

بررسی تغییرات پاسخ های حرکتی و فعالیت های پیش بینانه عضلات ستون فقرات گردنی بدنبال حرکت فلکشن بازو در وضعیت ایستاده بدنبال استفاده از کلار نرم گردنی

مریم نصیرپور¹، دکتر سعید طالبیان مقدم²، دکتر غلامرضا علیایی²، دکتر نسترن قطبی³، دکتر سقراط فقیهزاده⁴

1- کارشناس ارشد فیزیوتراپی

2- استاد دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

3- استادیار دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

4- دکترای آمار زیستی، استاد دانشکده علوم پزشکی دانشگاه تربیت مدرس

چکیده

زمینه و هدف: گردن درد یکی از سه شکایت رایج در سیستم عصبی عضلانی است. طبق مطالعات سیستم ثباتی گردن شامل بخش های غیرفعال، عضلات و کنترل عصبی است. برای بررسی کنترل تعادل در سیستم های ثباتی، پاسخ عضلات ستون فقرات را بدنبال اعمال اغتشاشات مثل حرکات سریع بازو بررسی می کنند. کلارهای گردنی یکی از شیوه های جلوگیری و یا درمان گردن درد می باشد. هدف از انجام این مطالعه بررسی نقش کلار نرم گردنی بر پاسخ حرکتی و مدت زمان فعالیت عضلات و الگوی بکارگیری آنها بود.

روش بررسی: در مطالعه 20 خانم جوان سالم، عمل فلکشن شانه را با وزنه در دو وضعیت بدون کلار و با کلار نرم گردنی پس از شنیدن محرک صوتی انجام دادند. با ثبت الکترومیوگرافی سطحی از عضلات دلتوئید، تراپزیوس، ارکتوراسپاین گردنی و استرنوکلایدیوماستویید، تأثیر کلار بر زمان عکس العمل، مدت زمان فعالیت عضلات و زمان وارد عمل شدن عضلات بررسی شد.

یافته ها: استفاده از کلار نرم گردنی موجب افزایش زمان عکس العمل حرکت فلکشن شانه شد ($P < 0/05$). همچنین کلار نرم گردنی مدت زمان فعالیت عضلات تراپزیوس و ارکتوراسپاین گردنی را کاهش داد ($P < 0/05$) حین عمل فلکشن شانه با بار اضافی، عضله تراپزیوس با اختلاف معناداری نسبت به سایر عضلات زودتر وارد عمل شد ولی عضلات ارکتوراسپاین گردنی و استرنوکلایدیوماستویید هم انقباضی نشان دادند.

نتیجه گیری: بدنبال اعمال اغتشاش پوسچرال، کلار نرم گردنی موجب کاهش فعالیت عضلات و کند شدن پاسخ ها می شود. مراکز کنترل حرکت در پاسخ به اغتشاشات در گردن با انتخاب هم انقباضی عضلات سعی در ثبات می نمایند.

کلید واژه ها: فعالیت پیش بینانه، عضلات گردن، فلکشن بازو، کلار نرم گردنی

(وصول مقاله 90/7/12، پذیرش مقاله 90/8/28)

نویسنده مسئول: تهران، خیابان انقلاب اسلامی، پیچ شمیران، دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

Email: taleblian@sina.tums.ac.ir

مقدمه

گردن درد از شایع ترین یافته ها در کشورهای صنعتی است و یکی از سه شکایت رایج در سیستم عصبی عضلانی است که بسته به جمعیت و تعریف گردن درد شیوعی بین 10 تا 22 درصد دارد(1). هر چند درد گردن کمتر از کمر درد به ترک محل کار منجر می شود ولی با وجود درد گردن کیفیت کار و بازدهی افراد کاهش می یابد. بطور کلی ستون فقرات یک ساختمان بی ثبات است و از آنجایی که در طول روز، تحت استرس و لودهای داخلی و خارجی متعددی قرار می گیرد می تواند به سهولت در معرض ضایعات بافتی مختلف قرار گرفته و منجر به گردن درد گردد. طبق مدل پنججایی این سیستم ثبات دهنده شامل 3 بخش

است که هم ثبات سگمنتال و هم ثبات گلوبال را تأمین می کند و عبارتند از: 1) بخش غیرفعال که شامل مهره ها، دیسک بین مهره های، لیگامان ها و کپسول مفصلی است. 2) بخش فعال که شامل عضلات موضعی و عضلات گلوبال است 3) بخش کنترل عصبی(2).

