

مقایسه فعالیت الکتریکی منتخبی از عضلات تنه و ران در حرکت خم شدن به جلو و برگشت با بارهای مختلف در افراد با و بدون کمردرد مزمن

مهرداد عنبریان^۱، سیدحسین حسینی مهر*^۲، زهره محمد نظری^۳

تاریخ دریافت ۱۴۰۲/۰۲/۰۸ تاریخ پذیرش ۱۴۰۲/۰۳/۲۹

چکیده

پیش‌زمینه و هدف: مطالعات نشان داده‌اند که حمل و نگه‌داشتن اجسام نیازمند هماهنگی عضلات اندام تحتانی و تنه است و به‌عنوان یک عامل خطرزا در ایجاد کمردرد محسوب می‌شود. هدف این مطالعه مقایسه سطح فعالیت منتخبی از عضلات تنه و ران در حرکت خم شدن به جلو و برگشت با بارهای مختلف در افراد با و بدون کمردرد مزمن بود.

مواد و روش کار: در یک مطالعه نیمه تجربی، تعداد ۳۱ آزمودنی در دو گروه ۱۵ نفر مبتلا به کمردرد مزمن و ۱۶ نفر سالم به‌صورت داوطلبانه در این پژوهش شرکت کردند. آزمودنی‌ها حرکت خم شدن به جلو و برگشت را در ۴ وضعیت بدون اعمال بار خارجی همراه با بار ۵، ۲، ۵ و ۱۰ درصد جرم بدن را طی مدت‌زمان ۶ ثانیه (۲ ثانیه ایستادن، ۲ ثانیه خم شدن به جلو و ۲ ثانیه برگشت) انجام دادند. فعالیت الکتریکی هشت عضله منتخب تنه و ران با استفاده از دستگاه EMG ثبت شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد که بار خارجی بر میانگین فعالیت عضلات تأثیر معناداری دارد همچنین بین میانگین فعالیت عضلات دو گروه تفاوت معنی‌داری وجود داشت به‌طوری‌که میانگین فعالیت عضلات در گروه با کمردرد مزمن بیشتر بود. از طرف دیگر میزان بار بر میانگین فعالیت عضلات مختلف در گروه‌های مختلف تأثیر معناداری داشت، بطوریکه اثر بار ۵ درصد جرم بدن بر میانگین فعالیت عضلات راست شکمی، مورب داخلی شکم و مولتی فیدوس در گروه کمردرد مزمن بیشتر بود. همچنین اثر بار ۱۰ درصد جرم بدن بر میانگین فعالیت عضلات مورب خارجی شکم، ارکتوراسپاین پشتی، ارکتوراسپاین کمری و دوسرانی در گروه کمردرد مزمن بیشتر بود. همچنین اثر بار ۱۰ درصد جرم بدن بر میانگین فعالیت سربینی بزرگ در گروه سالم بیشتر بود.

بحث و نتیجه‌گیری: جهت جلوگیری از خستگی عضلانی و نهایتاً جلوگیری از ایجاد یا گسترش درد، تقویت عضلاتی که بیشترین سطح فعالیت را در هنگام افزایش بار خارجی داشتند، توصیه می‌گردد.

کلیدواژه‌ها: کمردرد مزمن، سطح فعالیت، حداکثر فعالیت، عضلات ران، عضلات تنه

مجله مطالعات علوم پزشکی، دوره سی و چهارم، شماره سوم، ص ۱۶۸-۱۵۸، خرداد ۱۴۰۲

آدرس مکاتبه: گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی و اجتماعی، دانشگاه کردستان، سنندج، ایران، تلفن: ۰۹۱۷۳۰۳۴۲۳۷

Email: s.h.hosseinimehr@uok.ac.ir

مقدمه

تنه است که حرکات را کنترل می‌کنند (۲-۴). خم شدن تنه برای بلند کردن و یا گذاشتن بار بر روی زمین یک ریسک فاکتور برای توسعه کمردرد است (۵-۶). علیرغم اینکه یکی از بخش‌های مهم ایجادکننده ثبات ستون فقرات عضلات است، همین عضلات می‌توانند با گشتاوری که تولید می‌کنند سبب ایجاد فشار بر روی ستون فقرات شوند. بسیاری از کمردردها به مشاغل مربوط می‌شوند که در آن‌ها عمل برداشتن و پایین گذاشتن بار وجود دارد و این

کمردرد یک مسئله مهم بهداشت شغلی است و علت اصلی ناتوانی در سطح جهان است (۱). یکی از انواع کمردردها، کمردرد مزمن است که بیش از ۳ ماه طول می‌کشد و اثر مستقیمی بر فعالیت‌های روزمره افراد دارد و باعث تغییر در کنترل حرکتی می‌شود. علت اصلی این تغییر، ناپایداری سیستم‌های تثبیت‌کننده

