

بررسی تأثیر بار خارجی و وضعیت تنه بر فعالیت الکتریکی عضلات تنه در زنان سالم

ندا ارشاد^۱، دکتر صدیقه کهریزی^۲، دکتر سید محمد فیروزآبادی^۳، دکتر سقراط فقیهزاده^۴

چکیده

سابقه و هدف: مطالعات اپیدمیولوژیک نشان داده است که کمردرد به دنبال باربرداری، مهمترین اختلال در سیستم عضلانی-اسکلتی می‌باشد و در جوامع صنعتی از شیوع بالایی نیز برخوردار است. طبق تحقیقات انجام شده ۷۰ تا ۸۵٪ مردم کمردرد را در طول زندگی خود تجربه میکنند. اطلاعات در مورد چگونگی فعال شدن عضلات حین حفظ بار و یا اخذ پاسجر خمیده تنه، اندک میباشد لذا این مطالعه باهدف بررسی تأثیر بار خارجی و وضعیت تنه بر فعالیت الکتریکی عضلات تنه انجام شده است.

مواد و روشها: این مطالعه از نوع تجربی است که بر روی ۱۰ زن سالم بدون سابقه کمردرد انجام شده است. با استفاده از دو حسگر شیب سنج، سیستم الکترومیوگرافی پنج کاناله و الکتروود سطحی، فعالیت الکتریکی عضلات سمت راست (ارکتور اسپاین-مولتی فیدوس-راست شکمی-مایل داخلی-مایل خارجی) بررسی شد. شش فعالیت استاتیک با سه سطح بار خارجی (صفر و شش و دوازده کیلوگرم) و دو وضعیت تنه (نوترال و خمیده ۳۰ درجه) مورد بررسی قرار گرفت. داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند.

یافته‌ها: با افزایش بار خارجی فعالیت الکتریکی عضلات پشتی و شکمی افزایش معنی دار یافت ($P < 0/05$). همچنین با افزایش زاویه خمیدگی تنه، میزان فعالیت الکتریکی عضلات پشتی افزایش معنی دار یافت ($P < 0/05$).

بحث: با افزایش بار خارجی بر میزان فعالیت عضلات تنه (شکمی و پشتی) افزوده می‌گردد. در واقع هم فعالیتی عضلات شکمی و پشتی، ثبات ستون فقرات را حین حفظ بار خارجی تأمین می‌نماید. وضعیت خمیده تنه نیز از جمله وضعیت‌هایی است که نیاز ستون فقرات به ثبات را افزایش می‌دهد. نقش عضلات پشتی در این وضعیت جهت حفظ ثبات و کنترل میزان خمیدگی، در زمان حفظ بار و پیشگیری از کمردرد ضروری به نظر میرسد.

کلمات کلیدی: الکترومیوگرافی، بار خارجی، عضلات تنه، فعالیت استاتیک، وضعیت تنه.

مقدمه

در طول زندگی خود تجربه می‌کنند که حدود ۸۰٪ از آنها بروز مجدد را گزارش کرده‌اند (۱). ۵۶٪ آمریکائیان حداقل یک روز در سال، ۳۴٪ شش روز و ۱۴٪ بیش از یک ماه در سال از کمردرد رنج می‌برند (۲).

باربرداری و حفظ آن فعالیت شایع در بسیاری از مشاغل است که می‌تواند عامل ایجاد کمردرد باشد. اما هنوز اطلاعات در مورد تأثیر

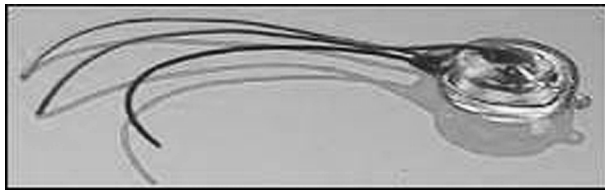
کمردرد یکی از عمده گرفتاریهایی است که به خصوص در جوامع صنعتی مشاهده می‌شود و عامل مهمی در ایجاد ناتوانی عملکردی برای بیمار و ضررهای سنگین اقتصادی است. به همین دلیل مطالعات فراوانی در مورد عامل بروز و راههای پیشگیری و درمان آن انجام شده است. طبق تحقیقات انجام شده ۷۰ تا ۸۵٪ مردم کمردرد را

۱- کارشناس ارشد رشته فیزیوتراپی، دانشگاه تربیت مدرس، دانشکده پزشکی، گروه فیزیوتراپی

۲- استادیار گروه فیزیوتراپی، دانشگاه تربیت مدرس، دانشکده پزشکی، گروه فیزیوتراپی (*نویسنده مسؤول)
تلفن: ۰۲۱-۸۸۰۸۱۸۲، دورنگار: ۰۲۱-۸۸۰۱۳۰۳۰ آدرس الکترونیکی: kahrizis@modares.ac.ir

۳- دانشیار گروه فیزیکی پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، دانشکده پزشکی، گروه فیزیکی پزشکی

