Downloaded from zjrms.ir at 10:34 +0430 on Saturday May 18th 2019

تاثیر افزایش میزان مقاومت بر زمان عکس‌العمل و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات تنه در حین انجام حرکت ترکیبی تنه

مهدی صادقی،[1] آزاده شادمهر،[2] سعید طالبیان،[2] وحید صمدی[3]

۱. مربی فیزیوتراپی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی کرمان، دانشکده پیراپزشکی
۲. دانشیار فیزیوتراپی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران، دانشکده توانبخشی
۳. کارشناس ارشد فیزیوتراپی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران، دانشکده توانبخشی

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۴/۱
تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۶/۱۶

چکیده

زمینه و هدف: حمل نامتقارن یا ترکیبی اجسام به عنوان مهم‌ترین فاکتور بیومکانیکی در افزایش شیوع کمر درد در محیط‌های کاری در نظر گرفته می‌شود. هدف از این مطالعه بررسی افزایش میزان مقاومت بر زمان عکس‌العمل و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات تنه حین انجام حرکت ترکیبی تنه است.

مواد و روش کار: در این مطالعه مداخله‌ای پس از انجام نمونه‌گیری به شیوه ساده و در دسترس، ۳۰ مرد سالم جوان با قرارگیری در دینامومتر ایزواستیشن B200 در وضعیت ایستاده مستقیم، به صورت تصادفی حرکت ترکیبی تنه را در برابر سطوح مختلف مقاومت (حداقل مقاومت و ۲۵، ۵۰ و ۷۵ درصد حداکثر گشتاور) انجام دادند. شیوه انجام آزمون به صورت پنج حرکت رفت و برگشتی ترکیبی تنه در دو فاز بالا آمدن و پایین رفتن بود. هم‌زمان با انجام حرکت، میزان فعالیت الکتریکی عضلات تنه و پارامترهای زمانی کنترل حرکت توسط دستگاه الکترومیوگرافی Data Link ثبت گردید. به منظور بررسی اثرات میزان مقاومت از آزمون آنالیز واریانس با طرح اندازه‌گیری‌های مکرر استفاده شد.

یافته‌ها: به طور کلی با افزایش سطح مقاومت، میزان فعالیت الکتریکی عضلات تنه به صورت معنی‌داری افزایش یافت (p=۰/۰۰۱). به دنبال افزایش مقاومت، زمان حرکت افزایش معنی‌داری یافت (p=۰/۰۰۴). زمان عکس العمل و زمان پیش حرکت تغییر معنی‌داری نداشت.

نتیجه‌گیری: با افزایش مقاومت، توانایی کنترل‌پذیری تنه کاهش، میزان خطای سیستم حرکتی و بارگذاری داخلی افزایش می‌یابد. در مجموع استرس و استرین وسیع‌تری به فیبرهای آنولوس، مفاصل فاست و بافت‌های نرم اعمال گشته و ریسک آسیب افزایش می‌یابد. **[م ت ع پ ز، ۱۳(۵): ۳۰-۲۳]**

کلیدواژه‌ها: مقاومت، الکترومیوگرافی، زمان عکس‌العمل، ستون فقرات

مقدمه

کمر درد یکی از شایع‌ترین بیماری‌های اسکلتی-عضلانی است. ۷۰ تا ۸۰ درصد افراد در دوره‌ای از زندگی‌شان مبتلا به کمر درد می‌شوند.[1] به رغم شیوع بالای این بیماری، اطلاعات ما در مورد علل کمر درد و شیوه‌های پیشگیری و درمان آن ناکافی است. آگاهی بیشتر نسبت به مکانیزم‌های آسیب ناحیه کمر و بیومکانیک سیستم ستون فقرات، تشخیص کمردرد و درمان آن را تسهیل می‌کند.[1,2] انجام حرکات ترکیبی تنه در مقابل سطوح مختلف مقاومت، در بیشتر فعالیت‌های روزمره و حرفه‌ای اتفاق می‌افتد و جزء عوامل مهم ابتلاء به کمر درد به شمار می‌رود.[3] به طور کلی؛ اعتقاد بر این است که هر چه نسبت بار ناشی از کار، به حداکثر گشتاور تولید شده توسط تنه نزدیک‌تر باشد احتمال بروز آسیب بالاتر می‌رود.[4] تحقیقات اپیدمیولوژیک صورت گرفته چندین عامل بیومکانیکی را در محیط‌های کاری به شیوع بالای کمر درد نسبت داده که عبارتند از: کار سنگین فیزیکی، انجام حرکات مقاومتی، حفظ وضعیت استاتیک در حین کار، خم شدن (به سمت جلو و طرفین) و چرخش مداوم و حمل بار.[5-7] از میان این عوامل انجام هم‌زمان حرکات خم شدن جانبی یا چرخش به عنوان علت اصلی آسیب کمر در محیط کار معرفی شده است.[3,4,8] حمل اجسام به دو شکل متقارن و نامتقارن صورت می‌گیرد. در حمل نامتقارن حرکت هم‌زمان در دو صفحه یا سه صفحه انجام می‌شود.

به دلیل اثرات حاصل از ترکیب خم شدن و چرخش محوری درمهره‌های کمری، فعالیت‌های نامتقارن نسبت به متقارن خطر بیشتری دارد.[9] نتایج حاصل از مطالعات نشان داده است که سگمان‌های حرکتی به هنگام انجام حرکات ترکیبی به طور پیشرونده تحت بارهای خمشی، فشاری و برشی قرار می‌گیرند و این افزایش بار تا مرز شکست پیش خواهد رفت.[10]

به دلیل فقدان تکنیک‌های ارزیابی به منظور اندازه‌گیری مستقیم نیروهای عضلانی، الکترومیوگرافی ابزار انتخابی محققینی است که مایل به بررسی فعالیت عضلانی هستند،[11] هم‌چنین از آن‌جایی که بسیاری از بارهای وارد بر ستون فقرات در طی حمل اجسام به خاطر نیروهای تولید شده توسط عضلات کمر و شکم است، بنابراین بررسی کیفی این نیروها از طریق فعالیت الکترومیوگرافی عضلات تنه بسیار موثر واقع می‌شود.[12] به عقیده بسیاری از محققین ارگونومی در اکثر فعالیت‌های صنعتی، از نیروی عضلانی برای ایجاد حرکت بدن استفاده می‌شود. بنابراین برای این‌که شرایط آزمایش تطابق بیشتری با شرایط واقعی داشته باشد، ارزیابی و ثبت عملکرد تنه طی حرکات دینامیک ضروری است.[13]

با توجه به نقش عمده حرکات دینامیک و ترکیبی در بروز کمر درد، ضرورت انجام تحقیق در این زمینه احساس می‌شد. در مطالعه حاضر سعی بر آن شد که تاثیر افزایش میزان مقاومت بر زمان عکس العمل و فعالیت

آدرس نویسنده مسئول: دانشگاه علوم پزشکی تهران، دانشکده توانبخشی، گروه فیزیوتراپی

Downloaded from zjrms.ir at 10:34 +0430 on Saturday May 18th 2019

الکترومیوگرافی عضلات تنه در حین حرکت دینامیک و ترکیبی تنه بررسی گردد.

