بررسی تأثیر نوع بار (دینامیک یا استاتیک) بر فعالیت عضلات تنه

ندا ارشاد[۱]، صدیقه کهریزی[*]، محمد پرنیانپور[۲]، محمود رضا آذغانی[۳]، انوشیروان کاظم نژاد[۴]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: کمردرد ناشی از فعالیت‌های باربرداری و نگهداشتن بار، عامل مهمی در ایجاد ناتوانی عملکردی برای بیمار و ضررهای سنگین اقتصادی است. هنگام نگهداری بارهای دینامیکی مقدار گشتاور وارد شده به ستون فقرات در حال تغییر است که می‌تواند ثبات ستون فقرات را به مخاطره بیندازد. هدف از این تحقیق، بررسی تأثیر نوع بار (دینامیک یا استاتیک) بر فعالیت عضلات تنه به منظور بررسی دقیق‌تر ضایعات ستون فقرات بود.

مواد و روش‌ها: ۱۲ مرد سالم در این مطالعه شرکت کردند. افراد بارهای دینامیک و استاتیک را در دو وضعیت ایستاده و خمیده تنه (۱۲ آزمون)، در یک جلسه آزمایش حفظ کردند. فعالیت عضلات [درصد ماکزیمم انقباض ارادی (Maximum voluntary contraction یا MVC)] راست شکمی، مایل داخلی و خارجی شکمی، ارکتوراسپاین پشتی و کمری و مولتی فیدوس مورد ارزیابی قرار گرفت.

یافته‌ها: فعالیت عضله ارکتوراسپاین کمری حین نگهداری بارهای دینامیکی در مقایسه با بار استاتیک به طور معنی‌داری افزایش یافت. فعالیت عضلات شکمی، مولتی فیدوس و ارکتوراسپاین پشتی حین نگهداری بارهای دینامیکی افزایش یافت، اما معنی‌دار نبود.

نتیجه‌گیری: افزایش فعالیت عضلات ارکتوراسپاین حین حفظ بارهای دینامیکی منجر به افزایش نیروهای فشاری روی ستون فقرات می‌گردد. بنابراین جهت جلوگیری از بروز آسیب، علاوه بر مقدار بار (کیلوگرم)، نوع بار خارجی (استاتیک یا دینامیک) نیز باید در فعالیت‌های باربرداری و نگهداشتن بار مورد توجه قرار گیرد.

کلید واژه‌ها: بار دینامیک، الکترومیوگرافی، عضلات تنه، حفظ بار

ارجاع: ارشاد ندا، کهریزی صدیقه، پرنیان‌پور محمد، آذغانی محمودرضا، کاظم نژاد انوشیروان. **بررسی تأثیر نوع بار (دینامیک یا استاتیک) بر فعالیت عضلات تنه.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۱؛ ۸ (۶): ۱۰۸۶-۱۰۷۷.

تاریخ دریافت: ۱۳۹۱/۶/۲۰ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۱/۹/۲۵

مقدمه

کمردرد یکی از عمده گرفتاری‌هایی است که به خصوص در جوامع صنعتی مشاهده می‌شود و عامل مهمی در ایجاد ناتوانی عملکردی برای بیمار و ضررهای سنگین اقتصادی است. طبق تحقیقات انجام شده، ۷۰ تا ۸۰ درصد مردم در طول زندگی خود کمردرد را تجربه می‌کنند که حدود ۸۰ درصد از آن‌ها بروز مجدد آن را گزارش کردند (۲، ۱). در جوامع کارگری سالیانه ۱۷/۶ درصد کارگران دچار آسیب‌های

* استادیار، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران (نویسنده مسؤول)
Email: kahrizis@modares.ac.ir

۱- استادیار، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران
۲- استاد، گروه بیومکانیک، دانشکده مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران
۳- استادیار، گروه بیومکانیک، دانشکده مکانیک، دانشگاه سهند، تبریز، ایران
۴- استاد، گروه آمار حیاتی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

Archive
www.mui.ac.ir
www.SID.ir

کمر می‌شوند و این مسأله در مشاغلی با تقاضای فیزیکی بالاتر، افزایش می‌یابد. در این افراد مقدار ناتوانی حاصل از کمردرد حدود ۴۷ درصد گزارش شده است (۳). سالانه میلیون‌ها دلار جهت حل مشکل کمردرد هزینه می‌شود. شواهد بسیاری وجود دارد که تنها ۱۰ درصد از این بیماران مسؤول بیش از ۸۰ درصد هزینه‌های صرف شده می‌باشند که آن دسته بیمارانی هستند که وارد مرحله مزمن کمردرد می‌شوند (۴).

مرور مطالعات اپیدمیولوژیک نشان داده است که ارتباط و وابستگی تنگاتنگی بین خطر بروز کمردرد و انجام فعالیت‌های بار برداری و حفظ بار وجود دارد (۷-۵). در واقع بسیاری از عوامل مؤثر در بروز کمردرد، عوامل مکانیکی هستند (۸). این عوامل می‌تواند منجر به بروز کمردرد شود و یا باعث افزایش درد و ناتوانی‌های عملکردی بیمار گردد. عمل باربرداری و حفظ بار از دید کنترل حرکت یک فعالیت پیچیده بوده و عوامل بسیاری روی آن مؤثرند (۷). یکی از عوامل مهم در چگونگی حفظ بار، نوع بار خارجی است. ارزیابی صحیح از متغیرهای بار خارجی موجب ایجاد تسهیل در آمادگی فرد برای انجام آن را فراهم می‌کند. اما متأسفانه این اطاعات همیشه به سرعت در محیط واقعی زندگی قابل دسترس نمی‌باشد.