۴- استاد آمار حیاتی، دانشگاه تربیت مدرس، دانشکده پزشکی، گروه آمار زیستی



شکل ۱- حسگر شیب سنج الکترولیته

قبل از استفاده از حسگرها طی مراحل کالیبراسیون، دقت هر یک از آنها به تفکیک مشخص شد. به منظور نرمالیزه کردن وضعیت نوترال و ایستاده افراد مورد آزمایش، مقدار انحراف لگن و پشت (تنه فوقانی) افراد (موقعیت قرار گیری حسگرهای شیب سنج) نسبت به خط ثقل اندازه گیری و ثبت شد. پس از ورود انحرافات حاصل به نرم افزار ثبت حسگرهای شیب سنج، حسگرهای شیب سنج با احتساب انحراف هر فرد نسبت به خط ثقل، تغییرات زاویه‌ای افراد را در لگن و تنه ثبت و ذخیره می‌کرد. به این منظور از دو گونیامتر لگن و توراکس استفاده شد. از نرم افزاری که در محیط Lab VIEW نوشته شده بود به منظور ثبت، ضبط و آنالیز داده‌های حسگرهای کینماتیکی استفاده شد. این نرم افزار دارای نشانگر صوتی بود که موقعیت فرد آزمایش شونده را به محض رسیدن به فعالیت مورد نظر (زاویه ۳۰ درجه خمیدگی در تنه) مشخص و اعلام می‌کرد. همچنین این نرم افزار با ارسال سیگنال شروع و پایان موجب همزمانی در ثبت سیگنال الکترومیوگرافی از عضلات تنه را فراهم می‌آورد. به منظور انجام ثبت، توسط دستگاه EM_{S_8} ، از پنج جفت الکترود سطحی یکبار مصرف دوقطبی^۲ الکترومیوگرافی از جنس نقره-کلراید نقره (Ag-AgCl) استفاده شد که موازی با فیبرهای عضلات راست شکمی (Rectus abdominis)، مایل خارجی شکمی (External oblique)، مایل داخلی شکمی (Internal oblique)، راست کننده ستون فقرات (Erector spine) و مولتی فیدوس (Multifidus)، به ترتیبی که محققان بیان نموده‌اند (۳-۵ و ۱۹-۲۱) روی آنها چسبانده شد. به لحاظ قرینه بودن کلیه فعالیتها در این مطالعه، از عضلات شکمی و پشتی سمت راست بدن ثبت الکتریکی به عمل آمد تا بعداً بتوان نتایج بدست آمده را به کل بدن تعمیم داد. پس از ثبت، سیگنالهای خام الکترومیوگرافی تقویت شد ($gain=50000$)، سپس فیلتر شد تا پهنای باند ۱۰۰-۱۰۰۰ Hz ایجاد کند. توسط نرم افزاری

بارروی فعال شدن عضلات به طور همزمان با بررسی های کینماتیکی و کینتیکی، اندک می‌باشد. تحقیقات پیشین نتوانسته‌اند جواب قاطعی در مورد تأثیر وضعیت تنه و بار خارجی بر فعالیت عضلات تنه ارائه دهند (۳-۱۳). وقتی چندین متغیر از انجام یک فعالیت در نظر گرفته شود، اطلاعات و دانسته‌ها در مورد چگونگی برانگیختگی عضلات اندک است. الگوی برانگیختگی عضلات تحت چنین شرایطی یکسان نمی‌باشد، این الگو می‌تواند از فردی به فرد دیگر و در یک فرد از یک زمان به زمان دیگر متفاوت باشد (۱۴). الگوی برانگیختگی عضلات همگام با تغییر زاویه rotation تنه تغییر می‌کند تا با نیروی وارد شده روی کمر مقابله نماید. بیشترین علت تغییر در الگوی عضلات بخاطر تغییر در بردار واحد نیرو در عضله ناشی از تغییر در بازوی گشتاور و جهت فیبرهای عضلات نسبت به ستون فقرات است (۱۵ و ۱۶). برانگیختگی مناسب از فعالیت عضلات منجر به ایجاد ثبات، در برابر وارد شدن بارهای بسیار بزرگ به ستون فقرات می‌شود (۱۷). هدف این مطالعه بررسی چگونگی الگوی فعالیت عضلات مختلف تنه تحت تأثیر برخی پارامترها مانند بار خارجی و وضعیت تنه است.

مواد و روشها

این مطالعه از نوع تجربی است که بر روی ۱۰ زن سالم با میانگین سن ۲۵/۴ سال، قد ۱۶۲/۶ سانتیمتر و وزن ۵۵/۴ کیلوگرم، با حداکثر دو زایمان، بدون سابقه بیماریهای قلبی-عروقی یا اسکلتی-عضلانی انجام شد. افراد شرکت کننده ورزشکار نبودند. نمونه گیری به صورت ساده غیر تصادفی انجام شد. به منظور اطمینان از ثبت الکترومیوگرافی بانویز کمتر و به صورت بهینه ضخامت چین پوستی ناحیه شکم با کالیپر اندازه گیری شد و در صورتی که کمتر از ۲۵ میلی متر بود فرد در مطالعه شرکت داده می‌شد (۱۸ و ۱۵). به منظور اطلاع دقیق از میزان خمیدگی توراکس (تنه فوقانی) نسبت به لگن در حین انجام هر یک از «فعالیت»های مورد آزمایش و همچنین آگاهی از وضعیت لگن و کمر، از یک جفت حسگر الکترولیته (مدل ۰۷۲۵ - U. S. A - Fredericks Co.) استفاده شد که با قرار گیری یکی بر روی سطح مهره‌ای T_{11} - T_{12} و دیگری بر روی مهره S_1 ، در هر لحظه میزان خمیدگی تنه فوقانی نسبت به لگن مشخص می‌گردید (شکل ۱).

