مقاله تحقیقاتی

مجله علمی پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی ارتش جمهوری اسلامی ایران
سال پنجم ● شماره ۱ ● صفحات ۱۰۹۳ تا ۱۰۹۹ ● بهار ۱۳۸۶

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

ندا ارشاد[۱]، دکترصدیقه کهریزی[۲]، دکترسید محمد فیروزآبادی[۳]، دکترسقراط فقیه‌زاده[۴]

چکیده

سابقه و هدف: مطالعات اپیدمیولوژیک نشان داده است که کمردرد به دنبال باربرداری، مهمترین اختلال درسیستم عضلانی- اسکلتی می‌باشدودر جوامع صنعتی از شیوع بالایی نیز برخوردار است. طبق تحقیقات انجام شده ۷۰ تا ۸۵٪ مردم کمر درد را در طول زندگی خود تجربه میکنند . اطلاعات در مورد چگونگی فعال شدن عضلات حین حفظ بار ویا اخذ پاسچر 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 ۱۰زن سالم بدون سابقه کمردرد انجام شده است. با استفاده از دو حسگر شیب سنج ، سیستم الکترومیوگرافی پنج کاناله و الکترود 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 ودوازده کیلوگرم) و دو وضعیت تنه (نوترال و خمیده ی 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<۰/۰۵). همچنین با افزایش زاویه خمیدگی تنه، میزان فعالیت الکتریکی عضلات پشتی افزایش معنی دار یافت (P<۰/۰۵).

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

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 کمر درد را 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 کمر درد 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 تاثیر

۱ـ کارشناس ارشد رشته فیزیوتراپی، دانشگاه تربیت مدرس، دانشکده پزشکی، گروه فیزیوتراپی
۲ـ استادیار گروه فیزیوتراپی، دانشگاه تربیت مدرس، دانشکده پزشکی، گروه فیزیوتراپی (*نویسنده مسؤول)
تلفن: ۸۸۰۰۸۱۸۲-۰۲۱ دورنگار: ۸۸۰۱۳۰۳۰-۰۲۱ آدرس الکترونیکی: kahrizis@modares.ac.ir
۳ـ دانشیار گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، دانشکده پزشکی، گروه فیزیک پزشکی
۴ـ استاد آمار حیاتی، دانشگاه تربیت مدرس، دانشکده پزشکی، گروه آمار زیستی

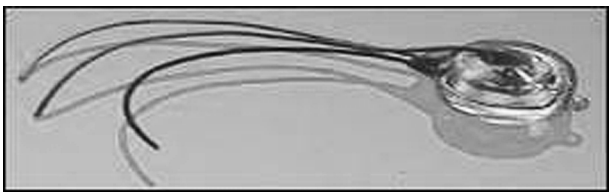
www.SID.ir

بار روی فعال شدن عضلات به طور همزمان با بررسی های کینمانیک و کینتیکی، اندک می‌باشد. تحقیقات پیشین نتوانسته‌اندجواب قاطعی در مورد تأثیر وضعیت تنه و بار خارجی بر فعالیت عضلات تنه ارایه 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 می تواند 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 می کند 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 (۱۵و۱۶). 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 ۱۰زن سالم با میانگین سن ۲۵/۴ سال، قد ۱۶۲/۶سانتیمتر 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 با نویز 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(۵و۱۸).

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 الکترولیتی (مدل۰۷۲۵ – Fredericks Co. , U. S. A) استفاده شد که با قرار گیری یکی بر روی سطح مهره‌ای $T_{۱۱}$-$T_{۱۲}$ و دیگری بر روی مهره $S_۱$، در هر لحظه میزان خمیدگی تنه فوقانی نسبت به لگن مشخص می گردید (شکل ۱).