حمل و نگه داشتن بارهای متغیر دینامیکی (مانند مایعات)، بارهای ناگهانی و غیر منتظره نسبت به بارهای استاتیکی (جامد) می‌تواند موجب آسیب به سیستم عضلانی- اسکلتی شود (۶). در بارهای متغیر دینامیکی، مقدار گشتاور وارد شده به ستون فقرات در حال تغییر است. این متغیر بودن مقدار گشتاور را می‌توان به عنوان یک اغتشاش خارجی محسوب کرد که می‌تواند ثبات ستون فقرات را تهدید کند و متعاقب آن هم فعالیتی عضلات جهت تأمین ثبات ستون فقرات افزایش می‌یابد. این هم فعالیتی عضلانی منجر به افزایش بار روی بافت‌ها و مفاصل می‌گردد (۷). بیشترین علت تغییر در الگوی عضلات به خاطر تغییر در بردار واحد نیرو در عضله ناشی از تغییر در گشتاور بار دینامیکی است. برانگیختگی مناسب از فعالیت عضلات منجر به ایجاد ثبات، در برابر وارد شدن بارهای بسیار بزرگ به ستون فقرات می‌شود (۹). نتایج تحقیق Lee و Lee نشان می‌دهد که میزان فعالیت عضله ارکتوراسپاین در افراد سالم هنگام نگهداری بار متغیر دینامیکی که بازوی گشتاور آن در حال ازدیاد است، افزایش می‌یابد. در واقع تغییر در الگوی فعالیت عضلات ناشی از پاسخ سیستم عصبی مرکزی (CNS یا Central nervous system) به نیاز بیشتر به ثبات در زمان اعمال اغتشاش خارجی است (۶). بنابراین در زمینه بار متغیر دینامیکی مطالعات اندکی انجام شده است.

در مطالعه Van Dieen و همکاران طراحی بار متغیر دینامیکی بر پایه حرکت استوانه روی سطح شیب‌دار در یک راستای قدامی- خلفی یا خلفی- قدامی بوده است و از عضلات تنه، تنها فعالیت ارکتوراسپاین بررسی شده است (۷). بارهای دینامیکی مورد استفاده در مطالعات گذشته هیچ کدام ماهیت سینوسی نداشتند و مقدار نیروی مکانیکی قابل کنترل نبوده است. در مطالعه حاضر برای اولین بار فعالیت عضلات تنه (شکمی و پشتی) حین حفظ بار دینامیکی سینوسی با دو مؤلفه افقی و عمودی (شبیه‌سازی نوسانات مایعات) انجام و مورد بررسی قرار گرفت.

مواد و روش‌ها

این مطالعه از نوع شبه تجربی و روش نمونه‌گیری غیر احتمالی ساده بود. حجم نمونه با اطمینان ۹۵ درصد و با توان آزمون ۸۰ درصد بر اساس نتایج مطالعه مقدماتی و با استفاده از فرمول زیر در هر گروه محاسبه گردید.

$$n=\frac{\left(Z_{1-\alpha/2}+Z_{1-\beta}\right)^2\left(S_1^2+S_2^2\right)}{\left(\bar{x}_1-\bar{x}_2\right)^2}$$

در این تحقیق ۱۲ مرد سالم ۴۰-۲۰ ساله شرکت کردند. افرادی که سابقه کمردرد حداقل در یک سال اخیر و نیز سابقه ابتلا به کمردردی که بیش از سه ماه طول کشیده باشد را نداشتند، انتخاب شدند. تمامی افراد ابتدا پرسش‌نامه طراحی شده که حاوی اطلاعات سلامت کلی و بررسی ناهنجاری‌های ستون فقرات بود را تکمیل می‌کردند و چنان‌چه سابقه بیماری‌های قلبی- عروقی، تنفسی،

Archive of SID
www.mui.ac.ir
www.SID.ir

نورولوژیکی، شکستگی یا جراحی در ستون فقرات و یا اندام تحتانی، اختلال تعادلی، نقص بینایی، شنوایی یا شناختی، دیابت و یا مصرف دارویی مؤثر روی تعادل را داشتند، از مطالعه خارج شدند. همه شرکت کننده‌ها فرم موافقت آگاهانه کمیته اخلاق پزشکی دانشگاه تربیت مدرس را تکمیل کردند. این مطالعه توسط کمیته اخلاق پزشکی دانشگاه تربیت مدرس تأیید شد. آزمون‌ها از ساعت ۸ تا ۱۲ صبح در آزمایشگاه فیزیوتراپی دانشگاه تربیت مدرس انجام شد.

ابتدا مشخصات آنتروپومتریک شامل سن، قد و وزن افراد با استفاده از متر و ترازوی دیجیتالی ثبت گردید (جدول ۱). سپس جهت ثبت سیگنال‌های الکتریکی عضلات در حین انجام هر یک از فعالیت‌های مورد آزمایش از شش جفت الکترود سطحی یک‌بار مصرف دو قطبی از جنس نقره- کلرید نقره (Ag-Agcl) استفاده شد. چربی زیر پوستی محل‌های الکترودگذاری در هر فرد با استفاده از کالیپر اندازه‌گیری گردید تا از وجود چربی زیرپوستی کمتر از ۲/۵ سانتی‌متر که برای ثبت داده‌ها با الکترود سطحی مناسب است، اطمینان حاصل گردد. پس از انجام تیغ زدن و ساییدن پوست در محل‌های اتصال الکترودها، به منظور کاهش امپدانس، پوست با الکل طبی به طور کامل تمیز شد و در ادامه این الکترودها به صورت موازی با فیبرهای عضلانی و در طرف راست بدن به ترتیبی که محققان بیان نموده‌اند، چسبانده شد (۱۲-۱۰):

جدول ۱. مشخصات آنتروپومتریک افراد شرکت کننده (میانگین و انحراف معیار)

متغیر	
سن (سال)	۲۴/۹ ± ۵/۶
قد (سانتی‌متر)	۱۷۳/۵ ± ۶/۴
وزن (کیلوگرم)	۶۷/۴ ± ۱۰/۴
شاخص توده بدنی (کیلوگرم/متر مربع^2)	۲۲/۲ ± ۲/۵

۱- عضله راست شکمی (Rectus abdominal یا RA) در دو سانتی‌متر خارج خط میانی بدن و یک سانتی‌متر بالای ناف.

