J Rehabil Med.* 2003; 35: 229-35.

2- Karlberg M, Persson L, Magnusson M. Reduced postural control in patients with chronic cervicobrachial pain syndrome. *Gait Posture.* 1995; 3: 241-9.

3- Borghouts JA, Koes BW, Bouter LM. The clinical course and prognostic factors of non-specific neck pain. A systemic review. *Pain.* 1998; 77: 1-13.

4- Squires WO, Skorron ML, Salmi LR. Scientific monograph of Quebec task force on whiplash associated disorders: redefining "whiplash" and its management. *Spine.* 1995; 20(suppl): 1-73.

5- Castro WH, Meyer Sy, Becke ME, et al. No stress no whiplash? Prevalence of "whiplash" symptoms following exposure to a placebo rear-end collision. *Int J Legal Med.* 2001; 114 (6): 316-22.

6- Kumar S, Narayan y, Amell T. Analysis of low velocity frontal impacts. *Clin Biomechanics.* 2003; 18(8): 694-709.

7- Pozzo T, Berthoz A, Lefort L. Head kinematic during varius motor tasks in human. *Prog Brain Res.* 1989; 13: 377-383.

8- Pozzo T, Berthoz A, Lefort L. Head stabilization during various locomotor tasks in human. I. Normal subjects. *Exp Brain Res.* 1990; 82: 97-106.

9- Brault JR, Siegmund GP, Wheeler JB. Cervical muscle response during whiplash: evidence of a lengthening muscle contraction. *Clin Biomechanics (Bristl,Avon).* 2000; 15: 426-35.

10- Kumar S, Narayan Y, Amell T. An electromyographic study of low-velocity rear-end impacts. *Spine.* 2002; 27: 1044-55.

11- Siegmund GP, Sanderson DJ, Inglis JT. The effect of perturbation acceleration and advance warning on the neck postural responses of seated subjects. *Exp Brain Res.* 2002; 144: 314-21.

12- LieberRL. Skeletal muscle structure, function plastisity. 2nd ed. Philadelphia: LWW; 2002, 45-112.

13- Somerich CM, Joines SM, Hermans V, Moon SD. Use of surface electromyography to estimate neck muscle activity. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000; 10: 377-98.

14- Kumar S, Ferrari R, Narayan Y. Electromyographic and kinetic exploration of whiplash – type rear impacts: effect of left offset impact. *Spine.* 2004; 4(6): 656-65.

15- Kumar S, Narayan Y, Amell T. Spectral Profile of superficial cervical muscles. *J Electromyogr kinesiol.* 2001; 11(4): 269-80.

16- Shumway-Cook A,Woollacott MH. Motor control theory & practical application. 2nd ed. Philadelphia: LWW; 2001, 163-271.

17- Morningstar MV, Pettibon BR, Schlappi H, Schlappi M, Ireland TV. Reflex control of the spine and posture: a review of the literature from a chiropractic perspective. *Chiropractic & Osteopathy.* 2005; 12: 456-81.

18- Catanzariti JF, Salomez E, Bruandet JM,

Thevenon A. Visual deficiency and scoliosis. *Spine.* 2001; 26: 48-52.

19- Guerraz M, Yardley L, Bertholon P, et al. Visual vertigo: symptom assessment, spatial orientation and postural control. *Brain.* 2001; 124: 1646-56.

20- Koga K. Gravity cue has implicit effects on human behavior. *Avait Space Environ Med.* 2000; 71: 78-86.

21- Grod JP, Diakow PR. Effect of neck pain on verticality perception: a cohort study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002; 83: 412-5.

22- Ohtori S, Takahashi K, Chiba T, Yamagata M, Sameda H, Moriya H. Sensory innervation of the cervical facet joint in rats. *Spine.* 2001; 26: 147-50.

23- Sterling M, Jull G, Vicenzino B, Kenardy J. Sensory hypersensitivity occurs soon after whiplash injury and its associated with poor recovery. *Pain.* 2003; 104: 509-17.

24- Strasmann TJ, Feilscher TH, Baumann KI, Halata Z. Distribution of sensory receptors in joints of the upper cervical column in the laboratory marsupial monodelphis domestica. *Anat Anat.* 1999; 181: 199-206.

25- Treleaven J, Jull G, Sterling M. Dizziness and unsteadiness following whiplash injury: characteristic features and relationship with cervical joint position error. *J Rehabil Med.* 2003; 35: 36-43.