شکل ۱- حسگر شیب سنج الکترولیتی

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 $EMG_۸S_۴$[۱]، 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=۵۰۰۰۰)، سپس فیلتر شد تا پهنای باند Hz ۱۰۰۰-۱۰ ایجاد کند. توسط نرم افزاری

۱ــ شرکت بهبود پرداز تهران

۲ -skintact

Archive of SID
www.SID.ir

که با Matlab نوشته شده بود، ویژگی RMS[۳] محاسبه گردید. کلیه سیگنال‌ها در زمان و فرکانس قبل از پردازش ملاحظه می‌شد ودر 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 بارخارجی صفر، ۶ و ۱۲ کیلوگرم در دستان خود نگه دارند، به این منظوراز 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، ۱۷و۲۳) ونیز 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 ی ۳۰ درجه خمیدگی نیز بر اساس کثرت انجام فعالیت‌های حمل بار در زاویه‌های ۳۰ تا ۳۵ درجه صورت گرفت (۵، ۲۰، ۲۲و۲۳).

پروتکل آزمون

ابتدا با استفاده از دو گونیامتر انحرافات لگن وتنه 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 الکترود ثبت الکترومیوگرافی (EMG) روی پوست عضلات تنه و یک الکترود زمین روی پوست ستیغ خاصره[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 وخوابیده در شش راستا (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(۲۴و۲۵):

$$NEMG = \frac{\text{test value-min value}}{\text{max value-min value}} \times ۱۰۰$$

فعالیت الکتریکی عضله در انقباض ماکزیمم: max value

مینیمم فعالیت الکتریکی عضله: min value

فعالیت عضله حین انجام آزمایش: test value

پس از آن افرادتحت یکی از فعالیت‌های ۶ گانه مورد آزمون به صورت کاملاً تصادفی قرار می‌گرفتند (شکل۲).

($T_nL_۰$) فعالیت۱ ($p_۱$): تنه در وضعیت نوترال، حفظ بار صفر کیلوگرم

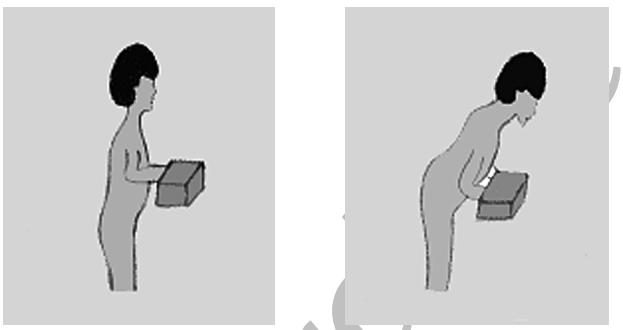
($T_nL_۶$) فعالیت۲ ($p_۲$): تنه در وضعیت نوترال، حفظ بار ۶ کیلوگرم

($T_nL_{۱۲}$) فعالیت۳ ($p_۳$): تنه در وضعیت نوترال، حفظ بار ۱۲ کیلوگرم

($T_{۳۰}L_۰$) فعالیت ۴ ($p_۴$): تنه در وضعیت ۳۰ درجه خمیدگی، حفظ بار صفر کیلوگرم

($T_{۳۰}L_۶$) فعالیت۵ ($p_۵$) : تنه در وضعیت۳۰ درجه خمیدگی، حفظ بار ۶ کیلوگرم

($T_{۳۰}L_{۱۲}$) فعالیت۶ ($p_۶$) : تنه در وضعیت۳۰ درجه خمیدگی، حفظ بار ۱۲ کیلوگرم



الف ب

شکل۲- فعالیتهای مورد بررسی:
الف ـ در وضعیت خمیده تنه (بار: ۰-۶-۱۲ کیلوگرم).
ب ـ 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

۳ -Root Mean Square
۴ - Iliac crest
۵ - flexion
۶ - extension
۷ -right lateral bending
۸- right & left rotation
۹ -Kolmogorov – Smironov Test

Archive of SID
www.SID.ir

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 معنی‌دار در نظر گرفته‌شد.