۲- عضله مایل خارجی شکمی (External oblique یا EO) در پانزده سانتی‌متری سمت طرفی ناف با زاویه ۴۰ درجه.

۳- عضله مایل داخلی شکمی (Internal oblique یا IO) در یک سانتی‌متر سمت داخلی برجستگی قدامی- فوقانی استخوان لگن (Anterior superior iliac spine یا ASIS).

۴- عضله مولتی فیدوس در سطح مهره پنجم کمری (L_5) در سه سانتی‌متری از خط وسط پشت.

۵- عضله ارکتوراسپاین پشتی (TES یا Thoracic erector spinae) در سطح مهره نهم پشتی (T_9) در پنج سانتی‌متری از خط وسط پشت.

۶- عضله ارکتوراسپاین کمری (LES یا Lumber erector spinae) در سطح مهره سوم کمری (L_3) در سه سانتی‌متری از خط وسط پشت.

الکترود زمین روی زایده استیلوییید استخوان اولنا قرار داده شد.

ثبت فعالیت عضلات توسط یک دستگاه هشت کاناله الکترومیوگرافی (ساخت شرکت بیومتریکس مدل LS ۹۰۰) و با نسخه نرم‌افزاری شماره ۵/۰ انجام گرفت. قبل از گردآوری اطلاعات به منظور نرمالیزاسیون داده‌های الکترومیوگرافی ابتدا سیگنال‌های مینیمم (در حالت خوابیده و ریلکس) و ماگزیمم (ماگزیمم انقباض ارادی ایزومتریک در چهار جهت خمیدگی به جلو (Flex.) و عقب (Ext.) و چرخش (Rot.) به سمت راست و چپ در حالت خوابیده) از عضلات تنه سمت راست بدن با سه تکرار به مدت ۵ ثانیه اخذ و ثبت می‌گردد. میزان فعالیت ماگزیمم هر عضله از بین چهار وضعیت آزمایش شده انتخاب شد. سپس گونیامتر الکتریکی (ساخت شرکت بیومتریکس مدل XM۱۸۰ /B) روی ستون فقرات کمری فرد در حالت ایستاده چسبانده می‌شد تا در زمان انجام آزمون‌ها، تغییرات زوایای تنه به طور لحظه‌ای روی مانیتور قابل مشاهده باشد و فرد با استفاده از بیوفیدبک بینایی وضعیت خمیده ۳۰ درجه را حفظ کند (شکل ۱، قسمت الف). در مرحله بعدی فرد در وضعیت ایستاده قرار می‌گرفت. سیگنال‌های الکتریکی حین آزمون‌های حفظ بارهای استاتیک و دینامیک با سه تکرار به طور تصادفی و به مدت ۵ ثانیه اخذ و ثبت می‌گردید. در فواصل هر آزمون مدت زمان کافی استراحت به فرد داده می‌شد (شکل ۱، قسمت ب و ج).

Archive of SID
www.mui.ac.ir
www.SID.ir

الف ب ج

شکل ۱. الف: محل قرارگیری گونیامتر، ب: وضعیت خمیده و ج: وضعیت نوترال

آزمون‌ها شامل موارد زیر است (جدول ۲):

جدول ۲. متغیرهای مستقل در آزمون‌ها

نوع بار	استاتیک	۱۰هرتز
		۱۵هرتز
	دینامیک	
وضعیت تنه	نوترال	
	خمیده	
وزن بار	۷ کیلوگرم	
	۱۲ کیلوگرم	

۱- در وضعیت ایستاده، بار استاتیک ۷ کیلوگرمی

۲- تنه در وضعیت خمیده ۳۰ درجه، بار استاتیک ۷ کیلوگرمی

۳- در وضعیت ایستاده، بار استاتیک ۱۲ کیلوگرمی

۴- تنه در وضعیت خمیده ۳۰ درجه، بار استاتیک ۱۲ کیلوگرمی

۵- در وضعیت ایستاده، بار استاتیک ۷ کیلوگرمی به اضافه اغتشاش دینامیکی ۱۰ هرتز

۶- تنه در وضعیت خمیده ۳۰ درجه، بار استاتیک ۷ کیلوگرمی به اضافه اغتشاش دینامیکی ۱۰ هرتز

۷- در وضعیت ایستاده، بار استاتیک ۱۲ کیلوگرمی به اضافه اغتشاش دینامیکی ۱۰ هرتز

۸- تنه در وضعیت خمیده ۳۰ درجه، بار استاتیک ۱۲ کیلوگرمی به اضافه اغتشاش دینامیکی ۱۰ هرتز

۹- در وضعیت ایستاده، بار استاتیک ۷ کیلوگرمی به اضافه اغتشاش دینامیکی ۱۵ هرتز

۱۰- تنه در وضعیت خمیده ۳۰ درجه، بار استاتیک ۷ کیلوگرمی به اضافه اغتشاش دینامیکی ۱۵ هرتز

۱۱- در وضعیت ایستاده، بار استاتیک ۱۲ کیلوگرمی به اضافه اغتشاش دینامیکی ۱۵ هرتز

۱۲- تنه در وضعیت خمیده ۳۰ درجه، بار ۱۲ کیلوگرمی به اضافه اغتشاش دینامیکی ۱۵ هرتز

انتخاب شرایط آزمایش برای قرارگیری در زاویه ۳۰ درجه خمیدگی نیز بر اساس وفور انجام فعالیت‌های حمل بار در زاویه ۳۰ تا ۳۵ درجه صورت گرفت (۱۲-۱۰). به منظور یکسان‌سازی شرایط نگه‌داری بار در افراد مورد آزمون، آرنج در وضعیت خمیده ۹۰ درجه و بازوها چسبیده به بدن قرار گرفت. بار خارجی شامل بارهای استاتیکی به اضافه بار دینامیکی سینوسی است که در کل بار خارجی نهایی خاصیت دینامیکی متغیر خواهد داشت. بارهای استاتیکی که شامل دو وزنه ۷۰ و ۱۲۰ نیوتنی بود با توجه به شرایط آسیب‌رسان نبودن آن‌ها (مقایسه با سایر مطالعات قبلی) انتخاب گردید.