26- Winkelstein BA, McLendon RE, Barbir A, Myers BS. An anatomical investigation of the human cervical facet capsule, quantifying muscle insertion area. *J Anat.* 2001; 198: 455-61.

27- Winkelstein BA, Nightingale RW, Richardson WJ, Myers BS. The cervical facet capsule and its role in whiplash injury: a biomechanical investigation. *Spine.* 2000; 25: 1238-46.

28- Sjolander P, Johansson H, Djupsjobacka M. Spinal and supraspinal effects of activity in ligament afferents. *J Electromyogr Kinesiol.* 2002; 12: 167-76.

29- Hodges PW, Moseley GL. Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanism. *J Electromyogr & Kinesiol.* 2003; 13: 361-70.

30- Brumangne S, Lysens R, Spaepen A. Lumbosacral position sense during pelvic tilting in men and women without low back pain: test development and rliability assessment. *J Orthopeadic & Sports Physical Therapy.* 1999; 29(6): 345-51.

31- Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system,part 1: the physiologic basis of functional joint stability. *J Athl Train.* 2002; 37(1): 71-9.

32- Horak FB, Henry SM, Shumway-cook A. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Phys Ther.* 1997; 77: 517-33.

33- Radebold A, Cholewicki J, Plzhofer GK, Green H. Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine.* 2002; 26(7): 724-30.

34- Hodges PW, Richardson CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: a motor control

evaluation of transversus abdominis. *Spine.* 1996; 21: 2640-50.

35- Stemper BD, Yoganandan N, Pintar FA. Influence of muscle contraction on whiplash Kinematics. *Biomed Sci Instrum.* 2004; 40: 24-9.

36- Vibert N, MacDougall HG, Waele C, et al. Variability in the control of head movements in seated human: a link with whiplash injuries. *J Physiol.* 2001; 532(3): 851-65.

37- Falla D, Jull G, Rainoldi A, Merletti R. Neck flexor muscle fatigue is side specific in patients with unilateral neck pain. *Eur J Pain.* 2004; 8: 71-7.

Comparison of Electromyographic Responses of Superficial Neck Muscles in Patients with Chronic Neck Pain and Healthy Subjects During Posterior - Anterior Perturbation

Rojhani Shirazi Z[1], Ebrahimi Takamjani E[2], Maroofi N[3], Kazemnejad A[4], Sanjari MA[5]

[2] Dept of physiotherapy, Iran University of Medical Sciences, Faculty of Rehabilitation, Tehran, Iran

[3] Dept of physiotherapy, Iran University of Medical Sciences, Faculty of Rehabilitation, Tehran, Iran

[4] Dept of statistic, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

[5] Director and Instructor of Biomechanics Lab, Iran University of Medical Science, Faculty of Rehabilitation, Tehran, Iran

Corresponding Author's Address: Faculty of Rehabilitation, Shiraz University of Medical Sciences, shiraz, Iran.

E-mail: rojhaniz@sums.ac.ir

Received: 4 May 2008 **Accepted:** 21 Jul, 2008

Background and Objective: Several studies have reported significant disturbances in vertical posture during various standing and walking conditions, but there is little evidence about the behavior of related muscles in dynamic conditions such as external perturbation, so this study was done to investigate and to compare the delay in response of upper trapezius and sternocleidomastoid muscles as two superficial muscles in the neck area, in posterior-anterior perturbation among patients with chronic neck pain and healthy subjects.

Materials and Methods: This study was a case-control study with simple nonprobable sampling.32 subjects (16 healthy subjects and 16 patients with chronic neck pain) participated the study. Data collection was done using questionnaire and test performance .The equipments included dynamometer, chronometer and surface kinesiology electromyography .Dropping the weight equal to 10% of total body weight, performed using electrical magnet, followed by pulling of the trunk inducing perturbation was performed.

Results: There were significant statistical differences in response onset of upper trapezius($p=0.032$) and sternocleidomastoid($p=0.012$) muscles between two groups.This meant the response onset in patients was longer than healthy subjects.

Conclusion: Pain can change the onset of response of trapezius and sternocleidomastoid muscles and possibly decrease muscle activity in deep muscles and change the pattern of muscle activation and possibly it can increase the risk of injury in patients with chronic neck pain.

Key Words: Fatigue, Pain, Electromyography, External perturbation