^۱ استاد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

^۲ استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی و اجتماعی، دانشگاه کردستان، سنندج، ایران (نویسنده مسئول)

^۳ کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

مبتلا به کمردرد مزمن در اثر استفاده نادرست از وضعیت بدنی دچار اختلال می‌شوند. افزایش بیشتر فعالیت عضلات اکستنسور، منجر به افزایش حرکات فلکشن تنه می‌شود (۱۹). همچنین مطالعات گزارش کرده‌اند که عضلات ارکتوراسپاین مهم‌ترین عضلات اکستنسور ستون فقرات می‌باشند و بارهای اضافی که به مراکز بین مهره‌ای وارد می‌شود را تحمل می‌کنند و نقش مهمی در حفظ و نگهداری ستون فقرات دارند (۲۰).

بررسی تغییر دامنه فعالیت عضلات تنه و ران در افراد مبتلا به کمردرد مزمن، می‌تواند گام مؤثری در شناخت تغییرات عصبی - عضلانی در این گروه از بیماران و به دنبال آن به کار گرفتن روش درمانی مؤثرتر باشد (۲۱). با بررسی فعالیت روزمره افراد گزارش شده است که برداشتن بار، بیشترین فشار را به ستون فقرات وارد می‌کند (۲۲-۲۴). به دلیل اینکه فعالیت عضلات تنه و ران نقش مهمی در خم شدن و برگشت از حالت خم شدن و محافظت از ستون فقرات دارند و بارخارجی به‌عنوان یک ریسک فاکتور مهم کمردرد شناخته شده است لذا هدف از انجام این تحقیق بررسی فعالیت الکتریکی منتخبی از عضلات تنه و ران در حرکت خم شدن به جلو و برگشت در شرایط بدون اعمال بار و با اعمال بارهای ۲، ۵ و ۱۰ درصد جرم بدن در افراد با و بدون کمردرد مزمن بوده است. به نظر می‌رسد بررسی نتایج درون و بین گروهی این تحقیق می‌تواند پیشنهادهایی را جهت تقویت عضلات مختلف در شرایط اعمال بارهای مختلف ارائه نماید.

مواد و روش کار

تحقیق حاضر از نظر هدف کاربردی و از نوع نیمه تجربی با طرح اندازه‌گیری مکرر بود. جامعه آماری تحقیق حاضر، زنان و مردان مبتلا به کمردرد مزمن و سالم دانشگاه بوعلی سینا و بیماران مراجعه‌کننده به کلینیک و مراکز درمانی شهرستان همدان با دامنه سنی ۲۰ تا ۵۰ سال بودند. نمونه آماری شامل ۳۱ نفر، تعداد ۱۵ نفر (۵ مرد و ۱۰ زن) به‌عنوان افراد مبتلا به کمردرد مزمن و ۱۶ نفر (۶ مرد و ۱۰ زن) به‌عنوان افراد سالم و با روش نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شدند. لازم به ذکر است که آزمودنی‌ها پس از انجام معاینات لازم توسط متخصص مغز و اعصاب به‌صورت هدفمند برای شرکت در پژوهش انتخاب و با اخذ رضایت‌نامه کتبی وارد مطالعه شدند.

معیارهای ورود به تحقیق: ۱- سن آزمودنی‌ها در دامنه‌ی ۲۰ تا ۵۰ سال قرار داشت ۲. آزمودنی‌های با کمردرد مزمن افرادی بودند که بیش از ۳ ماه کمردرد داشتند. معیار خروج از تحقیق: افراد هرکدام از موارد ذیل را داشتند از مراحل انجام تحقیق حذف می‌شدند:

عمل باعث تشدید علائم کمردرد می‌شود، اما در طی تحقیقات گذشته علت بروز کمردرد در اثر بار با تحلیل پارامترهای مختلف الکترومیوگرافی کمتر مشخص شده است (۷-۸). آمارهای موجود تأییدکننده این مسئله است که کمردرد به‌عنوان یک مشکل عمومی در تمام دنیا به‌ویژه کشورهای پیشرفته و صنعتی است به‌طوری‌که ۸۰ درصد افراد حداقل یک‌بار در زندگی خود کمردرد را تجربه می‌کنند. این بیماری به خاطر تأثیراتی نظیر از دست دادن کار باعث کاهش فعالیت جسمانی و کیفیت زندگی می‌شود و هزینه‌های اقتصادی سنگینی را به جوامع امروزی تحمیل می‌کند (۸-۹). حمل و نگهداشتن اجسام با دست بر میزان کمردرد و بروز آن تأثیر می‌گذارد و به‌عنوان یک عامل خطرزا محسوب می‌شود. باین‌وجود انجام این حرکت، یکی از اعمال روزمره زندگی همه افراد از جمله بیماران کمردرد است (۹-۱۱). بلند کردن بار یک فعالیت کاملی است که نیازمند هماهنگی اندام تحتانی و تنه است (۱۰-۱۱). بلند کردن ایمن به‌تنهایی در پیشگیری از کمردرد مؤثر نیست بلکه طراحی ارگونومیک در این فرآیند بیشتر تأثیرگذار است (۱۳-۱۲).