روش‌کار

این پژوهش از نوع مطالعهٔ مداخله‌ای(interventional) می‌باشد ۳۵ مرد سالم جوان (دامنه‌ی سنی ۲۰-۳۰ سال) از طریق نمونه‌گیری ساده و در دسترس از بین دانشجویان پسر دانشکده توانبخشی علوم پزشکی تهران انتخاب شدند. افرادی که مبتلا به کمر درد (حداقل طی شش ماه گذشته) نبودند، ورزشکار حرفه‌ای نبودند، مشکل شنوایی نداشتند و سمت راست بدنشان غالب بود وارد مطالعه شدند. معیارهای خروج از مطالعه شامل: ثبت نامناسب سیگنال‌های الکترومیوگرافی، ایجاد هر گونه مشکل احتمالی برای افراد در حین انجام آزمون و عدم تمایل به ادامه انجام آزمون بود. به علت ثبت نامناسب سیگنال‌های الکترومیوگرافی و عدم توانایی افراد به ادامه آزمایش، ۵ نفر از مطالعه خارج شدند و در نهایت داده‌های مربوط به ۳۰ فرد مورد بررسی قرار گرفت. پروتکل تحقیق به تایید کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی تهران رسیده و هریک از نمونه‌ها قبل از شرکت در آزمون، فرم رضایتنامه را امضا نمودند. به منظور انجام حرکت ترکیبی تنه و اعمال مقاومت‌های مختلف، از دستگاه ایزواستیشن B200 (شرکت Isotechnologies ،آمریکا) استفاده شد. این دستگاه یک دینامومتر سه بعدی ستون فقرات است. برای ثبت سیگنال‌های عضلات، از دستگاه الکترومیوگرافی هشت کاناله Data Link (شرکت Biometric، انگلستان) استفاده شد. با استفاده از شش جفت الکترود سطحی نقره–کلرید نقره (silver- silver chloride) سیگنال‌های الکترومیوگرافی با پهنای باند ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز و با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز از شش عضله تنه جمع‌آوری می‌شدند. به منظور تعیین لحظه شروع، تغییر جهت و پایان حرکت از گونیامتر دیجیتال استفاده شد. این گونیامتر دیجیتال از نوع strain gauge (شرکت Biometric، انگلستان) بود. برای ایجاد فیدبک شنوایی و ثبت لحظه شنیدن فرمان حرکت توسط افراد، مدار الکتریکی متشکل از: شاستی، زنگ و کابل کانکتور تریگر الکترومیوگرافی طراحی شد. در شروع آزمون افراد پرسشنامه‌ای حاوی اطلاعات فردی و وضعیت سلامت آن‌ها را پر می‌کردند و سپس با پروتکل آزمایش آشنا می‌شدند. افراد می‌بایستی دو مرحله آزمون را که در ادامه شرح داده می‌شود انجام می‌دادند.

قبل از شروع آزمون به افراد یک سری حرکات تمرینی به منظور گرم کردن (warm up) در جهاتی که قرار بود از آن‌ها تست گرفته شود، داده شد. مدت این تمرینات ۵ دقیقه بود و برای پیشگیری از آسیب افراد حین حرکات در نظر گرفته می‌شد. سپس نمونه‌ها در حالت ایستاده درون دستگاه ایزواستیشن B200 طوری قرار می‌گرفتند که محل اتصال کمری- خاجی (L_5-S_1) در راستای محور فلکشن–اکستنشن دستگاه قرار بگیرد. برای ثابت نگه داشتن افرد در درون دستگاه نیز از پدهای سینه‌ای و استرپ‌های ناحیه تنه، پلویس و زانو استفاده می‌شد. حرکت در هر شش جهت حرکتی (فلکشن، اکستنشن، لترال فلکشن راست و چپ، روتیشن راست و چپ) کاملاً کنترل و محدود می‌شد. سپس در وضعیت ایستاده از افراد خواسته می‌شد حداکثر تلاش ارادی خود را در هر یک از شش جهت، به تفکیک اعمال کرده طوری که حداکثر نیروی خود را در هر جهت به صورت یکنواخت اعمال و حفظ نماید. هر انقباض ایزومتریک ده ثانیه طول می‌کشید، بین هر دو انقباض حداقل دو دقیقه استراحت به منظور جلوگیری از خستگی افراد در نظر گرفته می‌شد. هر یک از انقباضات ایزومتریک در شش جهت حرکتی، سه مرتبه انجام می‌شد، به عبارت دیگر هر فرد مجموعاً ۱۸ انقباض ایزومتریک انجام می‌داد. پس از پایان آزمون استاتیک افراد از دستگاه B200 خارج شده، به مدت ۱۵ دقیقه استراحت می‌کردند. در این فاصله زمانی، داده‌های حاصل از انقباضات ایزومتریک در شش جهت حرکتی مورد بررسی قرار می‌گرفت و در مورد هر انقباض شش ثانیه میانی جهت تعیین حداکثر گشتاور در نظر گرفته می‌شد.

الکترودگذاری و نصب گونیامتر دیجیتال: این مرحله شامل نصب الکترودهای دستگاه EMG بر روی عضلات بود. از شش عضله تنه ثبت الکترومیوگرافی به عمل می‌آمد؛ این عضلات عبارت بود از: رکتوس شکمی راست و چپ، ابلیک خارجی راست و چپ، ارکتور اسپاینای راست و چپ.