در این مطالعه برای اولین بار سیستم تولید و کنترل بار متغیر دینامیکی طراحی و ساخته شد. برای دستیابی به نیروی دینامیکی متغیر با زمان، از مکانیزم ارتعاش دیسک دوار با جرم خارج از مرکز استفاده گردید. نیروی دینامیکی به صورت سینوسی (پریودیک) بوده است. نیروی دینامیکی مورد استفاده در این مطالعه از نوع نزولی با فرکانس ابتدایی ۱۰ و ۱۵ هرتز بود که با دو مؤلفه افقی (در راستای قدامی- خلفی) و عمودی

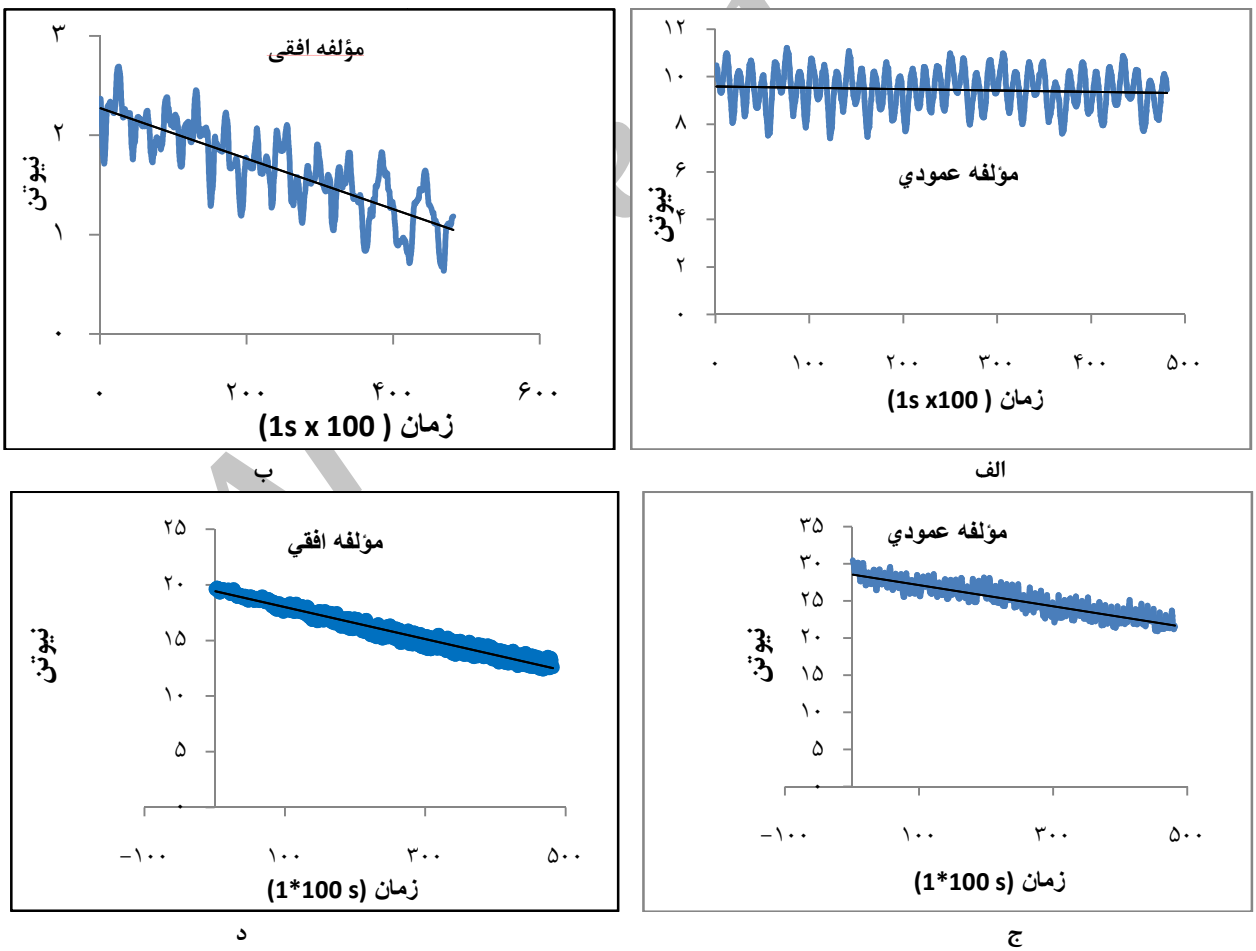
Archive of SID
www.mui.ac.ir
www.SID.ir

(در راستای شتاب جاذبه) به فرد اعمال می‌گردید. نیروی دینامیکی نزولی با استفاده از کاهش فرکانس ابتدایی سیستم تولید گردید. مقدار تغییرات دو مؤلفه نیرو در بازه زمانی ۵ ثانیه (حین حفظ بار و اخذ داده‌ها) در دو فرکانس ابتدایی ۱۰ و ۱۵ هرتز با قرارگیری دستگاه روی صفحه نیرو محاسبه گردید که در شکل ۲ نمایش داده شده است. میزان تکرارپذیری نیروی دینامیکی تولید شده توسط سیستم ۹/۰ بود. جهت آنالیز داده‌ها از آزمون آنالیز واریانس تکرار شونده (Repeated mesurement test) استفاده شد.

