مقاله پژوهشی

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 نصیرپور[1]، دکتر سعید طالبیان مقدم[2]، دکتر غلامرضا علیایی[2]، دکتر نسترن قطبی[3]، دکتر سقراط فقیه‌زاده[4]

1- کارشناس ارشد فیزیوتراپی
2- استاد دانشکدهٔ توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران
3-استادیار دانشکدهٔ 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 دلتوید ، تراپزیوس ، ارکتوراسپاین گردنی و استرنوکلایدوماستویید، 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 استرنوکلایدوماستویید 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 واژه‌ها: فعالیت پیش بینانه، عضلات گردن، فلکشن بازو ، کلار نرم گردنی

(وصول مقاله90/7/12،پذیرش مقاله90/8/28)

نویسنده مسئول : تهران ، خیابان انقلاب اسلامی ، پیچ شمیران ، دانشکدهٔ توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران
Email: talebian@sina.tums.ac.ir

مقدمه

گردن درد از شایع‌ترین یافته‌ها 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 می‌شود ولی با وجود درد گردن کیفیت کار و بازدهی افراد کاهش می‌یابد. 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 می‌گیرد می‌تواند به سهولت در معرض ضایعات بافتی مختلف قرار گرفته و منجر به گردن درد گردد. طبق مدل پنجابی این سیستم ثبات دهنده شامل 3 بخش است که هم ثبات سگمنتال و هم ثبات گلوبال را تأمین می‌کند و عبارتند از: 1)بخش غیرفعال که شامل مهره‌ها، دیسک بین مهره‌ای، لیگامان‌ها 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 مکانیسم‌های ثبات دهنده ستون فقرات، ارزیابی پاسخ تنه به اعمال یک اغتشاش یا تغییر ناگهانی در شرایط است به گونه‌ای که پوسچر بدن از حالت تعادل خارج شود(3 ، 4). اغتشاشات داخلی مثل حرکات سریع بازو نیروی جبرانی واکنشی تولید می-

Archive of SID

www.SID.ir

کنند که با نیروهایی که توسط حرکت بازو تولید شده مقابله می-کنند. این نیرو به سگمان‌های بدن منتقل شده و زنجیره‌ای از تنظیمات پوسچرال تولید می‌کنند. پاسخ پوسچرال فیدفوروارد مکانیسمی است توسط سیستم اعصاب مرکزی که کنترل حرکت عضله را تعدیل می‌کند و به حفظ ثبات کمک می‌کند و موجب فعالیت عضلات پوسچرال قبل از فعالیت عضله اصلی حرکت می‌شود(3).

استفاده از حمایت کننده‌ها و کلارهای گردنی یکی از روش‌های مطرح شده برای پیشگیری از گردن دردهای شغلی و درمان بعد ازعمل جراحی گردن می‌باشد. علی رغم استفاده رایج از این حمایت کننده‌ها و انجام مطالعات متعدد درزمینه بررسی اثرات آنها هنوز شواهد کافی در زمینه اثر آنها بر شاخص‌های عضلانی و کنترل پوسچر وجود ندارد.

بنابراین هدف از انجام این مطالعه بررسی نقش کلار نرم گردنی (به عنوان محرک پوست و گیرنده‌های 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 دانشکدهٔ توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران به شیوهٔ شبه تجربی و بر روی یک گروه آزمودنی از افراد سالم مؤنث، انجام پذیرفت. نمونه‌های مورد مطالعه، شامل20 نفر از خانم‌های سالم (بدون علامت) در گروه سنی 30 ـ 20 سال بودند که به صورت غیر احتمالی (Nonprobability) و به روش نمونه‌گیری ساده (Convenient Sampling) انتخاب شده بودند.

پس از احراز شرایط لازم توسط نمونه‌ها و آشنایی آنها با مراحل تحقیق و اعلام موافقت خود به صورت امضای رضایت نامهٔ کتبی و جمع آوری اطلاعات جامعه شناختی (قد، وزن و ...) الکترودگذاری بر اساس استاندارد SENIAM بر روی عضلات دلتوید، تراپزیوس، الکترواسپاین گردنی راست و چپ و استرنوکلایدوماستویید راست و چپ انجام می‌پذیرفت. 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 می‌شد.

محل الکترود دلتوید یک انگشت دیستال و قدام زائده آکرومیون، محل الکترود تراپزیوس در حد واسط بین مفصل آکرومیوکلاویکولار و زوائد خاری C7، محل الکترود 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 وC7) و محل الکترود استرنوکلایدوماستویید در یک سوم فاصله از sternal notch تا زائده ماستویید روی بالک عضله قرار می‌گرفت. الکترود زمین به مچ دست غیر غالب فرد متصل می‌شد. یک گونیامتری دیجیتال نیز جهت اندازه گیری جابجایی‌های قدامی-خلفی و داخلی-خارجی به مچ پا متصل می‌شد.

در این مطالعه به منظور ثبت فعالیت عضلات گردن از دستگاه الکترومیوگرافی 8 کاناله Biometrics، مدل Datalink استفاده گردید. با استفاده از الکترود سطحی نقره – کلرید نقره، سیگنال‌های الکترومیوگرافی با پهنای باند 10 تا 500 هرتز و با فرکانس نمونه‌برداری 1000 هرتز از عضلات گردن جمع آوری شدند.