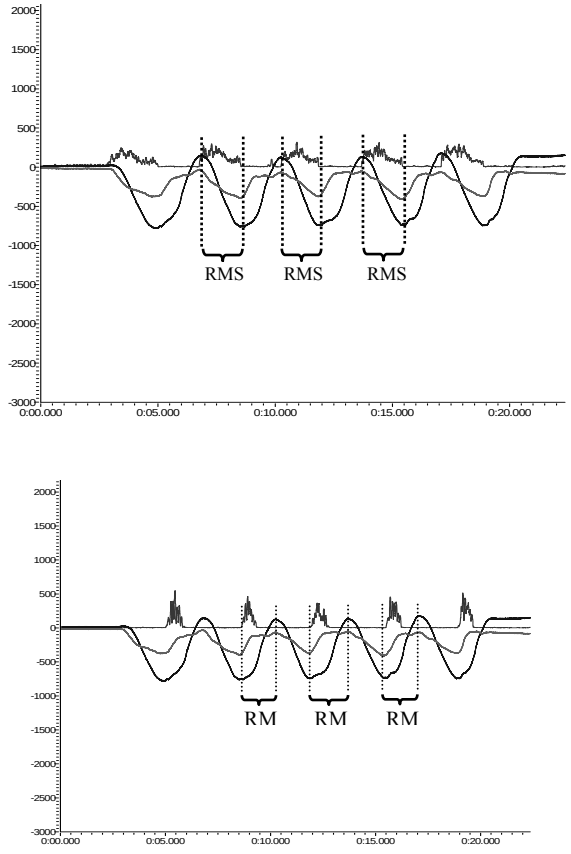
محل الکترود گذاری عضله راست شکمی در سه سانتی‌متر طرفی ناف، عضلهٔ مایل خارجی در پانزده سانتی‌متری سمت طرفی ناف و عضله ارکتور اسپاینای در پنج سانتی‌متری طرفی برجستگی خاری مهره سوم کمری روی توده عضله تعیین گردید.[۱۴] برای نصب گونیامتر یک بازوی آن در خط وسط و بر روی ساکروم و بازوی دیگر آن در خلف و بالای ناحیه کمری قرار می‌گرفت. این گونیامتر تغییرات حرکتی در دو صفحه ساژیتال و فرونتال را نشان می‌داد. آزمون داینامیک شامل چهار مجموعه حرکتی به شرح زیر انجام شد:

مجموعه حرکتی با اعمال حداقل مقاومت (۷ نیوتن متر) پس از پایان زمان استراحت و نصب الکترودها و گونیامتر، فرد به همان شیوه انجام تست ایزومتریک داخل دستگاه قرار می‌گرفت، سپس تمام قفل‌های مربوط به هر سه صفحه حرکتی (ساجیتال، کرونال، ترانسورس) باز شده و به منظور گرفتن لقی دستگاه مقاومت ۷ نیوتن‌متر (حداقل مقاومت) در هر سه صفحه تنظیم می‌شد. سپس فرد تا انتهای دامنه حرکتی و تا جایی که دستگاه اجازه می‌داد به طور هم‌زمان به فلکشن، روتیشن به راست و لترال فلکشن به راست برده می‌شد. نقطه شروع حرکت فرد از دامنه انتهایی پوزیشن ذکر شده بود که این محل با قرار دادن شیئی مشخص می‌گشت. از فرد خواسته می‌شد بلا فاصله پس از شنیدن صدای زنگ در جهت بازگشت به وضعیت ایستاده مستقیم (upright standing) حرکات اکستنشن، روتیشن به چپ و لترال فلکشن به چپ را انجام دهد و سپس خود را به نقطه شروع حرکت برساند. این توالی حرکتی پنج مرتبه تکرار می‌شد. از این پنج تکرار سه حرکت میانی برای محاسبات متغیرهای مربوطه در نظر گرفته می‌شد.

مجموعه حرکتی با اعمال مقاومت ۲۵، ۵۰ و ۷۵ درصد حداکثر گشتاور MVC: در این مرحله ۲۵، ۵۰ و ۷۵ درصدِ حداکثر گشتاورِ ایزومتریکِ به دست آمده از هر صفحه حرکتی (ساجیتال، کرونال،ترانسورس) در آزمون

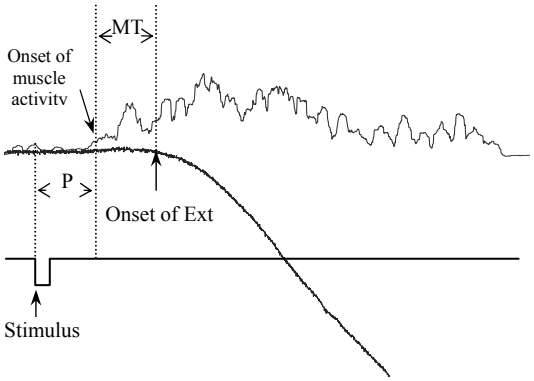
Downloaded from zjrms.ir at 10:34 +0430 on Saturday May 18th 2019

استاتیک را، به عنوان مقاومت به صفحه مربوطه اعمال می‌کردیم و از فرد می‌خواستیم مشابه با مجموعه حرکتی بدون مقاومت، توالی حرکتی را انجام دهد. قابل ذکر است که مجموعه‌های حرکتی فوق به صورت تصادفی انجام می‌شد. برای پردازش سیگنال‌های الکترومیوگرافی از نرم افزار Data Link استفاده شد. به منظور یک سویه (rectification) و نرم و هموار کردن(smooth) سیگنال‌های عضلانی از پنجره زمانی (time window) ۵۰ میلی ثانیه استفاده گردید. حساسیت دامنه و زمان سیگنال‌ها به ترتیب ۱۰۰µv/Div و ۲۰۰ms/Div تنظیم شد. محاسبه RMS (Rout Mean Square) عضلات فلکسور و اکستانسور تنه برای محاسبه RMS عضلات فلکسور تنه شامل عضلات رکتوس شکمی و ابلیک شکمی، از پنج حرکت دینامیک ترکیبی، RMS سه حرکت میانی پایین آمدن و برای عضلات ارکتور اسپاینا، RMS سه حرکت میانی بالا آمدن را به صورت تک تک به دست آورده و میانگین این سه RMS به عنوان RMS عضله مورد نظر محاسبه شد(نمودار ۱).