یافته‌ها

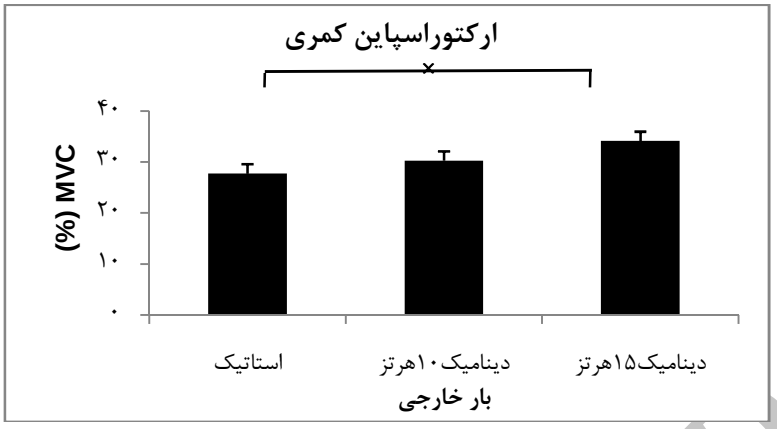
نتایج بررسی تکرارپذیری فعالیت عضلات تنه (RMS یا Root mean square) نشان داد که در تمام آزمون‌ها تکرارپذیری هر شش عضله (راست شکمی، مایل داخلی و خارجی شکمی، ارکتوراسپاین پشتی و کمری و مولتی فیدوس) در سطح عالی (ICC > ۰/۹۰) می‌باشد.

اثر متقابل نوع بار در مقدار بار بر فعالیت عضله ارکتوراسپاین کمری سمت راست معنی‌دار بوده است (P = ۰/۰۴). فعالیت عضله ارکتوراسپاین کمری سمت راست در زمان حفظ بار دینامیکی ۱۵ هرتز ۷ کیلوگرمی در مقایسه با بار استاتیک ۷ کیلوگرم به طور معنی‌داری افزایش می‌یابد (شکل ۳). نتایج نشان داد که فعالیت عضله ارکتوراسپاین پشتی و مولتی فیدوس حین نگهداری بارهای دینامیکی افزایش یافته اما معنی‌دار نبوده است. فعالیت عضلات شکمی (راست شکمی، مایل داخلی و خارجی شکمی) حین حفظ بارهای دینامیکی در مقایسه با بار استاتیک معنی‌دار به دست نیامد (جدول ۳).



شکل ۲. تغییرات مؤلفه‌های افقی و عمودی. الف- ب: ۱۰ هرتز، ج- د: ۱۵ هرتز

www.mui.ac.ir
www.SID.ir



شکل ۳. مقایسه فعالیت عضله ارکتوراسپاین کمری بین بارهای استاتیک و دینامیک

جدول ۳. فعالیت عضلات شکمی (میلی‌ولت) حین حفظ بار دینامیک (میانگین و انحراف معیار)

	راست شکمی	مایل خارجی	مایل داخلی
۷ کیلوگرم بار استاتیک + بار دینامیک هرتز ۱۰ بار تنه نوترال	۱/۵۵ ±۱/۱۶	۲/۳۵ ± ۰/۷۴	۱۰/۲۳ ± ۴/۱۰
۷ کیلوگرم بار استاتیک + بار دینامیک هرتز ۱۰ بار تنه خمیده	۱/۷۷ ± ۱/۰۱	۲/۱۲ ± ۰/۸۳	۵/۵۰ ± ۲/۷۶
۷ کیلوگرم بار استاتیک + بار دینامیک هرتز ۱۵ بار تنه نوترال	۱/۵۶ ± ۱/۰۱	۲/۷۷ ± ۱/۲۵	۶/۹۰ ± ۳/۷۷
۷ کیلوگرم بار استاتیک + بار دینامیک هرتز ۱۵ بار تنه خمیده	۲/۱۰ ± ۱/۲۵	۲/۶۰ ± ۱/۴۸	۴/۳۹ ± ۲/۸۵
۱۲کیلوگرم بار استاتیک +بار دینامیک هرتز ۱۰ بار تنه نوترال	۱/۷۷ ± ۱/۰۱	۳/۲۲ ± ۱/۳۱	۹/۷۱ ± ۴/۲۶
۱۲ کیلوگرم بار استاتیک + بار دینامیک هرتز ۱۰ بار تنه خمیده	۲/۳۶ ± ۱/۷۵	۲/۷۷ ± ۱/۵۵	۱۱/۱۵ ± ۶/۸۵
۱۲ کیلوگرم بار استاتیک + بار دینامیک هرتز ۱۵ بار تنه نوترال	۲/۱۲ ± ۲/۵۴	۱/۷۹ ± ۲/۰۳	۱۱/۷۸ ± ۷/۶۳
۱۲ کیلوگرم بار استاتیک + بار دینامیک هرتز ۱۵ بار تنه خمیده	۲/۰۵ ± ۱/۰۹	۳/۰۴ ± ۱/۸۲	۸/۵۲ ± ۴/۹۲

بحث

تغییرات گشتاور وارد شده به ستون فقرات در بارهای متغیر دینامیکی می‌تواند ثبات ستون فقرات را تهدید کند و متعاقب آن هم فعالیتی عضلات جهت تأمین ثبات ستون فقرات افزایش می‌یابد. این هم فعالیتی عضلانی منجر به افزایش بار روی بافت‌ها و مفاصل می‌گردد (۷). در این مطالعه، اثر نوع بار، بار بر فعالیت عضلات راست شکمی، مایل داخلی و خارجی شکمی، ارکتوراسپاین پشتی و کمری و مولتی فیدوس بررسی شد. به لحاظ قرینه بودن کلیه فعالیت‌ها در این مطالعه از عضلات شکمی و پشتی سمت راست بدن ثبت الکتریکی به عمل آمد.