پس از نصب الکترودها و مطمئن بودن از ثبت مناسب، فرد در محل آزمایش قرار می‌گرفت. درجلوی فرد ساختاری قرار داشت که وزنه مورد نظر به آن متصل بود. میزان وزنه‌ای که هر فرد باید بلند می‌کرد 2% وزن بدن برای خانم‌ها بود (5 ، 6) که توسط ترازو اندازه گیری می‌شد. بر روی ساختار روبروی فرد دسته‌ای قرار داشت که فرد وزنه را بوسیله آن بالا می‌برد. وضعیت قرارگیری اندام فوقانی بصورت اکستنشن آرنج و60 درجه فلکشن شانه بود. وضعیت قرارگیری اندام تحتانی به گونه‌ای بود که فاصله بین دو ASIS ،2/5 برابر فاصله بین دو مالئول داخلی بود.

Archive of SID
www.SID.ir

شکل 1- وضعیت قرارگیری فرد هنگام شروع تست

محرک شروع کننده حرکت، دو محرک صوتی بود. محرک اولی آگاه کننده (S1) و محرک دوم محرک پاسخ (S2) بود. محرک‌های صوتی از طریق هدفن بصورت دو تون شنیده می‌شد. مدت زمان و شدت هر دو محرک صوتی 100 هزارم ثانیه و 60 دسی بل بود. فرد پس از شنیدن محرک صوتی اول خود را آماده می‌کرد و با شنیدن محرک 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 1) 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 محرک صوتی، ثبت الکترومیوگرافی و گونیامتری و لحظه نگار (event markers) فرد پس از 100 هزارم ثانیه محرک S1 و پس از 2 ثانیه محرک 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)، جمع آوری 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 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 می‌گردید.

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 :

1ـ مقایسهٔ زمان عکس‌العمل حرکت فلکشن شانه در آزمون‌های بلند کردن بار طی حرکت فلکشن شانه بدنبال استفاده از کلار نرم گردنی. 2ـ مقایسهٔ زمان شروع فعالیت و مدّت زمان فعالیت هر یک از عضلات در آزمون‌های بلند کردن بار طی حرکت فلکشن شانه بدنبال استفاده از کلار نرم گردنی.

یافته ها

نتایج آزمون‌های آماری نشان داد که زمان عکس العمل 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 1و2). 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 2). در جدول 2 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.

Archive of SID
www.SID.ir

جدول1 - مقایسه مقادیر میانگین زمان عکس العمل حرکت فلکشن شانه بر حسب هزارم ثانیه با استفاده از آزمون Paired T-test

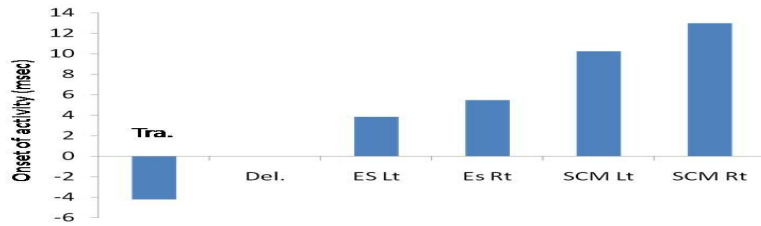
متغیر	بدون کلار		با کلار		سطح معناداری
	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	
زمان عکس العمل حرکت شانه	202/50	104/13	263/50	151/62	***0,00**

* 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

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

* p<0/05



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

بحث

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

www.SID.ir

در محدوده کنترل فیدفورواردی یعنی از 100 هزارم ثانیه قبل تا 50 هزارم ثانیه بعد از فعالیت عضله اصلی حرکت یعنی دلتوید 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 می افتد و عامل برهم زننده تعادل پوسچرال رخ می دهد، مقابله می کند. 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 دلتوید می‌شود که گفته شده این حرکت تنها برای جبران اغتشاشات پوسچرال که بدنبال حرکات بازو ایجاد می‌شود، نیست بلکه کنترل عصبی فیدفورواردی عضلات گردن بخصوص عضله تراپزیوس موجب سفت (stiff) شدن گردن می‌شود(9).

یافته‌های حاصل از آزمون همبستگی (sig =0/00، r=0/97) بین زمان شروع عضلات استرنوکلایدوماستویید و ارکتوراسپاین گردنی نشان داد که این عضلات در پاسخ به اغتشاش وارده به بدن الگوی فعالیت پیش بینانه هم انقباضی 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. هم انقباضی 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 پیش بینی است(۱۰،۱۱).

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 ایجـاد می‌کند ولی میزان تأثیر آن به اندازه‌ای نیست که بتواند بر 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 آوران های پوستی با تأثیر بر gamma fusimotor در 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 (۱۳،۱۴).

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(۱۵،۱۶).

Archive of SID

www.SID.ir

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.

Archive of SID

www.SID.ir

Research Article

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

Nasirpour M[1] , Talebian Moghadam S[2*], Olyaei GR[2] , Ghotbi N[3], Faghih zade S[4]

1. MSc in Physical Therapy
2. Full professor of Phsical Therapy, Rehabilitation School of Tehran University of Medical Sciences
3. Assistant Professor of Phsical Therapy, Rehabilitation Faculty of Tehran University of Medical Sciences
4. Full professor of Tarbiat Modares University

Abstract

Backgroung 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)

Archive of SID

www.SID.ir