یک روش برای مطالعه نقش عصبی در کنترل تعادل در مکانیسم های ثبات دهنده ستون فقرات، ارزیابی پاسخی تته به اعمال یک اغتشاش یا تغییر ناگهانی در شرایط است به گونه ای که پوسچر بدن از حالت تعادل خارج شود(3، 4). اغتشاشات داخلی مثل حرکات سریع بازو نیروی جبرانی واکنشی تولید می -

دلتویید، تراپیوس، الکترواسپاین گردنی راست و چپ و استرونوکلایدوماستویید راست و چپ انجام می پذیرفت. به این ترتیب که الکترودهای فعال و رفرنس به فاصله 2 سانتیمتر از یکدیگر در حالیکه روی محل مورد نظر، مو در آن قسمت بدن تراشیده شده و با الکل تمیز می شد.

محل الکترو دلتویید یک انگشت دیستال و قدام زائده آکرومیون، محل الکترو تراپیوس در حد واسط بین مفصل آکرومیوکلایویکولار و زوائد خاری C7، محل الکترو الکترواسپاین گردنی بطور موازی در دو طرف ستون فقرات در محاذات مهره چهارم گردنی و به فاصله 3 سانتیمتر از خط وسط گردن (بین برجستگی مهره C2 و C7) و محل الکترو استرونوکلایدوماستویید در یک سوم فاصله از sternal notch تا زائده ماستویید روی بالک عضله قرار می گرفت. الکترو زمین به مچ دست غیر غالب فرد متصل می شد. یک گونیامتری دیجیتالی نیز جهت اندازه گیری جابجایی های قدامی-خلفی و داخلی-خارجی به مچ پا متصل می شد.

در این مطالعه به منظور ثبت فعالیت عضلات گردن از دستگاه الکترومیوگرافی 8 کاناله Biometrics، مدل Datalink استفاده گردید. با استفاده از الکترو سطحی نقره - کلرید نقره، سیگنال های الکترومیوگرافی با پهنای باند 10 تا 500 هرتز و با فرکانس نمونه برداری 1000 هرتز از عضلات گردن جمع آوری شدند.

پس از نصب الکترودها و مطمئن بودن از ثبت مناسب، فرد در محل آزمایش قرار می گرفت. در جلوی فرد ساختاری قرار داشت که وزنه مورد نظر به آن متصل بود. میزان وزنه ای که هر فرد باید بلند می کرد 2% وزن بدن برای خانمها بود (5، 6) که توسط ترازو اندازه گیری می شد. بر روی ساختار روبروی فرد دسته ای قرار داشت که فرد وزنه را بوسیله آن بالا می برد. وضعیت قرارگیری اندام فوقانی بصورت اکستنشن آرنج و 60 درجه فلکشن شانه بود. وضعیت قرارگیری اندام تحتانی به گونه ای بود که فاصله بین دو ASIS، 2/5 برابر فاصله بین دو مائلول داخلی بود.

کنند که با نیروهایی که توسط حرکت بازو تولید شده مقابله می کنند. این نیرو به سگمان های بدن منتقل شده و زنجیره ای از تنظیمات پوسچرال تولید می کنند. پاسخ پوسچرال فیدفوروارد مکانیسمی است توسط سیستم اعصاب مرکزی که کنترل حرکت عضله را تعدیل می کند و به حفظ ثبات کمک می کند و موجب فعالیت عضلات پوسچرال قبل از فعالیت عضله اصلی حرکت می شود(3).