نمودار ۱: نمونه محاسبه RMS عضله اکتور اسپاینا (تصویر سمت بالا) و RMS عضلات رکتوس شکمی و ابلیک شکمی (تصویر سمت پائین)

به دلیل اینکه از آزمون آماری اندازه‌گیری‌های مکرر در مطالعه حاضر استفاده شد و مقایسه‌ای بین افراد و یا عضلات صورت نگرفت، از شیوه نرمالیزاسیون برای محاسبه RMS عضلات استفاده نشد. محاسبه پارامترهای زمانی کنترل حرکتی تنه: زمان عکس‌العمل(Reaction Time): برای محاسبه این پارامتر؛ فاصله زمانی بین تریگر ثبت شده در نرم افزار و شروع حرکت اکستنشن در نظر گرفته می‌شد و مقدار آن به صورت میلی ثانیه گزارش می‌شد (نمودار ۲).



نمودار ۲: نمونه تعیین زمان پیش حرکت (PMT) و زمان حرکت (MT) عضله ارکتور اسپاینای چپ

زمان پیش حرکت (Premotor Time) : برای محاسبه زمان پیش حرکت؛ ابتدا فاصله زمانی بین لحظه ثبت تریگر و لحظه شروع (onset) فعالیت عضله ارکتور اسپاینای چپ (عضله اصلی آغاز کننده حرکت) محاسبه می‌شد. به منظور تعیین زمان شروع فعالیت این عضله، از ۱۰ درصد حداکثر آمپلی‌تود فعالیت آن در اولین فاز بالا آمدن، برای تعیین آستانه (threshold) استفاده شد. شروع فعالیت عضله، اولین جایی بود که دامنه سیگنال EMG از آمپلی تود آستانه بزرگتر می‌شد. زمان حرکت (Motor Time): برای این پارامتر؛ فاصله زمانی بین شروع فعالیت عضله تا شروع حرکت قابل مشاهده در گونیامتر اندازه گیری می‌شد (نمودار ۲).

برای بررسی تأثیر اعمال سطوح مختلف مقاومت بر متغیرهای ذکر شده، از آزمون آماری اندازه‌گیری مکرر(repeated measures) استفاده گردید و هم‌چنین به منظور مقایسه دو به دوی سطوح مختلف مقاومت آزمون آماری بنفرونی (bonferroni) به کار گرفته شد. سطح معنی‌داری برای آزمون اندازه‌گیری مکرر به میزان α=۰/۰۵ در نظر گرفته شد با این حساب فاصله اطمینان برای این آزمون ۹۵ درصد بود. سطح معنی‌داری برای آزمون آماری بنفرونی بعد از محاسبات صورت گرفته به میزان α=۰/۰۰۸۳ تعیین گردید و فاصله اطمینان نتایج آزمون آماری بنفرونی ۹۹/۱۷ محاسبه شد.

یافته‌ها

مشخصات دموگرافیک افراد شرکت‌کننده در مطالعه شامل میانگین سنی ۳/۲±۲۳/۹ سال، میانگین وزن ۱۱/۲±۷۰/۷ کیلوگرم و میانگین قد ۳/۹±۱۷۶/۸ بود. نتایج این بررسی نشان داد که به هنگام اعمال سطوح مختلف مقاومت از بین پارامترهای زمانی کنترل حرکتی، تنها بین میانگین زمان حرکت تفاوت معنی‌دار وجود دارد (p<۰/۰۵) و میانگین این متغیر از ۳۲/۵±۳۶۴/۱ در مقاومت حداقل به ۸۵/۱±۵۱۸/۲ حین اعمال مقاومت ۷۵

Downloaded from zjrms.ir at 10:34 +0430 on Saturday May 18th 2019

درصد افزایش یافت. در مورد زمان عکس العمل با توجه به افزایش میانگین آن از ۶۹۵/۴۰±۶۳/۰۶ در مقاومت حداقل به ۷۹۹/۴±۹۱/۶ حین اعمال مقاومت ۷۵ درصد، با اختلاف ناچیزی معنی‌دار نشد (p=۰/۰۵۸). جدول ۱ و۲ بیانگر این موضوع است که بین میانگین پارامترهای زمان عکس العمل، زمان پیش حرکت و زمان حرکت در هیچ یک از شش حالت مقایسه‌ای سطوح مختلف مقاومتی در هنگام حرکت ترکیبی تنه، اختلاف معنی‌داری وجود ندارد (p>۰/۰۰۸). با توجه به مقادیر احتمال در جدول ۳، مشاهده شد بین میانگین RMS هر شش عضله تنه به هنگام اعمال سطوح مختلف مقاومت تفاوت معنی‌داری وجود دارد (p=۰/۰۰۱) و میانگین میزان فعالیت عضلات در افزایش مقاومت از حداقل به ۷۵ درصد به ترتیب در عضله رکتوس شکمی راست از ۵/۳۹±۲۱/۹۰ به ۱۴/۶۹±۸۷/۶۲، رکتوس شکمی چپ از ۲/۹±۱۴/۰ به ۱۲/۶±۷۷/۸، ابلیک شکمی راست از ۴/۵±۲۵/۲ به ۱۴/۱±۹۴/۱، ابلیک شکمی چپ از ۴/۶±۲۰/۹ به ۱۲/۱±۸۹/۹، ارکتور اسپاینا راست از ۲/۴±۲۲/۱ به ۷/۳±۵۷/۱، ارکتور اسپاینا چپ از۵/۹±۵۱/۴ به ۱۲/۹±۱۰۵/۷ افزایش یافت. هم‌چنین در مقایسه دو به دوی مقاومت‌های مختلف به هنگام انجام حرکت ترکیبی تنه (جدول۴)، ملاحظه گردید که بین میانگین RMS هر شش عضله تنه در تمام حالت‌های مقایسه‌ای در شرایط اعمال مقاومت‌ها مختلف، اختلاف معنی‌داری وجود دارد (p<۰/۰۰۸) و تنها موردی که در آن اختلاف معنی‌دار مشاهده نشد، میانگین RMS در مقایسه مقاومت ۵۰ و ۷۵ درصدِ حداکثر انقباض بود (p>۰/۰۰۸).