مطالعات نشان داده‌اند که در افراد سالم با افزایش بار خارجی فعالیت الکتریکی عضلات پشتی و شکمی افزایش می‌یابد و نسبت هم انقباضی عضلات شکمی و پشتی ثبات ستون فقرات را حین حفظ بار خارجی تأمین می‌کند (۱۰-۱۴). همچنین وضعیت خمیده تنه از جمله وضعیت‌هایی است که ستون فقرات نیاز به حفظ ثبات دارد. نقش عضلات پشتی در این وضعیت در جهت حفظ ثبات و کنترل خمیدگی در حفظ بار و پیشگیری از کمردرد ضروری است (۱۴). اختلال در عملکرد عضلات تنه به‌عنوان یکی از ویژگی‌های مهم کمردرد مزمن است. فعالیت عضلات مختلف در افراد مبتلا به کمردرد مزمن در حین انجام وظایف مختلف متفاوت است، به‌عنوان مثال فعالیت عضله مورب داخلی در حالت ایستاده به نشسته در افراد کمردرد مزمن بیشتر گزارش شده است همچنین فعالیت بیشتر عضله مورب خارجی در حین بلند کردن جعبه در یک طرف مشاهده شد و فعالیت عضله مولتی فیدوس سمت راست در افراد کمردرد مزمن در بالارفتن از پله بیشتر بود اما فعالیت بیشتر مولتی فیدوس چپ، در حالت ایستاده به نشسته مشاهده شد (۱۵). از طرف دیگر عضلات همسترینگ، لگن را در حالت خم شدن به جلو تثبیت می‌کنند و روی لمبوساکرال اثر می‌گذارند، سفتی عضلات همسترینگ باعث کاهش حرکت لگن و کاهش دامنه حرکتی می‌شود، همچنین همسترینگ کوتاه در بیماران کمردرد مزمن گزارش شده است (۱۶). مطالعات گزارش کرده‌اند که افراد با کمردرد مزمن، کاهش فعالیت عضلات عمقی کمر و سربینی بزرگ در طول فلکشن تنه را گزارش کردند (۱۶-۱۸). بر اساس گزارش‌های محققان عملکرد و هماهنگی عضلات اکستنسور کمری در بیماران

شدند. در ابتدا، نحوه‌ی اجرا و هدف تحقیق برای آزمودنی‌ها تشریح شد. تمامی اندازه‌گیری‌ها در آزمایشگاه بیومکانیک اندام تحتانی دانشگاه بوعلی سینا انجام شد. پس از تکمیل فرم رضایت‌نامه و پرسشنامه مشخصات فردی، توضیحات لازم در مورد نحوه‌ی پر کردن پرسشنامه اوسستوری و مقیاس VAS برای آزمودنی‌ها ارائه شد. لازم به ذکر است که مطالعه حاضر مورد تأیید کمیته اخلاق در پژوهش‌های زیست پزشکی دانشگاه بوعلی سینا با شماره IR.BASU.REC.1398.058 قرار گرفت. پس از پر کردن رضایت‌نامه و پرسشنامه‌ها، آزمودنی‌ها جهت انجام پژوهش آماده شدند.

برای کاهش مقاومت پوست، مراحل آماده‌سازی با تراشیدن موهای زائد و شستشوی پوست با الکل طبی انجام شد. الکترودهای چسبیده یک‌بارمصرف از جنس AgCl Ag- با فاصله مرکز تا مرکز ۲۰ میلی‌متر به صورت یک‌طرفه فقط بر روی عضلات سمت راست بدن که شامل عضلات (راست شکمی، مایل خارجی شکم، مایل داخلی شکم، ارکتوراسپاین پشتی، ارکتوراسپاین کمری، مولتی فیدوس، دوسر رانی، سرینی بزرگ) بود نصب شدند.