مینیمم فعالیت الکتریکی عضله: min value
 فعالیت عضله حین انجام آزمایش: test value
 پس از آن افراد تحت یکی از فعالیت‌های ۶ گانه مورد آزمون به صورت کاملاً تصادفی قرار می‌گرفتند (شکل ۲).
 فعالیت ۱ (T_۱L_۱): تنه در وضعیت نوترال، حفظ بار صفر کیلوگرم
 فعالیت ۲ (T_۱L_۲): تنه در وضعیت نوترال، حفظ بار ۶ کیلوگرم
 فعالیت ۳ (T_۱L_۳): تنه در وضعیت نوترال، حفظ بار ۱۲ کیلوگرم
 فعالیت ۴ (T_۳L_۴): تنه در وضعیت ۳۰ درجه خمیدگی، حفظ بار صفر کیلوگرم
 فعالیت ۵ (T_۳L_۵): تنه در وضعیت ۳۰ درجه خمیدگی، حفظ بار ۶ کیلوگرم
 فعالیت ۶ (T_۳L_۶): تنه در وضعیت ۳۰ درجه خمیدگی، حفظ بار ۱۲ کیلوگرم



ب



الف

شکل ۲- فعالیت‌های مورد بررسی:

الف - در وضعیت خمیده تنه (بار: ۰-۶-۱۲ کیلوگرم).
 ب - در وضعیت نوترال تنه (بار: ۰-۶-۱۲ کیلوگرم).

در حین انجام هر شش فعالیت مورد آزمون، در همه افراد، آرنج در وضعیت خمیده‌ی ۹۰ درجه و بازوها چسبیده به بدن قرار داشتند.

آنالیز آماری

طبق آزمون آماری K-S^۹ توزیع متغیرها نرمال بود. در این مطالعه از

که با Matlab نوشته شده بود، ویژگی RMS^۳ محاسبه گردید. کلیه سیگنال‌ها در زمان و فرکانس قبل از پردازش ملاحظه می‌شد و در صورت وجود اختلال یا اغتشاش، حذف می‌گردید و در صورت وجود نویز برق شهر (۵۰ هرتز) یا اغتشاش سیگنال‌های قلبی (۲۰-۴۰ هرتز)، فیلترهای مناسب جهت حذف آنها اعمال می‌شد. در طی انجام آزمایش‌ها و انجام فعالیت‌های مورد آزمون، لازم بود که افراد وزنه‌هایی را به عنوان بار خارجی صفر، ۶ و ۱۲ کیلوگرم در دستان خود نگه دارند، به این منظور از دو جعبه چوبی (به عنوان وزنه ۶ و ۱۲ کیلوگرم) و مقوایی (با وزن ۳۷۰ گرم به عنوان وزنه صفر) استفاده شد. بارهای خارجی با توجه به سایر تحقیقات انجام شده (۹، ۵، ۱۷ و ۲۳) و نیز در رعایت اصول اخلاقی، رضایت داوطلب و نیز کسب اطمینان از آسیب رسان نبودن آنها انتخاب شدند. همچنین انتخاب شرایط آزمایش برای قرار گیری در زاویه ۳۰ درجه خمیدگی نیز بر اساس کثرت انجام فعالیت‌های حمل بار در زاویه‌های ۳۰ تا ۳۵ درجه صورت گرفت (۵، ۲۰، ۲۲ و ۲۳).

پروتکل آزمون

ابتدا با استفاده از دو گونیامتر انحرافات لگن و تنه فرد در حالت ایستاده اندازه‌گیری شد. این انحرافات در برنامه نرم افزاری حسگرها اجرا گردید تا موقعیت هر فعالیت توسط حسگرها با توجه به انحرافات واقعی آنها از خط ثقل لحاظ شود. پنج جفت الکتروود ثبت الکترومیوگرافی (EMG) روی پوست عضلات تنه و یک الکتروود زمین روی پوست ستیغ خاصه^۴ چسبانده شد. سپس فرد، بر روی تخت معاینه به پشت و کاملاً ریلکس قرار گرفت و فعالیت الکتریکی پنج عضله تنه با سه بار تکرار به عنوان مینیمم فعالیت الکتریکی عضلات از آن ثبت و ذخیره شد. ماکزیمم انقباض ارادی افراد (MVCs) طی دو مرحله ایستاده و خوابیده در شش راستا^۷ به جلو خم شدن^۵، صاف شدن^۶، خم شدن به طرف راست و چپ^۷، چرخش^۸ به سمت راست و چپ جهت استفاده از نرمالیزاسیون داده‌های EMG، به مدت ۵ ثانیه و با سه تکرار اخذ و ثبت گردید تا همراه با سیگنال‌های مینیمم برای انجام نرمالیزاسیون بر اساس فرمول زیرمورد استفاده قرار گیرد (۲۴ و ۲۵):

$$\frac{\text{test value} - \text{min value}}{\text{max value} - \text{min value}} \times 100 = \text{NEMG}$$

فعالیت الکتریکی عضله در انقباض ماکزیمم: max value

۳ - Root Mean Square

۴ - Iliac crest

۵ - flexion

۶ - extension

۷ - right lateral bending

۸ - right & left rotation

۹ - Kolmogorov - Smirnov Test

سن، قد و وزن به ترتیب $۲۵/۴ \pm ۴/۶$ سال، $۱۶۲/۶ \pm ۶/۷$ سانتی متر و $۵۵/۴ \pm ۴/۹$ کیلوگرم با حداکثر دو زایمان، بدون سابقه بیماریهای قلبی - عروقی یا اسکلتی - عضلانی انجام شد.