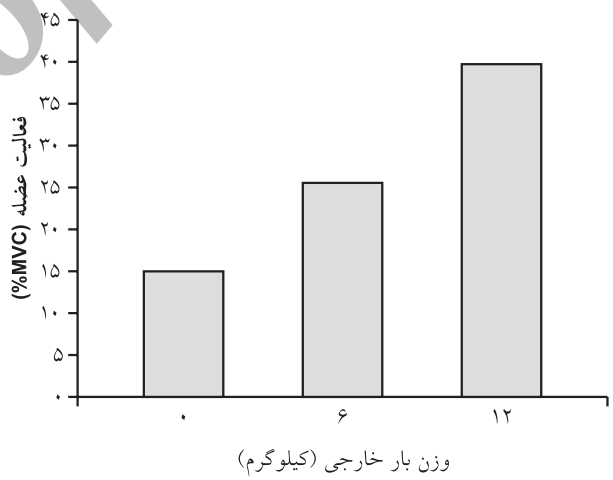
یافته‌ها

آزمایش‌ها بر روی ۱۰ زن سالم با مشخصات میانگین±انحراف معیار سن، قد و وزن به ترتیب ۴/۶ ± ۲۵/۴سال ، ۶/۷±۱۶۲/۶ سانتی‌متر و۴/۹ ±۵۵/۴ کیلوگرم با حداکثر دو زایمان، بدون سابقه بیماریهای قلبی ـ عروقی یا اسکلتی ـ عضلانی انجام شد.

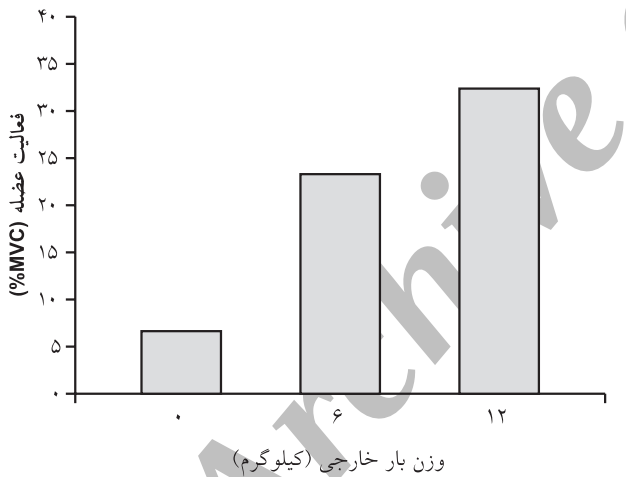
بر اساس نتایج میانگین فعالیت الکتریکی عضلات (MVC٪) پشتی (مولتی فیدوس و ارکتور اسپاین) بین سه سطح بار خارجی (بین ۰ و ۶ کیلوگرم ـ بین ۰ و ۱۲ کیلوگرم ـ بین ۶ و ۱۲کیلوگرم) و دو وضعیت تنه (نوترال و ۳۰ درجه خمیدگی) اختلاف معنی‌دار (در جهت افزایش میزان فعالیت عضلات) بدست آمد (P<۰/۰۵) (جدول ۱) (نمودار ۱-۴).

جدول ۱- میانگین فعالیت الکتریکی (MVC٪) عضلات پشتی

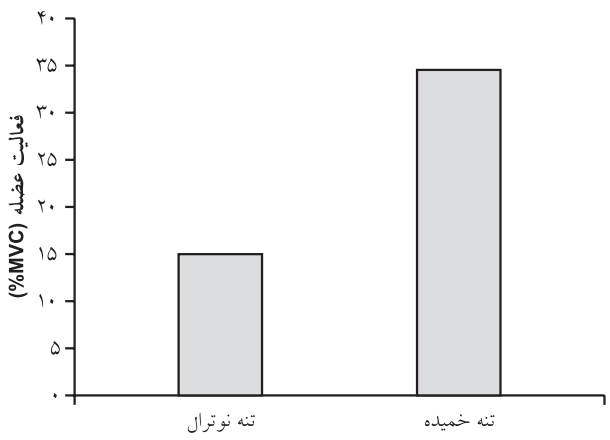
عضله	بار خارجی ۰ کیلوگرم	بار خارجی ۶کیلوگرم	بار خارجی ۱۲کیلوگرم	وضعیت نوترال تنه	وضعیت ۳۰درجه خمیدگی تنه
ارکتور اسپاین	۶/۶۴۰	۲۳/۳۰	۳۲/۳۸	۶/۶۴۰	۲۱/۲۸
مولتی فیدوس	۱۴/۹۹	۲۵/۵۵	۳۹/۷۲	۱۴/۹۹	۳۴/۵۴