استفاده از حمایت کننده ها و کلارهای گردنی یکی از روش های مطرح شده برای پیشگیری از گردن دردهای شغلی و درمان بعد از عمل جراحی گردن می باشد. علی رغم استفاده رایج از این حمایت کننده ها و انجام مطالعات متعدد در زمینه بررسی اثرات آنها هنوز شواهد کافی در زمینه اثر آنها بر شاخص های عضلانی و کنترل پوسچر وجود ندارد.

بنابراین هدف از انجام این مطالعه بررسی نقش کلار نرم گردنی (به عنوان محرک پوست و گیرنده های حس عمقی) بر میزان و زمان فعالیت عضلات و الگوی بکارگیری آنها حین عملکرد بلند کردن بازو با مقاومت خارجی بود.

روش بررسی

این تحقیق در بهار سال 1390 در مرکز تحقیقات الکتروفیزیولوژی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران به شیوه شبه تجربی و بر روی یک گروه آزمودنی از افراد سالم مؤنث، انجام پذیرفت. نمونه های مورد مطالعه، شامل 20 نفر از خانم های سالم (بدون علامت) در گروه سنی 30 - 20 سال بودند که به صورت غیر احتمالی (Nonprobability) و به روش نمونه گیری ساده (Convenient Sampling) انتخاب شده بودند.

پس از احراز شرایط لازم توسط نمونه ها و آشنایی آنها با مراحل تحقیق و اعلام موافقت خود به صورت امضای رضایت نامه کتبی و جمع آوری اطلاعات جامعه شناختی (قد، وزن و ...) الکتروگذاری بر اساس استاندارد SENIAM بر روی عضلات



شکل ۱- وضعیت قرارگیری فرد هنگام شروع تست

نسبت به عضله اصلی حرکت یعنی دلتویید، زمانبندی عضلات بدست می‌آید. همچنین با محاسبه زمان بروز حداکثر فعالیت، مدت زمان فعالیت هر عضله نسبت به شروع فعالیت محاسبه می‌گردد.

تجزیه و تحلیل داده‌ها توسط نرم افزار SPSS و آزمونهای پارامتریک Paired T-test انجام شد. به طور کلی در این تحقیق، دو هدف عمده دنبال می‌شد:

۱- مقایسهٔ زمان عکس‌العمل حرکت فلکشن شانه در آزمون‌های بلند کردن بار طی حرکت فلکشن شانه بدنبال استفاده از کلار نرم گردنی. ۲- مقایسهٔ زمان شروع فعالیت و مدت زمان فعالیت هر یک از عضلات در آزمون‌های بلند کردن بار طی حرکت فلکشن شانه بدنبال استفاده از کلار نرم گردنی.

یافته‌ها

نتایج آزمون‌های آماری نشان داد که زمان عکس‌العمل حرکت فلکشن شانه و مدت زمان فعالیت عضلات مختلف در دو حالت بستن و نبستن کلار گردنی اختلاف معنی‌داری وجود دارد ($P < 0/05$) (جدول ۱ و ۲). ولی زمان شروع فعالیت عضلات مختلف نسبت به زمان شروع عضله دلتویید در دو حالت بستن و نبستن کلار گردنی، اختلاف معنی‌داری وجود نداشت ($0/05 > P$) (جدول ۲). در جدول ۲ متغیر زمان شروع حرکت، اعداد مربوط به اختلاف زمان شروع فعالیت عضلات نسبت به دلتویید نشان داده شده است و مقادیر منفی نشان‌دهنده زودتر فعال شدن عضلات نسبت به دلتویید است.

محرك شروع کننده حرکت، دو محرك صوتی بود. محرك اولی آگاه کننده (S1) و محرك دوم محرك پاسخ (S2) بود. محرك‌های صوتی از طریق هدفن بصورت دو تون شنیده می‌شد. مدت زمان و شدت هر دو محرك صوتی 100 هزارم ثانیه و 60 دسی بل بود. فرد پس از شنیدن محرك صوتی اول خود را آماده می‌کرد و با شنیدن محرك صوتی دوم حرکت فلکشن شانه را انجام می‌داد.