جدول ۱: سطح معنی داری و شاخص های آماری پارامترهای زمانی کنترل حرکتی تنه در مقایسه سطوح مختلف مقاومت توسط آزمون اندازه گیری مکرر (n = ۳۰)

متغیر	حداقل مقاومت Mean±SD	۲۵ درصد MVC Mean±SD	۵۰ درصد MVC Mean±SD	۷۵ درصد MVC Mean±SD	p
زمان عکس العمل	۶۹۵/۴±۶۳/۱	۶۸۶/۷±۷۰/۹	۸۷۷/۵±۹۷/۹	۷۹۹/۴±۹۱/۶	۰/۰۵۸
زمان پیش حرکت	۳۳۱/۳±۳۲/۵	۲۷۲/۸±۲۹/۹	۲۶/۴±۲۷/۱	۲۸۱/۲±۲۳/۲	۰/۱۷۰
زمان حرکت	۳۶۴/۱±۵۱/۲	۴۱۳/۹±۵۷/۹	۶۱۴/۱±۹۳/۹	۵۱۸/۲±۸۵/۱	۰/۰۰۴

جدول ۲: مقایسه ی دو بدوی پارامترهای زمانی کنترل حرکتی تنه بین سطوح مختلف مقاومت توسط آزمون تکمیلی بنفرونی(n = ۳۰)

متغیر	شاخص آماری	۲۵٪- حداقل	۵۰٪- حداقل	۷۵٪- حداقل	۵۰٪-۲۵٪	۷۵٪-۲۵٪	۷۵٪-۵۰٪
زمان عکس العمل	Mean Difference (Std. Error)	۸/۷۰ (۷۹/۹۰)	−۱۸۲/۱۳ (۹۸/۴۸)	−۱۰۴/۰۰ (۹۸/۴۹)	−۱۹۰/۸۳ (۶۳/۵۶)	−۱۱۲/۷۰ (۷۰/۰۳)	۷۸/۱۳ (۵۹/۴۹)
	p	>۰/۰۵	۰/۴۴۸	>۰/۰۵	۰/۰۳۳	۰/۷۱۰	>۰/۰۵
زمان پیش حرکت	Mean Difference (Std. Error)	۵۸/۵۰ (۴۱/۹۷)	۶۷/۸۳ (۳۳/۸۹)	۵۰/۰۶ (۳۸/۲۳)	۹/۳۳ (۲۳/۵۰)	−۸/۴۳ (۲۸/۳۶)	−۱۷/۷۶ (۲۶/۰۹)
	p	>۰/۰۵	۰/۳۲۹	>۰/۰۵	>۰/۰۵	>۰/۰۵	>۰/۰۵
زمان حرکت	Mean Difference (Std. Error)	−۴۹/۸۰ (۶۵/۹۰)	−۲۴۹/۹۶ (۸۹/۰۱)	−۱۵۴/۰۶ (۸۱/۹۶)	−۲۰۰/۱۶ (۷۰/۴۳)	−۱۰۴/۲۶ (۶۶/۵۵)	۹۵/۹۰ (۵۶/۳۶)
	p	>۰/۰۵	۰/۰۵۳	۰/۴۲۱	۰/۰۴۹	۰/۷۶۸	۰/۵۹۷

جدول ۳: سطح معنی داری و شاخص های آماری RMS در مقایسه سطوح مختلف مقاومت توسط آزمون اندازه گیری مکرر به تفکیک در شش عضله تنه (n = ۳۰)

متغیر	حداقل مقاومت Mean±SD	۲۵ درصد MVC Mean±SD	۵۰ درصد MVC Mean±SD	۷۵ درصد MVC Mean±SD	p
رکتوس شکمی راست	۲۱/۹±۵/۴	۴۲/۹±۸/۴	۷۷/۲±۱۲/۴	۸۷/۶±۱۴/۷	۰/۰۰۱
رکتوس شکمی چپ	۱۴/۰±۲/۹	۳۲/۵±۵/۳	۵۷/۵±۸/۵	۷۷/۸±۱۲/۶	۰/۰۰۱
ابلیک شکمی راست	۲۵/۲±۴/۵	۵۶/۴±۶/۴	۸۰/۴±۱۰/۷	۹۴/۱±۱۴/۱	۰/۰۰۱
ابلیک شکمی چپ	۲۰/۹±۴/۶	۴۴/۶±۶/۵	۶۸/۸±۷/۸	۸۹/۹±۱۲/۱	۰/۰۰۱
ارکتور اسپاینا راست	۲۲/۱±۲/۴	۳۷/۶±۵/۸	۴۹/۷±۶/۹	۵۷/۱±۷/۳	۰/۰۰۱
ارکتور اسپاینا چپ	۵۱/۴±۵/۹	۷۵/۷±۹/۷	۹۹/۴±۱۲/۴	۱۰۵/۷±۱۲/۹	۰/۰۰۱

Downloaded from zjrms.ir at 10:34 +0430 on Saturday May 18th 2019

جدول ۴: مقایسه دوبه‌دوی RMS شش عضله تنه بین سطوح مختلف مقاومت توسط آزمون تکمیلی بنفرونی(n = ۳۰)

متغیر	شاخص آماری	٪۲۵- حداقل	٪۵۰- حداقل	٪۷۵- حداقل	٪۲۵ -٪۵۰	٪۲۵ -٪۷۵	٪۵۰-٪۷۵
رکتوس شکمی راست	Mean Difference (Std. Error)	-۲۱/۱ (۵/۷)	-۵۵/۳ (۱۰/۳)	-۶۵/۷ (۱۲/۰)	-۳۴/۲ (۶/۲)	-۴۴/۶ (۸/۲)	-۱۰/۴ (۵/۶)
	p	۰/۰۰۶	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۴۲۶
رکتوس شکمی چپ	Mean Difference (Std. Error)	-۱۸/۵ (۴/۲)	-۴۳/۵ (۷/۲)	-۶۳/۸ (۱۱/۵)	-۲۴/۹ (۴/۱)	-۴۵/۳ (۸/۷)	-۲۰/۳ (۶/۰)
	p	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۱۳
ابلیک شکمی راست	Mean Difference (Std. Error)	-۲۱/۲ (۴/۴)	-۵۵/۲ (۸/۲)	-۶۸/۹ (۱۲/۱)	-۳۳/۹ (۵/۲)	-۴۷/۶ (۹/۲)	-۱۳/۷ (۵/۷)
	p	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۱۳۵
ابلیک شکمی چپ	Mean Difference (Std. Error)	-۲۳/۶ (۳/۶)	-۴۷/۹ (۵/۶)	-۶۹/۰ (۹/۶)	-۲۴/۲ (۳/۴)	-۴۵/۴ (۸/۵)	-۲۱/۱ (۷/۹)
	p	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۷۲
ارکتور اسپاینا راست	Mean Difference (Std. Error)	-۱۵/۵ (۴/۱)	-۲۷/۶ (۵/۳)	-۳۴/۹ (۵/۹)	-۱۲/۱ (۲/۴)	-۱۹/۵ (۳/۸)	-۷/۴ (۲/۹)
	p	۰/۰۰۴	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۱۲۰
ارکتور اسپاینا چپ	Mean Difference (Std. Error)	-۲۴/۳ (۴/۹)	-۴۸/۰ (۷/۵)	-۵۴/۴ (۸/۲)	-۲۳/۷ (۵/۲)	-۳۰/۰ (۶/۲)	-۶/۳ (۳/۴)
	p	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۴۴۲