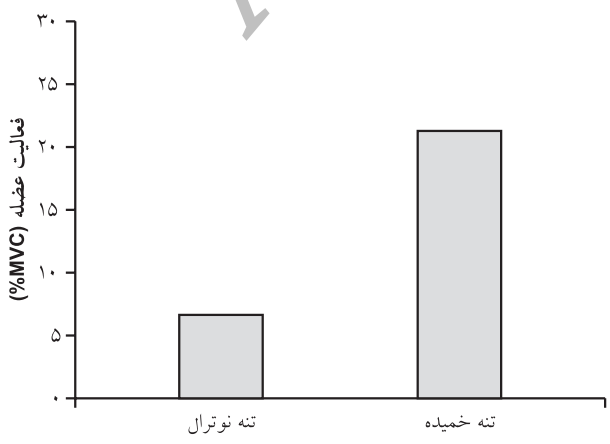
نمودار۱- اثر وزن بار روی فعالیت عضله مولتی فیدوس



نمودار۲- اثر وزن بار روی فعالیت عضله ارکتور اسپاین



نمودار۳- اثرخمیدگی تنه روی فعالیت عضله مولتی فیدوس



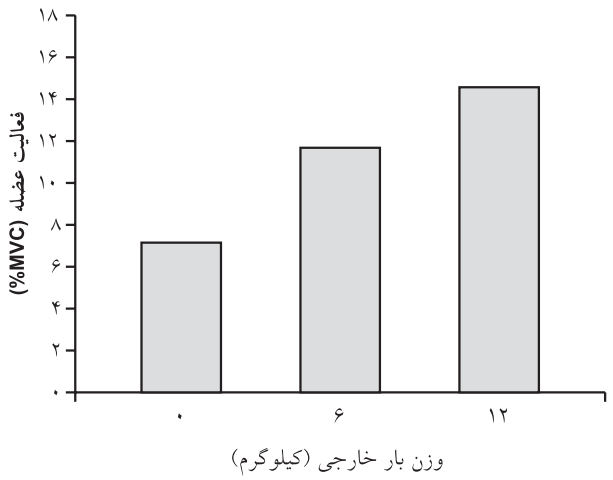
نمودار۴- اثر خمیدگی تنه روی فعالیت عضله ارکتور اسپاین

Archive of SID
www.SID.ir

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

عضله	بار خارجی ۰ کیلوگرم	بار خارجی ۶کیلوگرم	بار خارجی ۱۲کیلوگرم	وضعیت نوترال تنه	وضعیت ۳۰درجه 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

نمودار۵- اثر وزن بار روی فعالیت عضله مایل داخلی شکمی



نمودار۶- اثر وزن بار روی فعالیت عضله راست شکمی

علاوه بر این میانگین فعالیت الکتریکی عضله مایل داخلی شکمی و راست شکمی در دو سطح بار خارجی (بین ۰ و ۶ کیلوگرم ـ بین ۰ و ۱۲ کیلوگرم) اختلاف معنی‌دار (در جهت افزایش میزان فعالیت) بدست آمد (P<۰/۰۵) (جدول ۲) (نمودار۵ و ۶).

بحث و نتیجه‌گیری

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 معنی‌دار افزایش می‌یابد که همسو با نتایج برخی محققین می‌باشد (۵-۹و۱۷). 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 (۳و۵-۹). 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، نیاز، به هم فعالیتی عضلات تحت تاثیر 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 باردر 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 تغییرمی کند. 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 و۳۳).