بر اساس نتایج میانگین فعالیت الکتریکی عضلات (%MVC) پستی (مولتی فیدوس و ارکتور اسپاین) بین سه سطح بار خارجی (بین ۰ و ۶ کیلوگرم - بین ۰ و ۱۲ کیلوگرم - بین ۶ و ۱۲ کیلوگرم) و دو وضعیت تنه (نوترال و ۳۰ درجه خمیدگی) اختلاف معنی دار (در جهت افزایش میزان فعالیت عضلات) بدست آمد ($P < ۰/۰۵$) (جدول ۱) (نمودار ۱-۴).

آنالیز واریانس دو طرفه و برحسب دو فاکتور (وضعیت تنه در دو سطح و بار خارجی در سه سطح) با Tukey post hoc و نیز از آزمون paired T-test استفاده شد.

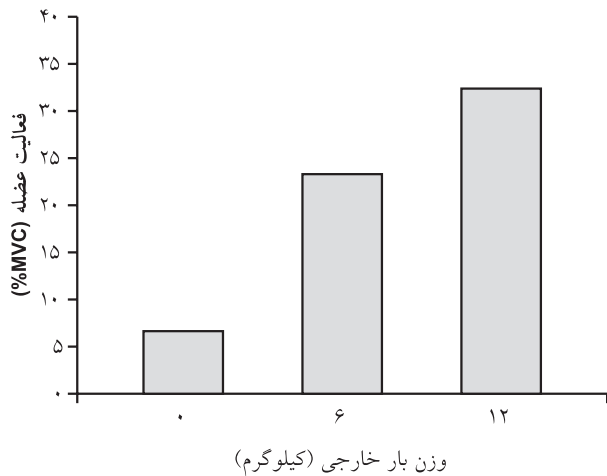
همه داده‌ها توسط نرم‌افزار spss نسخه ۱۱/۵ مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفتند. $P < ۰/۰۵$ از نظر آماری معنی دار در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

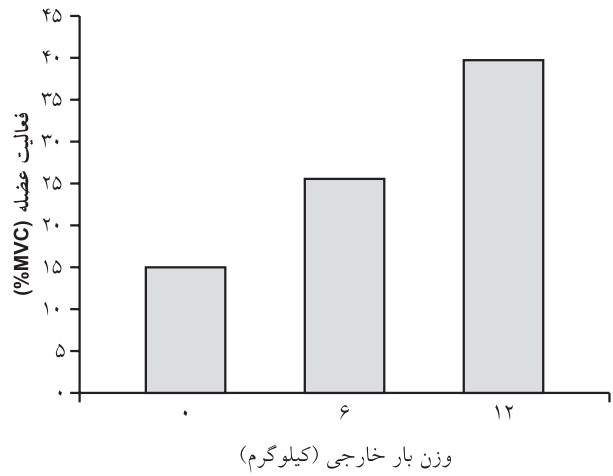
آزمایش‌ها بر روی ۱۰ زن سالم با مشخصات میانگین \pm انحراف معیار

جدول ۱- میانگین فعالیت الکتریکی (%MVC) عضلات پستی

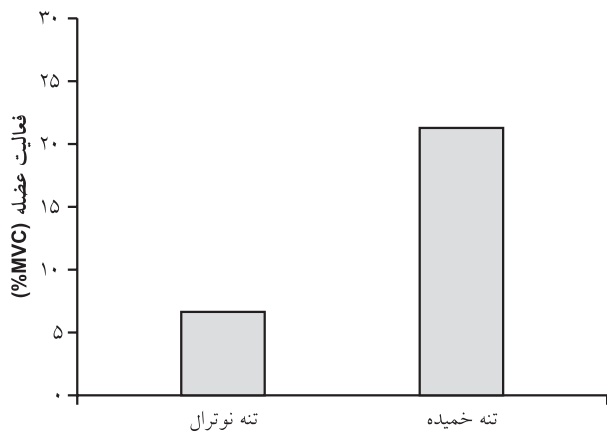
عضله	بار خارجی ۰ کیلوگرم	بار خارجی ۶ کیلوگرم	بار خارجی ۱۲ کیلوگرم	وضعیت نوترال تنه	وضعیت ۳۰ درجه خمیدگی تنه
ارکتور اسپاین	۶/۶۴۰	۲۳/۳۰	۳۲/۳۸	۶/۶۴۰	۲۱/۲۸
مولتی فیدوس	۱۴/۹۹	۲۵/۵۵	۳۹/۷۲	۱۴/۹۹	۳۴/۵۴