فرد در حالیکه چشم بند روی چشم قرار داشت (به منظور به حداقل رسانیدن تحریکات بینایی) جلوی ساختار مورد نظر می‌ایستاد (شکل ۱) و به مدت 10 ثانیه جابجایی‌های مرکز فشار (COP: Center of Pressure) با گونیامتر اندازه‌گیری می‌شد. باید جابجایی‌ها در محدوده ± 10 درجه می‌بود. سپس با زدن دکمه همزمان کننده محرك صوتی، ثبت الکترومیوگرافی و گونیامتری و لحظه نگار (event markers) فرد پس از 100 هزارم ثانیه محرك S1 و پس از 2 ثانیه محرك S2 را می‌شنید. او باید با شنیدن S2 هر چه سریعتر وزنه را تا سطح شانه بالا می‌برد. لحظه بالا بردن وزنه توسط یک سنسور تعیین و بر روی سیگنال الکترومیوگرافی ثبت می‌شد و از طریق آن زمان واکنش حرکت شانه برآورد می‌گردید. افراد این حرکت را در دو وضعیت بستن و نبستن کلار گردنی انجام می‌دادند.

پس از تبدیل اطلاعات به فرمت عددی (دیژیتال)، جمع‌آوری داده‌ها (Data Collection) و پردازش آنان با استفاده از نرم افزار DataLink که برای این تحقیق طراحی و ساخته شده بود در محیط Excel صورت گرفت. با محاسبه زمان شروع فعالیت عضلات مختلف با آستانه‌گیری به روش میانگین زمان استراحت بعلاوه 2 انحراف معیار و مقایسه کلیه عضلات

جدول 1 - مقایسه مقادیر میانگین زمان عکس العمل حرکت فلکشن شانه بر حسب هزارم ثانیه با استفاده از آزمون Paired

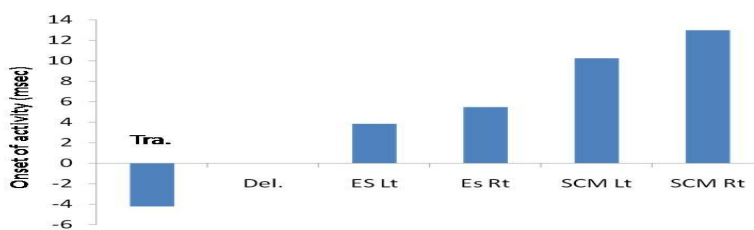
| سطح معناداری | T-test | | | | متغیر |
|--------------|--------------|---------|--------------|---------|--------------------------|
| | با کلار | | بدون کلار | | |
| | انحراف معیار | میانگین | انحراف معیار | میانگین | |
| *0,00 | 151/62 | 263/50 | 104/13 | 202/50 | زمان عکس العمل حرکت شانه |

* p<0/05

جدول 2 - مقایسه مقادیر میانگین زمان شروع فعالیت عضلات و مدت زمان فعالیت عضلات مورد مطالعه در دو وضعیت بستن و نبستن کلار گردنی بر حسب هزارم ثانیه با استفاده از آزمون Paired T-test

| سطح معناداری | با کلار | | بدون کلار | | متغیر | عضله |
|--------------|--------------|---------|--------------|---------|-----------------|----------------------------|
| | انحراف معیار | میانگین | انحراف معیار | میانگین | | |
| 0,54 | 95 | -7/11 | 72 | -4/22 | زمان شروع حرکت | تراپزیوس |
| *0,00 | 119 | 242 | 164 | 324 | مدت زمان فعالیت | |
| 0,75 | 147 | 13/78 | 148 | 12/97 | زمان شروع حرکت | استرنوکلایدو ماستویید راست |
| 0,73 | 115 | 199 | 94 | 190 | مدت زمان فعالیت | |
| 0,52 | 142 | 10/97 | 134 | 10/25 | زمان شروع حرکت | استرنوکلایدو ماستویید چپ |
| 0,40 | 126 | 180 | 107 | 196 | مدت زمان فعالیت | |
| 0,36 | 146 | 9/11 | 131 | 5/48 | زمان شروع حرکت | ارکتوراسپاین گردنی راست |
| *0,00 | 116 | 189 | 155 | 280 | مدت زمان فعالیت | |
| 0,08 | 117 | 6/02 | 115 | 3/82 | زمان شروع حرکت | ارکتوراسپاین گردنی چپ |
| *0,00 | 99 | 187 | 131 | 256 | مدت زمان فعالیت | |