محل قرارگیری الکترودها برای تمامی عضلات بر اساس پروتکل اروپایی سنایم صورت گرفت. برای عضله راست شکمی، الکترود در محل ۱/۴ سانتی‌متر فاصله بین جناغ سینه و ناف، تقریباً ۳ سانتی‌متر از سمت وسط بدن به طرف جانب نصب شد (۲۸). الکترود برای عضله مایل داخلی شکمی ۲ سانتی‌متر به طرف داخل و پایین‌تر از خار خاصره قدامی فوقانی لگن نصب شد (۲۹). الکترود عضله مایل خارجی شکمی در محل وسط فاصله بین دنده تحتانی قفسه سینه و خار خاصره‌ای قدامی نصب شد (۳۰). الکترود ارکتوراسپاین پشتی به اندازه ۲ انگشت به سمت جانب ستون فقرات در ناحیه مهره اول کمری نصب شد. الکترود ارکتوراسپاین کمری به اندازه یک انگشت از خار خاصره پشتی و آخرین دنده پایینی در سطح دومین مهره کمری نصب شد. الکترود عضله مولتی فیدوس در ناحیه ۲ تا ۳ سانتی‌متری در سطح مهره پنجم کمری نصب شد. الکترود عضله سرینی بزرگ در محل وسط بین خط مهره‌های ساکرال و تروکانتر بزرگ نصب شد. در نهایت الکترودهای مربوط به عضله دوسر رانی در وسط خط واصل بین برجستگی نشیمنگاهی و اپی کندیل خارجی استخوان درشت نی نصب شد (۲۸-۳۰). همچنین دو الکترود زمین بر روی خار خاصره قدامی و اپی کندیل خارجی زانو نصب شدند.

همچنین یک الکترودگونیامتر در سطح مهره دوازدهم پشتی و اولین مهره خاجی قرار گرفت تا شروع فلکشن تنه در جهت نرمال کردن داده‌ها را نمایش دهد (۳۰). پس از نصب الکترودها و الکترودگونیامتر بر روی عضلات تنه و ران، در مرحله اول از آزمودنی‌ها

ابتلا به عفونت و تومور، بیماری‌های روماتوئیدی، شکستگی مهره‌ها، پوکی استخوان، دفورمیتی شدید پوسچرال، ناهنجاری‌های مادرزادی ستون فقرات، مهره شکاف دار، لقی مهره کمری، دررفتگی خودبه‌خودی مهره، درد تیرکشنده به پاها، درد شدید شبانه، عفونت‌های دستگاه ادراری، سابقه ورزش منظم، مصرف داروهای ضدالتهابی و ضد درد، مثبت بودن عصب سیاتیک و یا سایر اعصاب اندام تحتانی، داشتن ناهنجاری‌های ساختاری ستون فقرات، سابقه جراحی ستون فقرات، سابقه شکستگی و ضربات حاد، بیماری التهابی، روماتیسمی، آسیب اسفنگترها ناشی از علل عصب‌شناسی، فتق دیسک (۲۵). در این تحقیق به منظور اندازه‌گیری شدت درد ادراک‌شده افراد مبتلا به کمردرد مزمن، از مقیاس درجه‌بندی دیداری (Visual Analogue Scale, VAS) استفاده شد. یک انتهای این پرسشنامه عدد صفر (بدون درد) و انتهای دیگر عدد ۱۰ (شدیدترین درد) را نمایش می‌دهد، این پرسشنامه دارای دو بخش کمی و کیفی است. از افراد خواسته شد با توجه به میزان درد خویش پرسشنامه را علامت بزنند و عدد به دست آمده به عنوان میزان درد افراد ثبت شد. این مقیاس معتبرترین سیستم درجه‌بندی درد برای مقایسه بین دوره‌های مختلف بوده و به طور گسترده در پژوهش‌های مرتبط با درد مورد استفاده قرار می‌گیرد که روایی و پایایی آن مورد تأیید قرار گرفته و ضریب پایایی آن برابر $CC = 91\%$ است (۲۶).

پرسشنامه اوسستوری (Oswestry Questionnaire):