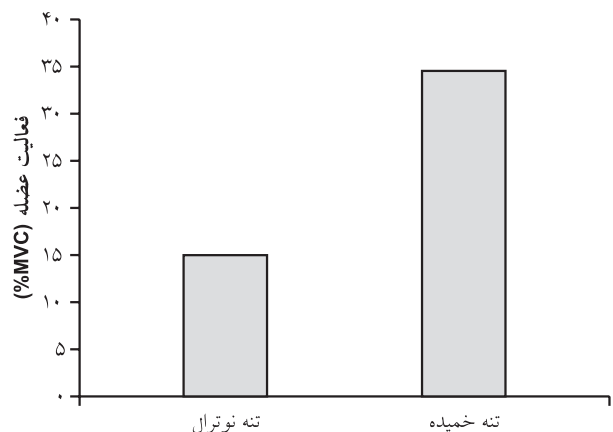
نمودار ۲- اثر وزن بار روی فعالیت عضله ارکتور اسپاین



نمودار ۱- اثر وزن بار روی فعالیت عضله مولتی فیدوس



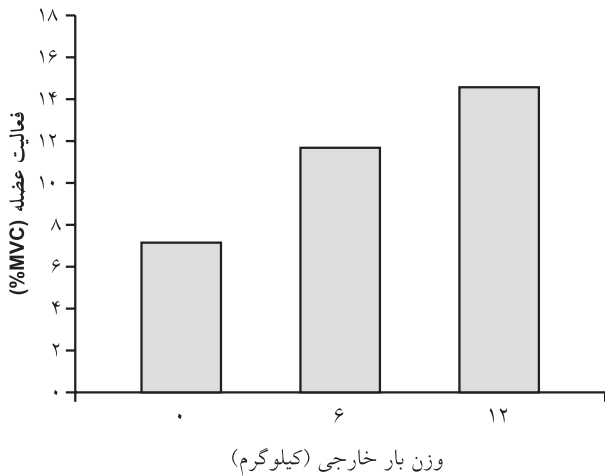
نمودار ۴- اثر خمیدگی تنه روی فعالیت عضله ارکتور اسپاین



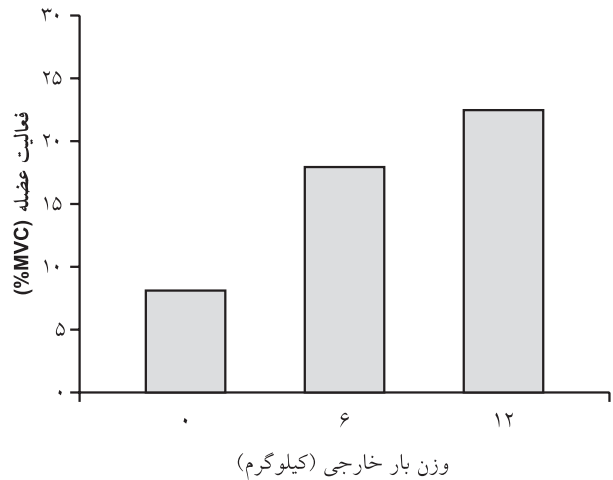
نمودار ۳- اثر خمیدگی تنه روی فعالیت عضله مولتی فیدوس

جدول ۲- میانگین فعالیت الکتریکی (%MVC) عضلات شکمی

عضله	بار خارجی ۰ کیلوگرم	بار خارجی ۶ کیلوگرم	بار خارجی ۱۲ کیلوگرم	وضعیت نوترال تنه	وضعیت ۳۰ درجه خمیدگی تنه
راست شکمی	۷/۱۵	۱۱/۶۸	۱۴/۵۷	۷/۱۵	۹/۷۷
مایل داخلی شکمی	۸/۱۱	۱۷/۹۴	۲۲/۴۷	۸/۱۱	۹/۹۲
مایل خارجی شکمی	۴/۲۷	۶/۸۳	۱۳/۵۱	۴/۲۷	۴/۴۲



نمودار ۶- اثر وزن بار روی فعالیت عضله راست شکمی



نمودار ۵- اثر وزن بار روی فعالیت عضله مایل داخلی شکمی

نیاز، به هم فعالیتی عضلات تحت تأثیر نیروهای فشاری برای ایجاد ثبات در کمر و جلوگیری از خم شدن^{۱۰} آن می‌داند (۷). در تحقیق Rich با افزایش بار میزان فعالیت عضله ی پشتی افزایش یافته بود (۱۸). نتایج مطالعه ارجمند نیز نشانگر افزایش فعالیت عضلات پشتی حین حفظ بار در وضعیت خمیده تنه می‌باشد (۲۶).

افزایش فعالیت عضلات اکستانسور به منظور حفظ تعادل حین اعمال یک گشتاور فلکسوری روی ستون فقرات ضروری است (۳۲). بنابراین افزایش فعالیت عضلات فلکسور و اکستانسور تنه حین حفظ بار نشانگر آن است که الگوی برانگیختگی عضلات تنه در زمان تغییر میزان بار خارجی جهت مقابله با گشتاور بار تغییر می‌کند. ثبات در ستون فقرات کمر توسط عضلات احاطه کننده و با کنترل سیستم عصبی انجام می‌شود. بررسی‌های *in vitro* نشان دادند که چنانچه ستون فقرات فقط شامل لیگامان باشد (بدون عضلات) تحت تأثیر بارهای فشاری ۹۰ نیوتن به راحتی بی ثبات می‌شوند در حالیکه در *in vivo* نیروهای فشاری که روی کمر وارد می‌شوند حدود ۲۶۰۰ نیوتن است (۱۷، ۲۷، ۲۸، ۳۲ و ۳۳).