شایان ذکر است تفاوت‌های مشاهده شده در میزان فعالیت عضلانی بین بارهای استاتیک و دینامیک نشأت گرفته از ماهیت متفاوت دو نوع بار می‌باشد. در این مطالعه در بار دینامیکی اغتشاشات سینوسی در صفحه ساجیتال با دو مؤلفه افقی و عمودی به بار استاتیک اضافه گردید و

www.mui.ac.ir
www.SID.ir

ماهیت بار استاتیک را به دینامیک تغییر یافت؛ در واقع مقدار جرم در هر دو بار یکسان است ولی نیروهای اعمالی متفاوت می‌باشد. در مطالعه Van Dieen و همکاران، یخ به عنوان بار استاتیک و با همان مقدار وزن بار محتوی آب به عنوان بار دینامیک مقایسه شده است (۷). در حالی که در فعالیت باربرداری اغتشاشات ناشی از نوسانات آب نیز به بار اضافه می‌گردد که در مجموع نیروی اعمال شده در بار دینامیک (آب) بیشتر از استاتیک (یخ) خواهد بود و این امر خود نشانگر ماهیت بار دینامیکی در مقایسه با همان مقدار بار استاتیک است.

تکرارپذیری فعالیت عضلات تنه (راست شکمی، مایل داخلی و خارجی شکمی، ارکتوراسپاین پشتی و کمری و مولتی فیدوس) در سطح عالی (ICC > ۰/۹۰) بوده است. تنها یک مطالعه در زمینه تکرارپذیری فعالیت عضلات در بیماران مبتلا به کمردرد و افراد سالم موجود می‌باشد. Dankaerts و همکاران، تکرارپذیری میزان فعالیت عضلات شکمی را حین انقباضات ماگزیمم و ساب-ماگزیمم در یک روز و بین دو روز بررسی کردند. طبق نتایج، انقباضات ساب-ماگزیمم تکرارپذیری بالاتری را بین دو روز نشان داد (۱۳). در این مطالعه فعالیت عضله ارکتوراسپاین کمری حین حفظ بار دینامیکی در مقایسه با بار استاتیک به طور معنی‌داری افزایش یافته است. فعالیت عضله ارکتوراسپاین پشتی و مولتی فیدوس نیز حین حفظ بار دینامیکی بیشتر از استاتیک است اما این افزایش معنی نشده است.

سیستم عضلات گلوبال دربرگیرنده عضلات سطحی و بزرگ تنه بوده است که عضله ارکتوراسپاین یکی از این عضلات می‌باشد. عمل این عضلات نه تنها، شرکت در حرکت ستون فقرات، بلکه، انتقال بار از قفسه سینه به لگن می‌باشند. عملکرد اصلی این عضلات، ایجاد تعادل در بارهای خارجی است که روی تنه وارد می‌شود؛ به طوری که بعد از عملکرد این عضلات، مقدار بار خارجی که به کمر انتقال می‌یابد، آنقدر کم می‌شود که توسط عضلات لوکال قابل کنترل می‌باشد. بدین ترتیب، در تنوعی از بارهای خارجی که در طی فعالیت متداول روزانه بر روی ستون فقرات وارد می‌شود، توسط این عضلات، چنان ستون فقرات با آن تطابق می‌یابد، که در نهایت برایند آن‌ها روی کمر و سگمان‌ها همواره مینیمم است (۱۴).

افزایش فعالیت عضلانی به عنوان بخشی از استراتژی که سفتی عضلانی را افزایش می‌دهد، جهت پایداری ستون فقرات در محیط‌های ناپایدار به کار گرفته می‌شود (۱۶، ۱۵). افزایش فعالیت عضلانی هم از طریق افزایش سفتی عضلانی و هم افزایش فشار وارد شده بر مهره پایداری مهره را افزایش می‌دهد (۱۷). در مطالعه حاضر با گشتاور فلکسوری ناشی از بار در نوع دینامیک بیشتر از استاتیک خواهد بود. نقش عضلات اکستانسور بیشتر در گشتاورهای فلکسوری روی ستون فقرات می‌باشد بنابراین عضلات ارکتور اسپاین کمری با افزایش فعالیت خود حین حفظ بارهای دینامیکی در مقایسه با بار استاتیک گشتاور فلکسوری را جبران می‌کند. در مطالعه Magnusson و همکاران گزارش شده است که اعمال بار ناگهانی نسبت به بار استاتیک، باعث ایجاد نیروی عضلانی بیشتر می‌گردد (۱۸). Cresswell و همکاران نیز در مطالعه خود مشاهده کردند که با اعمال بار غیر منتظره، فعالیت عضلات شکمی و پشتی افزایش می‌یابد. پس از اعمال اغتشاش، مکانیسم عصبی ایجاد می‌شود که در آن با افزایش فعالیت جهت کاهش شتاب و حفظ بالانس عضلاتی که با اعمال اغتشاش، تحت کشش قرار گرفته‌اند، تنه به حالت اولیه برگردانده می‌شود (۱۹). Lariviere و همکاران، الگوی فعالیت عضلانی را حین باربرداری میله و دمبل در وضعیت نشسته روی سطوح صندلی و توپ در افراد سالم بررسی کردند. نتایج نشان داد که فعالیت عضله Upper spine در حین باربرداری میله در وضعیت نشسته روی توپ در مقایسه با وضعیت نشسته روی صندلی بیشتر است (۲۰).