بحث

در این مطالعه سی مرد سالم جوان با استفاده از دینامومتر ایزواستیشن B200، به صورت تصادفی حرکت ترکیبی تنه را در برابر سطوح مختلف مقاومت انجام دادند. نتایج نشان داد به طور کلی با افزایش سطح مقاومت، میزان فعالیت الکتریکی (RMS) عضلات تنه و زمان حرکت افزایش معنی‌داری یافت و زمان پیش حرکت تغییر معنی‌داری نکرد. زمان عکس العمل میل به افزایش را نشان داد ولی با اختلاف ناچیزی معنی‌دار نشد که البته احتمال می‌رود با افزایش تعداد نمونه‌ها این اختلاف به طور معنی‌داری مشاهده شود. زمان عکس العمل یک پارامتر بسیار حساس است که اطلاعات عینی مربوط به عملکرد حرکتی (motor function) و شناختی(cognitive) را فراهم می‌کند. زمان عکس العمل در حقیقت نشان دهنده زمان پردازش ادراکی (perceptual) و شناختی است. این بازه زمانی به منظور درک محرک، انتخاب پاسخ مناسب و برنامه‌ریزی برای اعمال پاسخ به آن محرک مورد نیاز است. در مطالعات الکترومیوگرافی برای محاسبه زمان عکس العمل؛ زمان بین ظهور محرک و زمان شروع پاسخ به آن محرک در نظر گرفته می‌شود.[۱۵،۱۶] بر اساس رابطه: Reaction Time= Premotor Time+Motor Time زمان عکس العمل را می‌توان به دو مولفه زمان پیش حرکت و زمان حرکت تقسیم کرد. زمان پیش حرکت؛ فاصله زمانی بین شروع یک محرک و آغاز فعالیت الکترومیوگرافی عضله پاسخ دهنده است. زمان حرکت؛ فاصله زمانی بین شروع فعالیت الکترومیوگرافی عضله و آغاز حرکت بخش مربوطه است. بنابراین تغییرات زمان عکس العمل متاثر از تغییرات یکی از این دو زمان می‌باشد.[۱۶] زمان پیش حرکت، شامل زمان مورد نیاز برای پردازش مرکزی اطلاعات است که در مراکز فوق نخاعی صورت می‌گیرد. یعنی فرد در این بازه زمانی پس از دریافت تحریک و انتخاب برنامه مناسب به تحریک اعمالی پاسخ می‌دهد. زمان حرکت بیشتر پدیده‌ای محیطی است که شامل مکانیسم‌های لازم در عضله برای اعمال یک پاسخ ارادی می‌باشد. فعالیت‌های صورت گرفته در طی زمان حرکت در سطح نخاعی و سیستم‌های محیطی عضلانی است. بنابراین در ارزیابی زمان عکس‌العمل تعیین این‌که کدام مولفه تشکیل دهنده مسئول طولانی شدن زمان عکس العمل است، اطلاعات مفیدی را در مورد محل پاتولوژی، مرکزی یا محیطی بودن آن، فراهم می‌کند.[۱۷]

با توجه به داده‌های حاصل از این مطالعه، نتایج نشان می‌دهد که افزایش سطح مقاومت تاثیری بر مراکز فوق نخاعی نداشته است و افزایش زمان عکس العمل ناشی از تاثیر مقاومت بر سیستم‌های محیطی و در سطح نخاعی بوده است. به نظر می‌رسد، افزایش مقاومت کفایت عضله را برای شروع حرکت دچار مشکل می‌کند و منجر به افزایش زمان عکس العمل می‌گردد. احتمالاً طولانی شدن زمان حرکت به علت تغییر در خصوصیات ساختاری و عملکردی عضله است. با افزایش میزان مقاومت، به دلیل نیاز به نیروی عضلانی بیشتر و انجام انقباضات عضلانی سریع و قدرتی، واحدهای حرکتی