علاوه بر این میانگین فعالیت الکتریکی عضله مایل داخلی شکمی و راست شکمی در دو سطح بار خارجی (بین ۰ و ۶ کیلوگرم - بین ۰ و ۱۲ کیلوگرم) اختلاف معنی دار (در جهت افزایش میزان فعالیت) بدست آمد ($P < 0.05$) (جدول ۲) (نمودار ۵ و ۶).

بحث و نتیجه گیری

نتایج مشخص کرد که با افزایش میزان بار از صفر به سمت ۱۲ کیلوگرم، میزان فعالیت عضلات راست شکمی و مایل داخلی شکمی به طور معنی دار افزایش می‌یابد که همسو با نتایج برخی محققین می‌باشد (۵-۹ و ۱۷). تنها در تحقیق Rich با افزایش بار، میزان فعالیت عضلات شکمی در افراد سالم افزایش نیافته است (۱۹). افزایش میزان فعالیت عضلات اکستانسور با افزایش بار همسو با یافته‌های برخی از محققین می‌باشد (۳-۵ و ۹). Callaghan (۱۹۹۵) فعالیت عضلات پشت و شکم را تحت تأثیر نیروهای برشی و فشاری اعمال شده روی کمر بررسی کرد. نتایج نشان داد که با افزایش بارهای فشاری، نسبت به بار برشی، فعالیت عضلات باز کننده و خم کننده کمر به طور معنی داری افزایش یافت. نویسنده دلیل این افزایش را،

طبق نتایج این مطالعه تغییر معنی داری در میزان فعالیت عضلات شکمی با افزایش زاویه خمیدگی تنه بدست نیامد.

گرچه نتایج مطالعه Sapsford نشانگر افزایش میزان فعالیت عضلات شکمی در پاسچر خمیده ستون فقرات در افراد سالم می باشد ولی ایشان در تحقیق خود پارامتر آمپلی تود را مورد بررسی قرار داده در صورتیکه در این پژوهش MVC٪ عضلات بررسی شده است (۳۱). نتایج تحقیق Tan حاکی از کاهش میزان فعالیت عضلات شکمی در افراد سالم، با افزایش زاویه ی خمیدگی تنه از صفر به سمت ۱۵ و ۳۵ درجه می باشد. او این کاهش را ناشی از عدم مزیت مکانیکی عضلات فلکسور، بدلیل کوتاه شدن در این وضعیت می داند (۱۲). بنابراین نتایج ضد و نقیضی در مورد میزان فعالیت عضلات شکمی در پاسچر خمیده ستون فقرات موجود می باشد. کهریزی و همکارانش نیز در مطالعه روی افراد سالم، ارتباط معنی داری بین میزان خمیدگی تنه و فعالیت عضلات شکمی بدست نیامد (۵).

به نظر می رسد که چون عمل خم شدن تنه یک حرکت در جهت جاذبه می باشد که با انقباض عضلات پشتی کنترل می گردد، چنانچه در این وضعیت میزان فعالیت عضلات شکمی افزایش یابد نیاز به فعالیت عضلات پشتی جهت جبران این خمیدگی نیز افزایش می یابد. از طرف دیگر کاهش معنی دار عضلات شکمی با خم شدن تنه، می تواند موجب کاهش هم فعالیت عضلات فلکسور و اکستانسور و در نتیجه کاهش ثبات در وضعیت خمیده تنه گردد. بنابراین می توان گفت که عدم کاهش یا افزایش بیش از حد فعالیت عضلات شکمی در این وضعیت به نفع حفظ ثبات ستون فقرات می باشد.

همانطور که نتایج نشان می دهند ثبات ستون فقرات حین حفظ بار با هم انقباضی عضلات پشتی و شکمی تامین می گردد بنابراین به نظر می رسد که بیماران مبتلا به کمردرد که به دلیل عدم برخوردار بودن از co-contraction عضلانی دچار بی ثباتی ستون فقرات هستند، باید از انجام این فعالیت پرهیز کنند. البته جهت ارائه توصیه های درمانی به تحقیقات بیشتر در بیماران مبتلا به کمردرد نیاز داریم.

تشکر و قدردانی

باسپاس از همکاری صمیمانه جناب آقای مهندس محمود باریکانی به خاطر مساعدت ایشان در مرحله آنالیز داده ها.