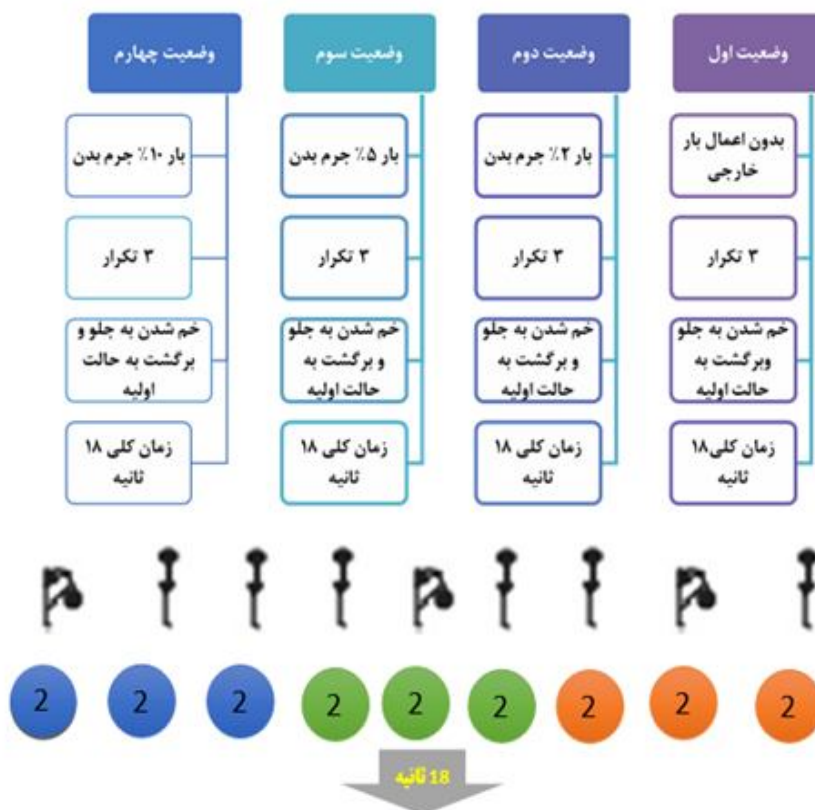
این پرسشنامه استاندارد طلایی برای اندازه‌گیری عملکرد در افراد کمردرد است که شامل ۱۰ آیتم ۵ الی ۶ گزینه‌ای است. آیتم اول شدت درد را اندازه‌گیری می‌کند و ۹ آیتم دیگر در ارتباط با فعالیت‌های روزمره است که تحت تأثیر کمردرد قرار می‌گیرند. هر بخش، میزان ناتوانی در عملکرد را به ترتیب از صفر (به منزله توانایی مطلوب) تا صد (به منزله ناتوانی شدید) رتبه‌بندی می‌کند. گزینه الف، صفر و مابقی گزینه‌ها به ترتیب با توالی دو امتیاز تا امتیاز ده در آخرین گزینه افزایش می‌یابند. جمعاً امتیاز هر بخش ۱۰ و در مجموع شاخص کل ناتوانی بین صفر تا صد ارزش‌گذاری می‌شود. نمره آیتم‌های مختلف با هم جمع و بر عدد ۵۰ تقسیم و در عدد ۱۰۰ ضرب می‌شود تا درصد ناتوانی به دست آید. شاخص ناتوانی صفر بیانگر آن است که فرد سالم بوده و قادر به انجام فعالیت‌های روزمره بدون درد است. امتیاز ۲۵ ناتوانی متوسط، ۵۰ ناتوانی زیاد، ۷۵ ناتوانی شدید و امتیاز بالاتر به منزله ناتوانی کاملاً حاد به دلیل درد شدید است که در این وضعیت فرد قادر به انجام هیچ حرکتی نیست (۲۷).

روش اجرای پژوهش:

پس از انتخاب آزمودنی‌ها بر اساس معیارهای ورود به تحقیق، آزمودنی‌ها در دو گروه مبتلا به کمردرد مزمن و افراد سالم تقسیم

در کنار بدن و کمی جلوتر از ران قرار داشت و زانوها در وضعیت اکستنشن بود سبد را از روی پایه بردارند و به مدت ۲ ثانیه بایستند، در مرحله بعد، خم شدن کامل تنه (۹۰ درجه) را به مدت ۲ ثانیه اجرا کنند و بعد از آن بدون اینکه سبد را بر روی زمین بگذارند به مدت ۲ ثانیه دیگر حرکت برگشت به حالت اولیه را انجام دهند (شکل ۱).

خواسته شد، به صورت تصادفی یک فلش کارت از بین ۴ فلش کارت که بر روی آن‌ها (سبد معادل بدون اعمال بار خارجی، ۲ درصد جرم بدن، ۵ درصد جرم بدن و ۱۰ درصد جرم بدن) نوشته شده بود برای اجرای مراحل آزمون انتخاب کنند و در مرحله بعد سبد حاوی بار انتخاب شده، توسط آزمونگر برای آزمودنیها آماده شد و بر روی پایه در سطح ایپی کندیل ران قرار گرفت. در مرحله سوم از آزمودنیها خواسته شد، با دو دست درحالیکه آرنجها در وضعیت صاف و دستان



شکل (۱): تصویر اجرای طرح تحقیق

سطح فعالیت عضلانی بیان شود. در نهایت، داده‌های نرمال شده الکترومیوگرافی در سه آزمایش مکرر برای هر عضله به‌طور میانگین محاسبه شد و سپس تحلیل آماری شد. جهت تجزیه و تحلیل داده‌ها از آزمون شاپیروویلک برای تعیین نرمال بودن داده‌ها و از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر (۲×۴×۸) جهت بررسی تفاوت‌های درون گروهی و بین گروهی استفاده شد. تجزیه و تحلیل داده‌ها و رسم نمودارها به ترتیب توسط نرم‌افزارهای SPSS ۲۳ و Excel ۲۰۱۳ صورت گرفت و سطح معناداری $p < 0/05$ در نظر گرفته شد.