Downloaded from zjrms.ir at 10:34 +0430 on Saturday May 18th 2019

با فیبرهای تند انقباض (fast twitch) نسبت به واحدهای حرکتی کند انقباض(slow twitch) با نسبت بیشتری به کار گرفته می‌شوند. از آن‌جایی که فیبرهای تند انقباض آستانه تحریکی بالاتری نسبت به فیبرهای کند انقباض دارند، در نتیجه انقباضات عضلانی برای تولید حرکت با تاخیر بیشتری اتفاق افتاده و منجر به افزایش زمان حرکت شده است.[۱۸] موسوی و همکاران در سال ۲۰۰۹ میلادی مشاهده کردند که با افزایش مقاومت در حین انجام حرکت ترکیبی تنه، میزان ناپایداری سیستم کنترل حرکتی افزایش و شاخص توانایی کنترل پذیری تنه (trunk controllability index)کاهش می‌یابد. این محققین علت رخداد این پدیدها را نویز وابسته به سیگنال (signal- dependent noise) در تولید نیروی عضلانی بیان کردند. حضور نویز در سیستم حرکتی بدین معناست که هر حرکتی که ما انجام می‌دهیم با مقداری خطا همراه است. نتایج مطالعه ما در مورد افزایش زمان حرکت را می‌توان به حضور نویز وابسته به سیگنال در سطوح بالای مقاومت نسبت داد. با افزایش خطا در تولید نیرو و به کارگیری انقباض عضلانی، زمان حرکت افزایش می‌یابد و متعاقباً زمان عکس‌العمل نیز تحت تاثیر آن قرار می‌گیرد.[۳،۴] نتایج مطالعه حاضر نشان داد که در هر شش عضله مورد بررسی (رکتوس شکمی راست و چپ، ابلیک شکمی راست و چپ و ارکتور اسپاینای راست و چپ) با افزایش سطح مقاومت از حداقل به ۵۰ درصد، میزان فعالیت الکتریکی (RMS) عضلات نیز افزایش می‌یابد. ولی از مقاومت ۵۰ به ۷۵ درصد میزان فعالیت عضلات تغییری نمی‌کند. Stevens در سال ۲۰۰۷ میلادی تاثیر سه سطح مقاومتی ۳۰، ۵۰ و ۷۰ درصد حداکثر انقباض ایزومتریک را به هنگام حرکت روتیشن محوری تنه بر فعالیت الکتریکی عضلات شکمی و کمری بررسی کردند. نتایج مطالعه آن‌ها نشان داد که با افزایش مقاومت، میزان فعالیت عضلات شکمی و پشتی افزایش می‌یابد.[۱۹] در تحقیقی مشابه با مطالعه فوق Stevens و همکارانش در سال ۲۰۰۸ میلادی اثر افزایش این سه سطح مقاومتی را بر میزان فعالیت عضلات شکمی و پشتی در طی حرکت دینامیک فلکشن-اکستنشن تنه بررسی کردند که باز هم نتایج آن‌ها نشان داد با افزایش مقاومت، فعالیت الکتریکی عضلات (EMG) زیاد می‌شود.[۲۰] Ng در دو تحقیق جداگانه که در سال‌های ۲۰۰۱ و ۲۰۰۲ میلادی انجام داد، دریافت که عضلات تنه در سطوح مقاومتی بالاتر، فعالیتEMG بیشتری را نشان می‌دهند.[۲۱،۲۲] تفاوت بین مطالعه حاضر و Ng در این بود که در مطالعه Ng، تست به صورت ایزومتریک و تنها در یک صفحه حرکتی (ترانسورس) انجام می‌شد. Sheikhzadeh و همکاران در سال ۲۰۰۸ میلادی طی یک تحقیق به این نتیجه رسیدند که فعالیت عضلات تنه به صورت معنی‌دار تحت تاثیر میزان تلاش و تقلای فرد (exertion) و زاویه‌ای که تحت آن حرکت را انجام می‌دهد، قرار می‌گیرد و با افزایش این دو فاکتور میزان فعالیت عضلات هم زیاد می‌شود.[۴] بر اساس مدل پنجابی در مورد سیستم‌های ثبات دهنده ستون فقرات، افزایش سطح فعالیت عضلات در مقاومت‌های بالاتر، می‌تواند به عنوان سیستم اکتیو به ثبات تنه کمک کند.[۲۰]

با استفاده از مطالعات الکترومیوگرافی می‌توان به طور غیرمستقیم تنش عضله و متعاقب آن بارهای وارد بر ستون فقرات را محاسبه کرد. با این حال رابطه بین EMG و تنش(EMG- Force Relationship) عضله تحت تاثیر عوامل مختلفی مثل نوع انقباض، سرعت انقباض، طول عضله قرار می‌گیرد.[۲]

نتایج مطالعه حاضر بیانگر این مطلب بود که در مقاومت ۵۰ و ۷۵ درصد نسبت به سایر مقاومت‌ها، ستون فقرات بارگذاری داخلی (internal loading) بیشتری را متحمل می‌شود زیرا در این دو مقاومت سطح فعالیت عضلات تنه بیشتر است، از سوی دیگر افزایش سطح فعالیت عضلات به هنگام انجام حرکت ترکیبی (combined motion) سطح هم انقباضی-co) (activation عضلات را بالاتر می‌برد که متعاقب آن بارگذاری داخلی ستون فقرات افزایش می‌یابد. در چنین شرایطی به نظر می‌رسد استرس و استرین وسیع‌تری به فیبرهای آنولوس، مفاصل فاست و بافت‌های نرم اعمال می‌گردد که متعاقباً می‌تواند ریسک آسیب را افزایش دهد.[۲۳] یادگیری انجام صحیح آزمون برای برخی از افراد شرکت کننده مشکل بود. لذا نحوه درست انجام تست به فرد آموزش داده د و وی چند مرتبه آزمون را به صورت آزمایشی انجام می‌داد. تفاوت فرکانس نمونه‌برداری دستگاه ایزواستیشن B200 و دستگاه الکترومیوگرافی عضلات از محدودیت‌های مطالعه ما بود. امید است که در مطالعات آتی با استفاده از نرم افزارهای مناسب، هم‌زمان سازی ثبت این داده‌ها امکان پذیر شود. افزایش میزان مقاومت، بارگذاری خارجی(external loading) وارد بر تنه را افزایش می‌دهد. در نتیجه بدن باید برای مقابله با بارگذاری خارجی تحمیل شده، گشتاور عضلانی بیشتری را تولید نماید. از آن‌جایی که بازوی اهرمی عضلات تنه در مقابل بازوی اهرمی بارگذاری خارجی کوچک‌تر است، عضلات مجبورند که نیروی (force) خود را افزایش دهند. با بالا رفتن نیروی حاصل از انقباض عضلانی، بارگذاری داخلی (internal loading) وارد بر ستون فقرات زیاد می‌شود. با افزایش بارگذاری داخلی، بارهای فشاری (compressive loads) و بارهای برشی(shear loads) بیشتری به ستون فقرات وارد شده و در نتیجه احتمال آسیب ستون فقرات افزایش می‌یابد. هم‌چنین در سطوح بالای مقاومتی نقص در عملکرد عصبی- عضلانی (neuromuscular performance) منجر به کاهش شاخص توانایی کنترل پذیری تنه شده و در نتیجه انجام انقباضات عضلانی با خطا همراه می‌شود. افزایش خطا در سیستم حرکتی، الگوی به کارگیری عضلانی(muscle recruitment pattern) را تغییر داده و متعاقباً خطر بروزکمر درد را افزایش می‌دهد.

سپاسگزاری

این مقاله ماحصل از پایان‌نامه کارشناسی ارشد با کد ۱۲۳ می‌باشد که با حمایت مالی دانشگاه علوم پزشکی تهران انجام پذیرفته است.

References

1. Chen WJ, Chiou WK, Lee YH, et al. Myo-electric behavior of the trunk muscles during static load holding in healthy subjects and low back pain patients. Clin Biomech (Bristol, Avon) 1998; 13(1suppl1): S9 - S15.