هم فعالیت عضلات آگونیسست و آنتاگونیسست در تنه موجب سفت شدن عضلات اطراف ستون فقرات و افزایش ثبات می گردد. این سفتی مکانیسم اولیه ی ثبات استاتیکی است و با نیروی عضلانی ارتباط خطی دارد (۶، ۸ و ۱۷). به نظر می رسد که سیستم کنترل عصبی - عضلانی، هم فعالیت عضلات را جهت کسب اطمینان از ثبات تنظیم می کند تا بدین ترتیب نیاز به کنترل اکتیو عصبی - عضلانی کاهش یابد (۲۹). طبق یافته های این مطالعه، افراد سالم حین حفظ بار عضلات ثبات بخش شکمی و پشتی را به طور همزمان فعال می کنند یعنی در وضعیتی که بار خارجی نیاز ستون فقرات را به ثبات افزایش میدهد، هم انقباضی عضلات شکمی و پشتی ثبات لازم را تأمین کرده و از بروز آسیب به ساختارهای این ناحیه جلوگیری می کند. با افزایش زاویه خمیدگی تنه فعالیت عضلات پشتی افزایش معنی دار یافت. Chen، Anderson، Tan نیز در مطالعات خود نشان دادند که با افزایش زاویه خمیدگی تنه در افراد سالم میزان فعالیت عضلات اکستانسور افزایش می یابد (۳، ۱۱ و ۱۲). Granata در دو بررسی خود بیان نمود که با افزایش زاویه ی خمیدگی تنه از صفر به سمت ۴۰ درجه حین حفظ بار ۱۱/۳ کیلوگرم میزان فعالیت عضلات اکستانسور در افراد سالم افزایش می یابد (۱۷). در تحقیق Marras میزان فعالیت عضله ارتکتوراسپاین در افراد سالم با افزایش زاویه ی خمیدگی تنه از صفر به سمت ۱۵ و ۳۵ درجه کاهش یافت. وی این یافته را چنین توجیه کرد که افزایش فعالیت عضله Latismus dorsi جبران کننده کاهش فعالیت عضله ارتکتوراسپاین می باشد (۱۳). Macintosh معتقد است که با افزایش زاویه خمیدگی تنه میزان بازوی گشتاور عضلات اکستانسور کاهش می یابد در نتیجه جهت تولید گشتاور به نیروی بیشتری نیاز می باشد بنابراین میزان فعالیت این عضلات در پاسچر خمیده تنه افزایش می یابد (۴). پاسچر خمیده تنه از جمله وضعیت هایی است که نیاز ستون فقرات به ثبات را افزایش می دهد. نقش عضلات پشتی در این وضعیت از اهمیت خاصی برخوردار است (۲۶). در این وضعیت جاذبه موجب افزایش خمیدگی تنه می گردد در نتیجه عضلات پشتی با انقباض خود علاوه بر اینکه میزان خمیدگی تنه را کنترل می کنند، ثبات لازم را تأمین می نمایند. در چنین وضعیتی مزیت مکانیکی عضلات اکستانسور افزایش می یابد به طوریکه عضله با فعالیت کمتر نیروی بیشتری تولید می کند (۱۲ و ۳۰).