* p<0/05



شکل 1- ترتیب وارد عمل شدن عضلات گردنی نسبت به دلتویید طی عمل فلکشن شانه

بحث

تراپزیوس، دلتویید، ارکتوراسپاین گردنی چپ، ارکتوراسپاین گردنی راست، استرنوکلایدوماستویید چپ و استرنوکلایدوماستویید راست (شکل 1). فعالیت تمامی عضلات

یافته‌های تحقیق نشان می‌دهد که توالی وارد عمل شدن عضلات گردنی بدنبال حرکت فلکشن شانه در دو شرایط مختلف کلار تفاوت معناداری نداشت و به این صورت بود:

زمان وارد عمل شدن عضلات تأثیر بگذارد. علت دیگر را میتوان به نوع کلار گردنی نسبت داد. در این مطالعه از کلار نرم گردنی استفاده شد که در بین دیگر کلارهای گردنی کمترین تأثیر را در محدودیت دامنه حرکتی ایجاد می‌کند. ممکن است اگر از کلارهای سخت‌تر که محدودیت بیشتر در دامنه حرکتی گردن و نیز تحریک بیشتر گیرنده‌های پوستی ایجاد می‌کنند، استفاده می‌شد تأثیر آن بر زمان شروع فعالیت عضلات دیده می‌شد (12).

طبق یافته‌های جدول شماره 1، بین مقادیر زمان عکس العمل حرکت فلکشن شانه در وضعیت بستن و نبستن کلار گردنی اختلاف معنادار وجود دارد. بستن کلار گردنی منجر به افزایش معناداری در زمان عکس العمل حرکت فلکشن شانه می‌شود. این اثرات می‌تواند بدلیل تطابق عصبی عضلانی که پس از بستن کلار گردنی ایجاد می‌شود، باشد. تطابق عصبی عضلانی می‌تواند به دلیل افزایش سفتی و تحریکات پوستی ساپورت باشد. از طرفی آوران‌های پوستی با تأثیر بر γ fusimotor از دوکهای عضلانی بر حس عمقی گردن تغییراتی ایجاد کنند. همچنین دیده شده که حمایت کننده می‌تواند loading ناگهانی شبکه‌ای که هنگام بروز اغتشاش روی می‌دهد را کاهش دهد و منجر به کاهش پاسخ‌های سیستم عصبی در پاسخ به اغتشاشات داخلی شود (13، 14).

نتایج مطالعه حاضر با توجه به جدول 2 نشان داد که بستن کلار گردنی موجب کاهش معنی دار در مدت زمان فعالیت عضلات اکستانسور گردنی، تراپزیوس و ارکتوراسپاین گردنی، می‌شود. استفاده از حمایت کننده‌ها موجب افزایش سفتی و ثبات ستون فقرات از طریق تبدیل کردن تنه به ساختاری محکم در مقابل اغتشاشات می‌شود. این افزایش در سفتی، میزان ثبات مهره‌ای بالاتری ایجاد می‌کند. سپس نیروی عضلات تا جایی که میزان ثبات مهره‌ای تا حد اولیه خود برسد، کاهش می‌یابد. مکانیسمی که برای کاهش فعالیت عضلات بدنبال استفاده از کلار گردنی میتوان گفت که سیستم عصبی مرکزی به افزایش سفتی بدنبال استفاده از کلار گردنی ایجاد می‌شود تطابق پیدا می‌کند. سیستم عصبی مرکزی افزایش ثبات ایجاد شده توسط حمایت کننده را درک می‌کند و فعالیت تونیک عضلات را کاهش می‌دهد تا حفظ سفتی عضلانی مطلوب با دینامیک آموخته شده تطابق پیدا کند (15، 16).

در محدوده کنترل فیدفوراردی یعنی از 100 هزارم ثانیه قبل تا 50 هزارم ثانیه بعد از فعالیت عضله اصلی حرکت یعنی دلتوئید بود (7).