ریتم حرکتی در هنگام خم شدن و برگشت به حالت اولیه توسط مترونوم کنترل شد. آزمودنی‌ها ۴ وضعیت را ۳ بار تکرار کردند و به افراد بین هر بار تکرار به مدت ۱ دقیقه استراحت داده شد (۳۱). داده‌های خام الکترومیوگرافی برای تمامی آزمون‌ها توسط فیلتر میان‌گذر ۱۰ تا ۴۵۰ هرتز فیلتر شدند. در ابتدا برای اندازه‌گیری MVIC هر عضله، ریشه میانگین مربع (RMS) بیشترین مقدار ثبت شده محاسبه شد. همچنین برای هر یک از شرایط آزمون RMS داده‌های الکترومیوگرافی هر عضله محاسبه شد. سپس داده‌های الکترومیوگرافی به MVIC نرمال شد تا به‌عنوان درصدی از بالاترین

یافته‌ها

- نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر (۲×۴×۸) که در جدول ۱ ارائه شده است نشان داد که:
- بار خارجی بر میانگین فعالیت عضلات در حین خم شدن و برگشت تأثیر معناداری داشته است (p=0/001).
 - بار خارجی بر میانگین فعالیت عضلات در گروه‌های مختلف در حین خم شدن و برگشت تأثیر معناداری داشته است (P=0/007).
- میانگین فعالیت عضلات مختلف در حین خم شدن و برگشت متفاوت بوده است (p=0/001).
- میانگین فعالیت عضلات مختلف در دو گروه در حین خم شدن و برگشت متفاوت نبوده است (P=0/159).
- میزان بار بر میانگین فعالیت عضلات مختلف در گروه‌های مختلف در حین خم شدن و برگشت تأثیر معناداری دارد (P=0/001).

جدول (۱): نتایج اثرات خالص و تعاملی درون گروهی فاکتورهای مختلف بر میانگین فعالیت عضلات

متغیر	فاکتور	میانگین مجذورات	F	P-value
	بار	۰/۴۲۵	۵۱/۵۶۹	*۰/۰۰۱
	بار × گروه	۰/۰۴۴	۵/۳۲۸	*۰/۰۰۷
میانگین فعالیت عضلات	عضله	۰/۴۹۵	۵/۴۷۵	*۰/۰۰۱
	عضله × گروه	۰/۱۴۹	۱/۶۴۸	۰/۱۵۹
	بار × عضله	۰/۰۳۳	۴/۹۳۲	*۰/۰۰۱
	بار × عضله × گروه	۰/۰۲۵	۳/۷۴۳	*۰/۰۰۱

همچنین نتایج بین گروهی که در جدول ۲ ارائه شده است نشان داد که بین میانگین فعالیت عضلات دو گروه سالم و کمردرد مزمن تفاوت معنی‌داری وجود دارد و میانگین فعالیت عضلات در گروه با کمردرد مزمن بیشتر است.

جدول ۲. مقایسه نتایج بین گروهی میانگین فعالیت عضلات بین دو گروه سالم و کمردرد مزمن.

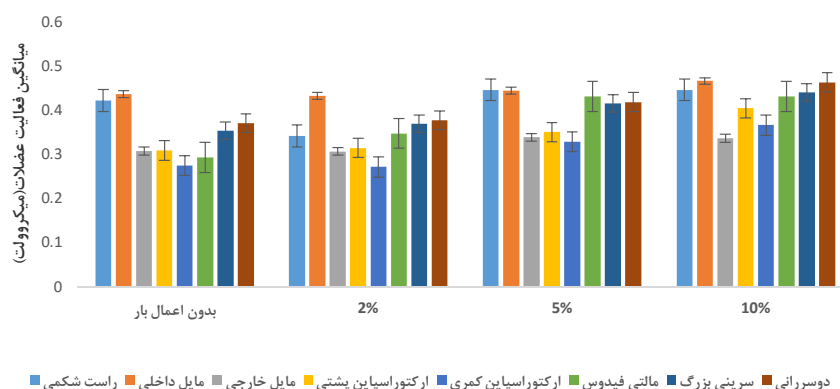
متغیر	فاکتور	میانگین مجذورات	F	P
میانگین فعالیت عضلات	گروه	۱/۱۸۱	۱۰/۱۴۴	*۰/۰۰۳

همچنین نتایج آزمون بونفرونی در بررسی نتایج درون گروهی نشان داد که تفاوت معناداری در میانگین فعالیت عضلات بین وضعیت بدون اعمال بار خارجی با بارهای ۲ درصد جرم بدن (p=0/006)، ۵٪ جرم بدن (p=0/001) و ۱۰ درصد جرم بدن (p=0/001)، همچنین بین بار ۲ درصد با بارهای ۵ درصد جرم بدن (p=0/001) و ۱۰ درصد جرم بدن (p=0/001)، بین بار ۵ درصد با بار ۱۰ درصد جرم بدن (p=0/015) وجود دارد به طوری که با افزایش بار میانگین فعالیت نیز اضافه شده است.