مطالعه Lee و Lee، تنها مطالعه موجود در زمینه بررسی فعالیت عضلانی حین حفظ بار دینامیکی می‌باشد. که با نتایج مطالعه حاضر همسو می‌باشد. نتایج مطالعه Lee و Lee نشان داد که میزان فعالیت عضله ارکتوراسپاین هنگام نگهداری بار متغیر دینامیکی که (حرکت جرم روی سطح شیب‌دار جهت خلفی به قدامی)، افزایش می‌یابد. در واقع تغییر در الگوی

Archive of SID
www.mui.ac.ir
www.SID.ir

فعالیت عضلات ناشی از پاسخ سیستم عصبی مرکزی به نیاز بیشتر به ثبات در زمان اعمال اغتشاش خارجی است (۶). همان طور که از قبل اشاره شد فعالیت عضله ارکتوراسپاین پشتی و مولتی فیدوس نیز حین حفظ بار دینامیکی بیشتر از استاتیک است اما این افزایش معنی‌دار نشده است. به نظر می‌رسد با افزایش تعداد نمونه افزایش فعالیت عضله ارکتوراسپاین پشتی به عنوان یکی از عضلات کنترل کننده گشتاور فلکسوری نیز معنی‌دار شود. نقش عضله مولتی فیدوس در غالب سیستم عضلات لوکال می‌باشد در حالی که عضله ارکتوراسپاین کمری به عنوان عضله گلوبال، باید جهت کنترل افزایش گشتاور فلکسوری در بار دینامیکی فعالیتش را به طور قابل ملاحظه‌ای افزایش دهد.

در این مطالعه طبق نتایج مشاهده شد که فعالیت عضلات شکمی حین حفظ بارهای دینامیک بیشتر از استاتیک بود اما تفاوت معنی‌دار نبوده است. کم بودن سطح بار را می‌توان به عنوان یکی از علل احتمالی عدم مشاهده تفاوت معنی‌دار در فعالیت عضلات شکمی بین دو نوع بار استاتیک و دینامیکی مطرح نمود. این احتمال وجود دارد که چنان‌چه اغتشاشات حاصل شده از بارهای دینامیکی بیشتر شود، به دلیل افزایش نیاز به تأمین پایداری ستون مهره‌ها، فعالیت عضلات شکمی نیز افزایش می‌یابد تا هم انقباضی عضلات اگونیست و آنتاگونست منجر به سفتی تنه و کنترل اغتشاشات خارجی گردد.

از طرف دیگر، افزایش فعالیت عضلانی منجر به افزایش سفتی و پایداری مهره می‌شود اما گاهی میزان افزایش کم در عضلات جهت تأمین پایداری دینامیک کفایت می‌کند (۲۱). به نظر می‌رسد عضلات مایل شکمی که نقش مهمی در تأمین ثبات ستون فقرات را به عهده دارند به دلیل سطح بالای فعالیت پایه، نیاز به افزایش پایداری را در شرایط دینامیکی نسبت به استاتیک، با افزایش فعالیت محدود تأمین می‌کنند. حال شاید بتوان گفت با توجه به سطوح کم افزایش فعالیت، عدم معنی‌دار شدن عضلات مایل شکمی قابل توجیه باشد. علاوه بر این چون افزایش فعالیت عضلانی منجر به افزایش نیروهای فشاری روی ستون فقرات می‌گردد، به نظر می‌رسد سیستم عصبی مرکزی سعی می‌کند با کمترین میزان فعالیت عضلانی ممکن گشتاورهای حاصل شده از بارهای خارجی را خنثی نماید؛ بنابراین تنها با افزایش فعالیت عضلات اکستانسور با گشتاور فلکسوری بار مقابله می‌کند و تا زمانی که نیاز نباشد فعالیت عضلات شکمی را به طور چشمگیر افزایش نمی‌دهد تا از اعمال نیروهای فشاری بیش از حد روی ستون فقرات جلوگیری گردد. El-Rich و همکاران با استفاده از مدل‌سازی، میزان فعالیت عضلات پشتی و شکمی را حین حفظ بار مورد مطالعه قرار دادند. طبق نتایج میزان فعالیت عضلات اکستانسور با افزایش بار افزایش یافته است اما فعالیت عضلات شکمی بیشتر نشده بود. آن‌ها این عدم افزیش فعالیت عضلات شکمی را ناشی از کارآیی بیشتر این عضلات به دلیل بازوی گشتاور بزرگتر آن‌ها نسبت به عضلات اکستانسور می‌دانند (۲۲).

مطالب ذکر شده می‌تواند از دلایل احتمالی عدم افزایش معنی‌دار فعالیت عضلات شکمی حین حفظ بار دینامیکی باشد. باید به این نکته نیز توجه نمود که نتایج این مطالعه تنها در مورد جمعیت مردان سالم ۴۰-۲۰ ساله قابل تعمیم می‌باشد. ثابت بودن حداقل بار استاتیک با توجه به وزن دستگاه از محدودیت‌های این مطالعه می‌باشد.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج به دست آمده، افزایش فعالیت عضلات ارکتوراسپاین حین حفظ بارهای دینامیکی منجر به افزایش نیروهای فشاری روی ستون فقرات و احتمال بروز آسیب می‌گردد. بنابراین جهت جلوگیری از بروز آسیب، علاوه بر مقدار بار (کیلوگرم)، نوع بار خارجی (استاتیک یا دینامیک) نیز باید در فعالیت‌های باربرداری و نگهداشتن بار مورد توجه قرار گیرد. بدین منظور پیشنهاد می‌شود نوع بار خارجی نیز در محاسبه مقدار بار ایمن نظر گرفته شود.

پیشنهادها

پیشنهاد می‌گردد جهت بررسی بیشتر، فعالیت عضلات تنه حین باربرداری بارهای دینامیکی و نیز در هر دو جنس (زن و مرد) ارزیابی گردد.

Archive of SID
www.mui.ac.ir
www.SID.ir

تشکر و قدردانی

این تحقیق مستخرج از رساله دکتری رشته فیزیوتراپی می‌باشد و با حمایت مالی دانشکده علوم پزشکی دانشگاه تربیت مدرس انجام شده است.