با توجه به یافته‌های شکل 1 مشاهده شد که عضله تراپزیوس با اختلاف معناداری نسبت به دیگر عضلات گردنی و زودتر از آنها وارد عمل شد. انقباض تراپزیوس با انحراف مرکز ثقل به جلو که بدنبال حرکت فلکشن شانه اتفاق می‌افتد و عامل برهم زننده تعادل پوسچرال رخ می‌دهد، مقابله می‌کند. با توجه به اتصالات گسترده عضله تراپزیوس از اکسی پوت تا زائده خاری دوازدهمین مهره توراسیک و همچنین اتصالات اندام فوقانی، این عضله موجب انتقال و پخش نیرو از اندام فوقانی به ستون فقرات می‌شود و از متمرکز شدن نیرو جلوگیری می‌کند (8). بر اساس مطالعات انجام شده انقباض عضله تراپزیوس منجر به اکستنشن سر قبل از فعالیت دلتوئید می‌شود که گفته شده این حرکت تنها برای جبران اغتشاشات پوسچرال که بدنبال حرکات بازو ایجاد می‌شود، نیست بلکه کنترل عصبی فیدفوراردی عضلات گردن بخصوص عضله تراپزیوس موجب سفت (stiff) شدن گردن می‌شود (9).

یافته‌های حاصل از آزمون همبستگی ($\text{sig} = 0/00$)، $r = 0/97$ بین زمان شروع عضلات استرنوکلاویدوماستوئید و ارکتوراسپاین گردنی نشان داد که این عضلات در پاسخ به اغتشاش وارده به بدن الگوی فعالیت پیش‌بینانه هم‌انقباضی را نشان می‌دهند. بدلیل ارتباطات مکانیکی بین سگمان‌های بدن اغتشاش وارده به تنه بدنبال تغییرات مرکز ثقل منبعی برای اغتشاش سر هم می‌کنند که جهت این اغتشاش شبکه‌ای به سختی قابل پیش‌بینی است. هم‌انقباضی عضلات فلکسور و اکستانسور برای افزایش سفتی گردن در مقابله با اغتشاش بدون توجه به جهت اغتشاش، استراژی جبرانی سیستم عصبی مرکزی برای تعدیل اثرات اغتشاش است که جهت آن به سختی قابل پیش‌بینی است (10، 11).

یافته‌های مطالعه با توجه به جدول 2 نشان می‌دهد که زمان شروع فعالیت عضلات گردنی با بستن کلار نرم گردنی تحت تأثیر قرار نمی‌گیرد. تحریک گیرنده‌های حس عمقی عضلات و مفاصل ناحیه گردنی و گیرنده‌های پوستی که با استفاده از کلار گردنی ایجاد می‌شود، در آوران‌های حسی تغییر ایجاد می‌کند ولی میزان تأثیر آن به اندازه‌ای نیست که بتواند بر