Downloaded from zjrms.ir at 10:34 +0430 on Saturday May 18th 2019

2. Ross EC, Parnianpour M, Martin D. The effect of Resistance level on muscle coordination patterns and movement profile during trunk extension. Spine 1993; 18(13): 1829-1838.
3. Mousavi SJ, Olyaei GR, Talebian S, et al. The effect of angle and level of exertion on trunk neuromuscular performance during multidirectional isometric activities. Spine 2009; 34(5): E170-E177.
4. Sheikhzadeh A, Parnianpour M, Nordin M. Capability and recruitment patterns of trunk during isometric uniaxial and biaxial upright exertion. Clin Biomech 2008; 23(5): 527-535.
5. Sparto PJ, Parnianpour M. Estimation of trunk muscle forces and spinal loads during fatiguing repetitive trunk exertions. Spine 1998; 23(23): 2563-2573.
6. Parnianpour M, Nordin M, kahanovitz N and Frankel V. 1988 Volvo award in biomechanics. The triaxial coupling of torque generation of trunk muscles during isometric exertions and the effect of fatiguing isoinertial movments on the motor output and movement patterns. Spine 1988; 13(9): 982-992.
7. Ferguson SA, Marras WS, Waters TR. Quantification of back motion during asymmetric lifting. Ergonomics 1992; 35(7-8): 845-859.
8. Arjmand N, Shirazi-Adl A. Biomechanics of changes in lumbar posture in static lifting. Spine 2005; 30(23): 2637-2648.
9. Danneels LA, Vanderstraeten GG, Cambier DC, et al. A functional subdivision of hip, abdominal, and back muscles during asymmetric lifting. Spine (Phila Pa 1976) 2001; 26(6): E114-121.
10. Hooper M, Goel K, Aleksiev A, et al. Three dimensional moments in the lumbar spine during asymmetric lifting. Clin Biomech 1998; 13(6): 386-393.
11. Sommerich CM, Marras WS. Temporal patterns of trunk muscle activity throughout a dynamic, asymmetric lifting motion. Hum Factors 1992; 34(2): 215-230.
12. Dolan P, Kingma I, De Lozee MP, et al. An EMG technique for measuring spinal loading during asymmetric lifting. Clin Biomech 2001; 16 suppl 1: 17-24.
13. Marras WS, Ferguson SA, Simon SR. Three dimensional dynamic motor performance of the normal trunk. Int J Ind Ergon 1990; 6(3): 211-224.
14. Radebold A, Cholewichi J, Panjabi MM and Patel TC. Response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals in patients with trunk chronic low back pain. Spine 2000; 25(8): 947-954.
15. Ballanger B, Boulingue ZP. EMG as a key tool to asses motor lateralization and hand reaction time asymmetries. J Neurosci Methods 2009; 179: 85-89.
16. Botwinick J, Thompson LW. Premotor and motor components of reaction time. J Exp Psychol 1966; 71(1): 9-15.
17. Gunedi Z, Taskiran OO, Beyazova M. What is the optimal repetition number in electromyographic reaction time studies? Clin Biomech 2005; 20(7): 754-758.
18. Kimura K, Imanaka K, Kita I. The effects of different instructions for preparatory muscle tension on simple reaction time. Hum Mov Sci 2002; 21(5-6): 947-960.
19. Stevens V, Witvrouw E, Vanderstraeten G, et al. The relevance of increasing resistance on trunk muscle activity during seated axial rotation. Phys Ther Sport 2007; 8(1): 7-13.
20. Stevens VK, Parlevliet TG, Coorevits PL, et al. The effect of increasing resistance on trunk muscle activity during extension and flexion exercises on training devices. J Electromyogr Kinesiol 2008; 18(3): 434-445.
21. Ng JK, Parnianpour M, Richardson CA and Kippers V. Functional roles of abdominal and back muscles during isometric axial rotation of the trunk. J Orthop 2001; 19(3): 463-71.
22. Ng JK, Richardson CA, Parnianpour M and Kippers V. EMG activity of trunk muscles and torque output during isometric axial rotation exertion: a comparison between back pain patients and matched controls. J Orthop Res 2002; 20(1): 112-21.
23. Arjmand N, Shirazi-Adl A, Bazrgari B. Wrapping of trunk thoracic extensor muscles influences muscle forces and spinal loads in lifting tasks. Clin Biomech 2006; 21(7): 668-75.

The effect of increasing resistant level on reaction time and electromyographic activity of trunk muscles during combined trunk motion

Mehdi Sadeghi,[1] Azadeh Shadmehr,[2] Saeed Talebian,[2] Vahid Samadi[4]

Received: 22/Jun/2010
Accepted: 7/Sep/2010

Downloaded from zjrms.ir at 10:34 +0430 on Saturday May 18th 2019

Background: Asymmetric or combined lifting of objects is considered as the most important biomechanical factor in increasing the prevalence of low back pain (LBP) in the working environments. The purpose of this study was to investigate the effect of increasing resistance level on reaction time and electromyographic activity of trunk muscles during combined trunk motion.

Materials and Method: In this interventional study; after entering cases into the study consecutively, thirty young healthy men aligned with B200 isostation dynamometer in upright standing position randomly performed combined trunk motion against different levels of resistance (minimal resistance, 25, 50 , 75% of MVC). The way of test performance was five combined trunk motion trip in two phases of upward and downward movements. The.Rout Mean Square of trunk muscles and temporal parameters of motor control was recorded by the Data Link device. Analysis of variance with repeated measures was used to test the effect of levels of resistance.

Results: The results of present study showed that in general, increasing resistance level associated significantly with the amount of RMS of trunk muscles (p=0.001) and motor time (p =0.004). Reaction time has also been increased but it had not any significant difference (p=0.058). Premotor time was not changed significantly (p>0.05).

Conclusion: With increasing the level of resistance, trunk controllability reduces and the amount of error in motion system and internal loading will increase. Finally greater stress and strain impose into the annulus fibers, facet joints, soft tissue will increase the risk of injury. [ZJRMS, 13(5): 23-30]

Keywords: Resistance, electromyography, reaction time, spine

1. **Instructor of Physiotherapy, School of Paramedical, Kerman University of Medical Sciences and Health Services, Kerman, Iran.**
2. **Associate professor of Physiotherapy, School of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences and Health Services, Tehran, Iran.**
3. **MSc of Physiotherapy, School of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences and Health Services, Tehran, Iran.**

Please cite this article as: Sadeghi M, Shadmehr A, Talebian S, Samadi V. The effect of increasing resistant level on reaction time and electromyographic activity of trunk muscles during combined trunk motion. Zahedan J Res Med Sci (ZJRMS) 2011; 13(5): 23-30.