References

1. Liddle SD, Baxter GD, Gracey JH. Exercise and chronic low back pain: what works? Pain 2004; 107(1-2): 176-90.
2. Bogduk N, Twomey LT. Clinical anatomy of the lumbar spine. 2nd ed. Philadelphia, PA: Churchill Livingstone; 1991.
3. Davis KG, Marras WS, Heaney CA, Waters TR, Gupta P. The impact of mental processing and pacing on spine loading: 2002 Volvo Award in biomechanics. Spine (Phila Pa 1976) 2002; 27(23): 2645-53.
4. Andersson GB, Ortengren R, Nachemson A. Intradiskal pressure, intra-abdominal pressure and myoelectric back muscle activity related to posture and loading. Clin Orthop Relat Res 1977; (129): 156-64.
5. Cholewicki J, Simons AP, Radebold A. Effects of external trunk loads on lumbar spine stability. J Biomech 2000; 33(11): 1377-85.
6. Lee YH, Lee TH. Muscle response while holding an unstable load. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2002; 17(4): 250-6.
7. van Dieen JH, Kingma I, van Der Bug P. Evidence for a role of antagonistic cocontraction in controlling trunk stiffness during lifting. J Biomech 2003; 36(12): 1829-36.
8. Silfies SP, Squillante D, Maurer P, Westcott S, Karduna AR. Trunk muscle recruitment patterns in specific chronic low back pain populations. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2005; 20(5): 465-73.
9. Granata KP, Wilson SE. Trunk posture and spinal stability. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2001; 16(8): 650-9.
10. Hodges PW, Richardson CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. Spine (Phila Pa 1976) 1996; 21(22): 2640-50.
11. van Dieen JH, Cholewicki J, Radebold A. Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. Spine (Phila Pa 1976) 2003; 28(8): 834-41.
12. Mannion AF, Adams MA, Dolan P. Sudden and unexpected loading generates high forces on the lumbar spine. Spine (Phila Pa 1976) 2000; 25(7): 842-52.
13. Dankaerts W, O'Sullivan PB, Burnett AF, Straker LM, Danneels LA. Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and sub-maximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLBP patients. J Electromyogr Kinesiol 2004; 14(3): 333-42.
14. Richardson C, Hodges P, Hides J. Therapeutic Exercise for Lumbopelvic Stabilization: A Motor Control Approach for the Treatment and Prevention of Low Back Pain. 2nd ed. Philadelphia, PA: Churchill Livingstone; 2004.
15. Vera-Garcia FJ, Brown SH, Gray JR, McGill SM. Effects of different levels of torso coactivation on trunk muscular and kinematic responses to posteriorly applied sudden loads. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2006; 21(5): 443-55.
16. Bazrgari B, Shirazi-Adl A, Parnianpour M. Transient analysis of trunk response in sudden release loading using kinematics-driven finite element model. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2009; 24(4): 341-7.
17. van Dieen JH, Selen LP, Cholewicki J. Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. J Electromyogr Kinesiol 2003; 13(4): 333-51.
18. Magnusson ML, Aleksiev A, Wilder DG, Pope MH, Spratt K, Lee SH, et al. European Spine Society--the AcroMed Prize for Spinal Research 1995. Unexpected load and asymmetric posture as etiologic factors in low back pain. Eur Spine J 1996; 5(1): 23-35.
19. Cresswell AG, Oddsson L, Thorstensson A. The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing. Exp Brain Res 1994; 98(2): 336-41.
20. Lariviere C, Gagnon D, Loisel P. A biomechanical comparison of lifting techniques between subjects with and without chronic low back pain during freestyle lifting and lowering tasks. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2002; 17(2): 89-98.
21. Kohler JM, Flanagan SP, Whiting WC. Muscle activation patterns while lifting stable and unstable loads on stable and unstable surfaces. J Strength Cond Res 2010; 24(2): 313-21.
22. El-Rich M, Shirazi-Adl A, Arjmand N. Muscle activity, internal loads, and stability of the human spine in standing postures: combined model and in vivo studies. Spine (Phila Pa 1976) 2004; 29(23): 2633-42.

Archive of SID

www.mui.ac.ir www.SID.ir

The effect of dynamic and static loads on trunk muscle activities

Neda Ershad[1], Sedigheh Kahrizi[*], Mohamad Parnianpour[2], Mahmoud Reza Azghani[3], Anoushiravan Kazem Nejad[4]

Original Article

Abstract

Introduction: Low back pain following load-carrying and holding is an important factor resulted in functional disability for clients and considerable economic losses. Dynamic load imposes varying moments about the intervertebral joints and causes the greatest threat to spinal stability. The goal of present study was to evaluate the effect dynamic and static loads on trunk muscle activation to provide more accurate assessment of lumbar spine injury.

Materials and Methods: Twelve healthy men (20-40 years old) participated in this study. In the assessment day, subjects held dynamic and static loads in neutral and flexed trunk positions (in 12 selected conditions). Muscles activity (%MVC) of rectus abdominal, internal and external oblique abdominal, lumbar and thoracic erectorspine and multifidus muscles were calculated by using surface electromyography.

Results: The results have significantly demonstrated that the higher lumbar erectorspine muscles activity during holding dynamic loads in comparison to static condition. Activity of abdominal, thoracic erectorspine and multifidus muscles increased while holding dynamic loads but it was not prominently significant ($P > 0.05$).

Conclusion: Higher activity of erectorspine muscle during holding dynamic loads increases compression load on spine; so in addition of mass (Kg), type of load (static or dynamic) must be intentioned in manual material handling to prevent spinal injury.

Keywords: Dynamic and static load, EMG, Trunk muscle, Load holding and carrying

Archive

Citation: Ershad N, Kahrizi S, Parnianpour M, Azghani MR, Kazem Nejad A. **The effect of dynamic and static loads on trunk muscle activities.** J Res Rehabil Sci 2013; 8(6): 1077-86.

Received date: 10/9/2012 Accept date: 15/12/2012

*Assistant Professor, Department of Physiotherapy, School of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran (Corresponding Author) Email: kahrizis@modares.ac.ir
1- Assistant Professor, Department of Physiotherapy, School of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran
2- Professor, Department of Biomechanics, School of Mechanic, Sharif University of Technology, Tehran, Iran
3- Assistant Professor, Department of Biomechanics, School of Mechanic, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran
4- Professor, Department of Biostatistics, School of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

www.SID.ir