References

- 1- Lidden Sd, Baxter GD, Gracey HJ. Exercise and Chronic low back Pain: What Works. *Pain* 2004; 107: 176 – 190.
- ۲- صلواتی م. بررسی اختلالات کنترل ثبات پاسچرال در بیماران مبتلا به کمر درد مزمن و تأثیر تمرینات فعال ثبات دهنده ستون فقرات بر آن. پایان نامه دکتری فیزیوتراپی، دانشگاه تربیت مدرس، ۱۳۸۱.
- 3- Chen Wen- Jer, Chiou Wen-Ko, Lee Yung – Hui Lee, Ming – Yih and Chen Min- Li. Myoelectric behavior of the trunk muscles during static load holding in healthy subjects and low back patients. *Clin. Biomech* 1998; 13(1): 9-15.
- 4- Andersson G.B., Ortengren R. Nachemson ALF. Intradiskal pressure, Intra- abdominal pressure and myoelectric back muscle activity related to posture and loading. *Clinical Orthopaedics and elated Research* 1977.
- ۵- کهزیزی ص، پرنیان پور م، فیروز آبادی م، کریمی ح و کاظم نژاد الف. بررسی استاتیکی تأثیر بار خارجی و وضعیت تنه وزانروی الگوی فعالیت الکتریکی عضلات تنه. مجله فیزیکی پزشکی ایران ۱۳۸۳ و ۱۳۸۲؛ دوره اول (شماره ۴ و ۵): ۶۷-۵۹.
- 6- Cholewicki J, Simons A.P. Radebold A. Effects of external trunk loads on lumbar spine stability. *Journal of Biomechanics* 2000; 33(11): 1377-1385.
- 7- Callaghan Jack, McGill S.M. Muscle activity and low back load under external shear and compressive loading spine 1995; 20(9): 992-995.
- 8- Gardner- Morse MG., Stokes I. The effects of abdominal muscle coactivation of lumbar spine *Spine* 1996; 13:22-24.
- 9- Kippers V. Parker AW. Posture related to myoelectric silence of erectors spine during trunk flexion. *Spine* 1984; 9(7): 796-795.
- 10- Rich M, Shirazi A. Arjmand N. Muscle activity, internal load and Stability of the human spine I standing posture: Combine model and In vivo studies. *Spine* 2004; 29 (23): 2633-2642.
- 11- Marrass WS. A three – dimensional motion model of loads on the lumbar Spine. *Human Factors* 1991; 33(2): 139-149.
- 12- Tan JC, Parnianpour M, Nordin M, Heinz H, willams B. Isometric maximal and submaximal trunk extension at different flexed positions in standing. *Spine* 1993; 18(16): 2481-2490.
- 13- Sapsford R, Hodges P, Richardson C, Cooper D, Markwell S, Jull G. Co-activation of the Abdominal and Pelvic Floor muscles During Voluntary Exercises. *Neurology and Urodynamics* 2001; 20: 31-42.
- 14- Schultz AB., Andersson GB.J, Haderspeck K., Ortengren M., Nordin M. and et al. Analysis and measurement of lumbar trunk loads in tasks involving bends and twists. *J. Biomechanics* 1982; 15(9): 669-675.
- 15- Chung Min K., Song Y M., Yushin H., Choi KI. A novel optimization model for prediction trunk muscle forces during asymmetric lifting tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics* 1999; 23: 41-50.
- 16- Van Dieen JH, Hoozemans MJ., Toussaint HM. Stoop or squat: a review of biomechanical studies on lifting technique. *Clinical Biomechanics*. 1999; 14: 685-696
- 17- Granata, K.P. Wilson S.E. Trunk posture and spinal stability. *Clin. Biomech* 2001; 16: 650-659.
- 18- Farfan H.F. Form and Function of the musculoskeletal system as revealed by mathematical analysis of the lumbar spine. *Spine* 1995; 20(13): 1462-74.
- 19- Tan JC, Parnianpour M, Nordin M, Heinz H, willams B. Isometric maximal and submaximal trunk extension at different flexed positions in standing. *Spine* 1993; 18 (16): 2481-2490.
- 20- McGill SM, Cholewick J. Biomechanical basis for stability: An explanation to enhance clinical utility. *Journal of orthopaedic and sports. Physical therapy* 2001; 31 (2): 96-100.
- 21- Gardner- Morse MG, and Stokes I. The effects of abdominal muscle coactivation of lumbar spine *Spine* 1996; 9:40-44.
- 22- Hemborg B., Mortiz U. Intra –abdominal pressure and trunk muscle activity during lifting in chronic low-back patients. *Scand. J. Rehab Med.* 1985; 17: 5-13.
- 23- Lariviere C, Gagnon D, Loisl P. A biomechanical comparison of lifting techniques between subjects with and without chronic low back pain during free style lifting and lowering tasks; *Clin. Biomech.* 2002; 17: 89-98.
- 24- Lavender SA, Tsuang YH, Andersson GB, Hafezi A, and Shin CC. Trunk muscle co contraction: The effects of moment direction and moment magnitude. *J.Orth. Res.* 1992; 10(5): 691-700.
- 25- Farfan H.F. Form and Function of the musculoskeletal system as revealed by mathematical analysis of the lumbar spine. *Spine* 1995; 20(13): 1462-74.
- 26- Arjmand N, Shirazi A. Model and in vivo studies on human trunk load partitioning and stability in isometric forward flexions. *Journal of Biomechanics* 2006; 39: 510-521.
- 27- Richardson C. Therapeutic exercise for spinal segmental stabilization in low back pain. *Churchill Livingstone* 1999; Chapter 1-2; P:117-120.
- 28- Crisco J.J, Panjabi MM. The intersegmental and multisegmental muscles of the lumbar spine. *Spine* 1991; 16(7): 32-35.
- 29- Gardner – Morse MG, Stokes I. The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. *Spine* 1998; 23(1): 86-92.
- 30- Roy A, Keller T, Colloca C. Posture-dependent trunk extensor EMG activity during maximum isometric exertions in normal male and female subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2003; 13(5): 469-476.
- 31- Stokes A, Henry M. Single Surface EMG electrodes do not accurately record from lumbar multifidus muscles. *Clinical Biomechanics* 2003; 18: 9-13.
- 32- Granata Kevin, Orishimo Karl F. Responses of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability. *Journal of Biomechanics* 2001; 34: 1117-23.
- 33- McGill SM, Cholewick J. Biomechanical basis for stability: An explanation to enhance clinical utility. *Journal of orthopaedic and sports. Physical therapy* 2001; 31(2):96-100.

The effects of external load and trunk posture on the electromyographic activity of trunk muscles in healthy females

Ershad, N; MSc.¹, *Kahrizi, S; PhD², Firooz Abadi, M; PhD³, Faghieh Zadeh, S; PhD⁴

Abstract

Background: Epidemiological evidences have showed that low back pain following load-carrying is the most common disorder in musculo-skeletal system and is common in industrialized countries. Moreover, little is known about how muscles are recruited when several option of the accomplishment of task are available. Thus this study aimed to examine the effects of external load and trunk posture on the electromyography activity of trunk muscles.

Materials and methods: 10 healthy women with no history of low back pain were enrolled in this study. Two inclinometers and five channel EMG system were used to evaluate the right trunk muscle activities (rectus abdominis, internal & external oblique, erector spine, and multifidus). Six static tasks while holding three levels of load (0, 6, 12 Kg) in two trunk position (neutral and 30 degree of flexion) were simulated for subjects.

Results: With highest external load, the electrical activity of back and abdominal muscles increased significantly and with highest trunk flexion, the electrical activity of back muscles increased significantly ($P < 0.05$).

Conclusions: Co-contraction of back and abdominal muscles occurred in response to greater need for biomechanical stability. The increased extensor muscles activity during trunk flexion is necessary for stability and controlling of flexion.

Keywords: EMG, External load, Static activity, Trunk muscles, Trunk posture

1. Instructor, Tarbiat Modarres University, Faculty of Medicine, Department of Physiotherapy

1. MSc, of physiotherapy, Tarbiat Modarres University.

2. (*Corresponding author) Assistant Professor, Tarbiat Modarres University, Faculty of medicine, Department of Physiotherapy

3. Associate Professor, Tarbiat Modarres University, Faculty of medicine, Department of Physiotherapy

4. Professor, Tarbiat Modarres University, Faculty of medicine, Department of Statistics.