۱۰ -buckling

Archive of SID
www.SID.ir

هم فعالیتی عضلات آگونیست و آنتاگونیست در تنه موجب سفت شدن عضلات اطراف ستون فقرات و افزایش ثبات می‌گردد. این سفتی مکانیسم اولیه‌ی ثبات استاتیکی است و با نیروی عضلانی ارتباط خطی دارد (۶، ۸ و ۱۷). به نظر می‌رسد که سیستم کنترل عصبی ـ عضلانی، هم فعالیتی عضلات را جهت کسب اطمینان از ثبات تنظیم می‌کند تا بدین ترتیب نیاز به کنترل اکتیو عصبی ـ عضلانی کاهش یابد (۲۹). طبق یافته‌های این مطالعه، افراد سالم حین حفظ بار عضلات ثبات بخش شکمی و پشتی را به طور همزمان فعال می‌کنند 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 می‌کند. با افزایش زاویه خمیدگی تنه فعالیت عضلات پشتی افزایش معنی دار یافت. Anderson ، Chen و Tan نیز در مطالعات خود نشان دادند که با افزایش زاویه خمیدگی تنه در افراد سالم میزان فعالیت عضلات اکستانسور افزایش می‌یابد(۳، ۱۱و۱۲). Granata در دو بررسی خود بیان نمود که با افزایش زاویه ی خمیدگی تنه از صفر به سمت ۴۰ درجه حین حفظ بار۱۱/۳ کیلوگرم میزان فعالیت عضلات اکستانسور در افراد سالم افزایش می‌یابد (۱۷). در تحقیق Marras میزان فعالیت عضله ارکتوراسپاین 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 ارکتوراسپاین می‌باشد(۱۳). Macintosh معتقد است که با افزایش زاویه خمیدگی تنه میزان بازوی گشتاور عضلات اکستانسور کاهش می‌یابد در نتیجه جهت تولید گشتاور به نیروی بیشتری نیاز می‌باشد بنابراین میزان فعالیت این عضلات در پاسچر خمیده تنه افزایش می‌یابد (۴). پاسچر خمیده تنه از جمله وضعیت‌هایی است که نیاز ستون فقرات به ثبات را افزایش می‌دهد. نقش عضلات پشتی در این وضعیت از اهمیت خاصی برخوردار است(۲۶). در این وضعیت جاذبه موجب افزایش خمیدگی تنه می‌گردد در نتیجه عضلات پشتی با انقباض خود علاوه بر اینکه میزان خمیدگی تنه را کنترل می‌کنند، ثبات لازم را تأمین می‌نمایند. در چنین وضعیتی مزیت مکانیکی عضلات اکستانسور افزایش می‌یابد به طوریکه عضله با فعالیت کمتر نیروی بیشتری تولید می‌کند (۱۲و۳۰).

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 می‌باشد ولی ایشان درتحقیق 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 می‌باشد. او این کاهش را ناشی از عدم مزیت مکانیکی عضلات فلکسور، بدلیل کوتاه شدن در این وضعیت می‌داند (۱۲). بنابراین نتایج ضد و نقیضی در مورد میزان فعالیت عضلات شکمی در پاسچر خمیده ستون فقرات موجود می‌باشد. کهریزی و همکارانش نیز در مطالعه روی افراد سالم، ارتباط معنی داری بین میزان خمیدگی تنه و فعالیت عضلات شکمی بدست نیاورد(۵).

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

همانطور که نتایج نشان می‌دهند ثبات ستون فقرات حین حفظ بار با هم انقباضی عضلات پشتی و شکمی تامین می‌گردد بنابراین به نظر می‌رسد که بیماران مبتلا به کمردرد که به دلیل عدم برخورداری co-contraction عضلانی دچار بی ثباتی ستون فقرات هستند، باید از انجام این فعالیت پرهیز کنند. البته جهت ارایه توصیه‌های 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 داده‌ها.

Archive of SID
www.SID.ir

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- کهریزی ص، پرنیان پور م، فیروز آبادی م، کریمی ح و کاظم نژاد الف. بررسی استاتیکی تاثیر بار خارجی و وضعیت تنه وزانو روی الگویفعالیت الکتریکی عضلات تنه. مجله فیزیک پزشکی ایران ۱۳۸۳ و ۱۳۸۲؛ دوره اول(شماره ۴و۵): ۵۹-۶۷.

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. Spine1984; 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. Spine2004; 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 andUrodynamics 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. From 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 Spine1996; 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 musculoskletal 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 Livingston 1999; Chapter 1-2; P:117-120.

28- Crisco J.J, Panjabi MM. The intersegmental and multisegmental muscles of the lumber 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.

Archive of SID
www.SID.ir

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

Ershad, N; MSc.[1], *Kahrizi, S; PhD[2], Firooz Abadi, M; PhD[3], Faghih Zadeh, S; PhD[4]

Abstract

Background: Epidemiological evidences have showed that low back pain fallowing load-carrying is the most common disorder in musclo-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.

Archive of SID
www.SID.ir