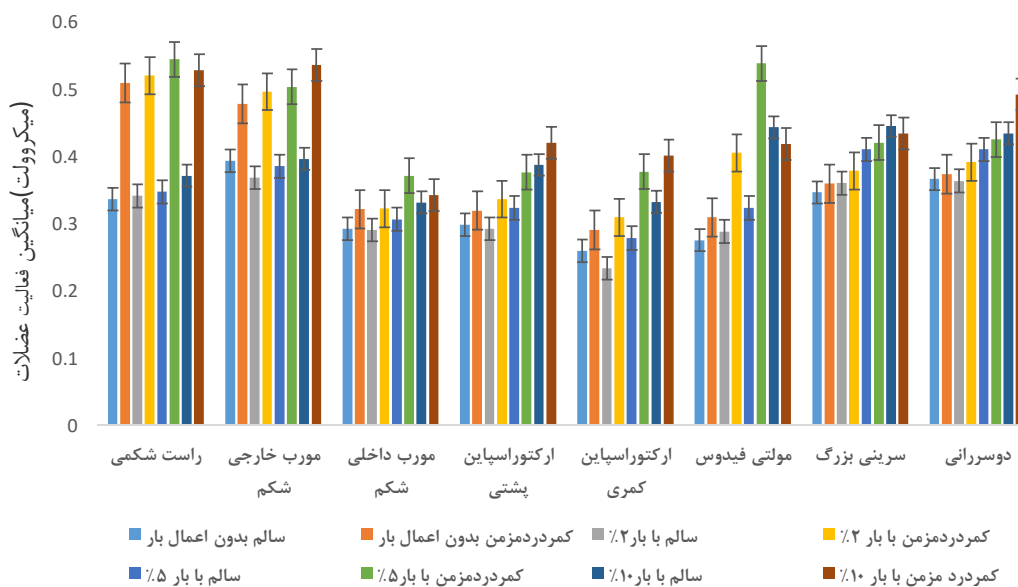
از طرف دیگر نتایج آزمون بونفرونی نشان داد که تفاوت معناداری در میانگین فعالیت عضلات، بین عضله راست شکمی با عضلات مورب داخلی شکم (p=0/007)، ارکتوراسپاین پشتی (p=0/002)، ارکتوراسپاین کمری (p=0/001)، مولتی فیدوس (p=0/005) وجود دارد.

از طرف دیگر نتایج آزمون بونفرونی نیز اضافه شده است. از طرف دیگر نتایج آزمون بونفرونی نشان داد که تفاوت معناداری در میانگین فعالیت عضلات، بین عضله راست شکمی با عضلات مورب داخلی شکم (p=0/007)، ارکتوراسپاین پشتی (p=0/002)، ارکتوراسپاین کمری (p=0/001)، مولتی فیدوس (p=0/005) وجود دارد.

از طرف دیگر نتایج آزمون بونفرونی نیز اضافه شده است. از طرف دیگر نتایج آزمون بونفرونی نشان داد که تفاوت معناداری در میانگین فعالیت عضلات، بین عضله راست شکمی با عضلات مورب داخلی شکم (p=0/007)، ارکتوراسپاین پشتی (p=0/002)، ارکتوراسپاین کمری (p=0/001)، مولتی فیدوس (p=0/005) وجود دارد.



نمودار (۱): مقایسه اثر بار بر میانگین فعالیت عضلات در دو گروه



نمودار (۲): مقایسه اثر بار بر میانگین فعالیت عضلات بین دو گروه

بحث و نتیجه‌گیری

معناداری دارد بطوریکه افزایش بار میانگین فعالیت عضلات در دو گروه را افزایش و این افزایش در گروه کم‌درد مزمن بیشتر بوده است.

از طرف دیگر میزان بار بر میانگین فعالیت عضلات مختلف تأثیر معناداری داشت بطوریکه، اثر بار ۲ درصد و ۱۰ درصد جرم بدن بر میانگین فعالیت عضله مورب خارجی شکم بیشتر شده بود. همچنین اثر بار ۵ درصد جرم بدن بر میانگین فعالیت عضله راست شکمی بیشتر شده بود. نهایتاً، میزان بار بر میانگین فعالیت عضلات مختلف

هدف از مطالعه حاضر بررسی فعالیت الکتریکی منتخبی از عضلات تنه و ران در حرکت خم شدن به جلو و برگشت با بارهای مختلف در افراد با و بدون کم‌درد مزمن بود. نتایج مطالعه نشان داد که بین میانگین فعالیت عضلات در دو گروه سالم و کم‌درد مزمن تفاوت معناداری وجود داشت، بطوریکه میانگین فعالیت عضلات در گروه کم‌درد مزمن نسبت به گروه سالم بیشتر بود. همچنین نتایج مطالعه نشان داد که میزان بار بر میانگین فعالیت عضلات تأثیر

به مدت ۴۰ ثانیه در افراد سالم بررسی کردند. طبق نتایج آن‌ها فعالیت عضلات کمر و شکم در طول فلکشن ۳۰ و ۶۰ درجه در افراد سالم کاهش یافت، فعالیت کم عضلات در گروه سالم به علت تغییر در بارگذاری از به افت‌های فعال کمری به به افت‌های پاسیو است که به‌طور طبیعی اتفاق می‌افتد در نتیجه این مکانیسم در کاهش تجمع خستگی عضلات کمر در گروه سالم مؤثر است (۳۴). در این پژوهش، بارهای سبک با وضعیت خمیده تنه (۹۰ درجه) و مدت‌زمان ۲ ثانیه در نظر گرفته شده است اما با این حال در رابطه با عضلات نتایج با مقاله Alessa همخوانی داشت.