REFERENCES

- 1- Hoving J, Vet H, Twisk J, Deville W, Windt D, Koes B, Bouter L. Prognostic factors for neck pain in general practice. *Pain*.2004; 110(3): 639-645
- 2- Panjabi MM. The stabilizing system of spine. *Spinal Disord*.1992; 5(4): 383-389
- 3- Falla D, Rainoldi A, Merletti R, Jull G. Spatio-temporal evaluation of neck muscle activation during postural perturbations in healthy subjects. *Electromyography and Kinesiology*.2004; 14(4): 463-474
- 4- Horak FB, Henry SM, Shumway-cook A. A postural perturbation: new insights for treatment of balance disorders. *Physical Therapy*.1997; 77(5): 517-533
- 5- Fujiwara K, Tomita H, Maeda K, Kunita K. Effect of neck flexion on contingent negative variation and anticipatory postural control during arm movement while standing. *Electromyography and Kinesiology*. 2009; 19(1): 113-121
- 6- Fujiwara K, Tomita H, Kurokawa N, Asai H, Maeda K. Effect of stance width on postural movement pattern and anticipatory postural control associated with unilateral arm abduction. *Electromyography and Kinesiology*.2009; 19(3): 187-196
- 7- Aruin S, Latash M. Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movement. *Exp Brain Res*.1995;103:323-332
- 8- Murphy D. Cervical spine syndrome. New York:McGraw-Hill;2000,12-64
- 9- Gurfinkel VS, Lipshits MI, Lestienne FG. Anticipatory neck muscle activity associatd with rapid arm movements. *Neuroscience Letters*.1988; 94(2): 104-108
- 10-Latash M,Danna-Dos-Santos A, Degani A. Anticipatory control of head posture. *Clinical Neurophysiology*. 2007; 118:1802-1814
- 11- Massion J. Movement Posture and Equilibrium. *Neurobiology*.1992;38:35-56
- 12- Kelly S, Clark K, Bainbridge A. Change in centre of pressure measurements when wearing cervical collars. *Physiotherapy*.2002; 88(3): 173-174
- 13-Lavender S, Thomas J, Shakeel kh, Anderson J. Effects of a lifting belt on spine moments and muscle recruitments after unexpected sudden loading.*Spine*.2000;25(12):1569-1578
- 14-Cholewicki J, McGill K, Krupal R. The effects of a three-week use of lumbosacral orthoses on trunk muscle activity and on the muscular response to trunk perturbations. *Musculoskelet Disord*.2010;11:154-
- 15- Cholewicki J.The effect of lumbosacral orthoses on spine stability. *Orthopedic Research*. 2004; 22(5) :1150-1155
- 16- Cholewicki J,Reeves N, Everding V, Morrisette D. Lumbosacral orthoses reduce trunk muscle activity in a postural control task.*Biomechanics*.2007;40:1731-1736.

The effect of soft cervical collar on movement response and anticipatory postural adjustment of postural muscle of neck following arm flexion during standing

Nasirpour M¹ , Talebian Moghadam S^{2*} , Olyaei GR² , Ghotbi N³ , Faghieh zade S⁴

1. MSc in Physical Therapy

2. Full professor of Physical Therapy, Rehabilitation School of Tehran University of Medical Sciences

3. Assistant Professor of Physical Therapy, Rehabilitation Faculty of Tehran University of Medical Sciences

4. Full professor of Tarbiat Modares University

Abstract

Background and aim: Neck pain is one of three common complains of neuromuscular system. There are three subsystem to maintain stability of spine: passive subsystem, active (muscles) subsystem and control subsystem. Detection of postural muscle response during postural perturbation like fast arm movement can be utilized to analyse of postural control. Wearing cervical collars is a way to prevent or cure cervical pain. The aim of the present study was to investigate the effect of soft cervical collar on movement response and duration of activity and recruitment pattern of cervical muscles.

Materials and methods: Twenty healthy young women participated in this study. They flex right shoulder in response to sound stimulus with and without wearing soft cervical collar. Surface Electromyography (EMG) used to assess postural muscle activity in following muscles: Deltoid , Trapezius , Cervical Erector spinae and Sternocleidomastoid. The effect of soft cervical collar on reaction time, onset and duration of activity of cervical muscles was calculated.

Results: Wearing soft cervical collar increased reaction time of arm flexion ($P < 0.05$) and decreased duration of activity of cervical extensor, trapezius and erector spinae ($P < 0.05$). During shoulder flexion with additional load, onset activity of trapezius muscle was significantly earlier than other neck muscles but cervical erector spinae and sternocleidomastoid exhibit coactivation pattern in response to perturbation .

Conclusion: During fast arm movement that leads to postural perturbation, soft cervical collar alleviates the response and reduce activity of muscles. The strategy of motor control centers in response to perturbation in cervical spine is coactivation of flexor and extensor muscles to maintain stability.

Keywords: Anticipatory postural adjustment, neck muscle, arm flexion, soft cervical collar

***Corresponding author:** Saeed Talebian Moghaddam, Rehabilitation Faculty, Tehran University of Medical Sciences.

Email: talebian@sina.tums.ac.ir

This research was supported by Tehran University of Medical Sciences (TUMS)