Nava و همکاران (۲۰۱۷) فعالیت الکتریکی عضلات راست شکمی، مورب داخلی و خارجی شکم، مولتی فیدوس و ارکتوراسپاین کمری را با استفاده از بارهای ۵۰ گرم و ۲ کیلو گرم در حرکت خم شدن به جلو و برگشت در مدت ۶ ثانیه در ۲ گروه سالم و کمردرد مزمن بررسی کردند. طبق نتایج آن‌ها با افزایش بار خارجی فعالیت عضلات در گروه کمردرد مزمن افزایش یافت، که در این زمینه با نتایج پژوهش ما همخوانی دارد (۳۵).

با بررسی نتایج تحقیق حاضر و همچنین پیشینه تحقیق به نظر می‌رسد که افزایش میزان میانگین فعالیت عضله با استفاده از بارهای خارجی در گروه کمردرد مزمن به این دلیل است که، این گروه برای پایدار ماندن و ثبات بیشتر در حین بلند کردن بار نیاز به جذب نیرو توسط عضلات بیشتر دارند و به علت تغییر اطلاعات حسی عمقی به افت‌های کمر، در شرایط چالش برانگیز از راهکارهای ناکارآمد استفاده می‌کنند. فعالیت بیشتر عضله مورب خارجی شکم با افزایش بار خارجی ممکن است با افزایش نیروهای فشاری بر روی ستون فقرات همراه باشد و علت اصلی افزایش میانگین فعالیت عضلات راست شکمی، مورب خارجی شکم، مورب داخلی شکم، در گروه کمردرد مزمن به خاطر درد و ترس از خم شدن تنه و تأثیر این عضلات در کنترل ستون فقرات است. بنابراین فعالیت کمتر این عضلات در گروه سالم، نشان‌دهنده تغییر اندکی در الگوی فعال سازی عضله و کارایی بهتر و آسیب کمتر است.

با توجه به نتایج این تحقیق، افزایش میانگین فعالیت عضلات در گروه کمردرد مزمن باعث فراخوانی بیشتر فیبرهای عضلانی می‌شود، در نتیجه عضلاتی که بیشتر فراخوانی می‌شوند دچار کمبود قدرت هستند. فعالیت بیشتر عضله مورب خارجی شکم در گروه کمردرد مزمن باعث افزایش نیروی فشاری بر روی ستون فقرات می‌شود و علت اصلی افزایش فعالیت عضلات شکمی در گروه کمردرد مزمن به خاطر درد و ترس از خم شدن تنه و تأثیر این عضلات در کنترل ستون فقرات است و فعالیت کمتر این عضلات در گروه سالم به خاطر کارایی بهتر و آسیب کمتر است. حداکثر فعالیت عضلات ارکتوراسپاین پشتی و مولتی فیدوس در افراد سالم

در گروه‌های مختلف تأثیر معناداری داشت بطوریکه اثر بار ۵ درصد جرم بدن بر میانگین فعالیت عضلات راست شکمی، مورب داخلی شکم و مولتی فیدوس در گروه کمردرد مزمن بیشتر بود. همچنین اثر بار ۱۰ درصد جرم بدن بر میانگین فعالیت عضلات مورب خارجی شکم، ارکتوراسپاین پشتی، ارکتوراسپاین کمری و دوسرانی در گروه کمردرد مزمن و اثر بار ۱۰ درصد جرم بدن بر میانگین فعالیت سرینی بزرگ در گروه سالم بیشتر بود.

Masse-Alarie و همکاران (۲۰۱۶) میزان فعالیت الکتریکی عضلات مورب داخلی شکم و مورب خارجی شکم را در حرکت فلکشن و اکستنشن به مدت ۳ ثانیه در دو گروه سالم و کمردرد مزمن بررسی کردند. طبق نتایج آن‌ها فعالیت عضله مورب داخلی شکم در دو گروه افزایش یافت و فعالیت عضله مورب خارجی شکم در گروه کمردرد مزمن بیشتر شده بود (۳۲). نتایج پژوهش ما در این رابطه با فعالیت عضله مورب داخلی شکم همخوانی ندارد به علت اینکه در این پژوهش فعالیت عضله مورب داخلی شکم فقط در گروه کمردرد افزایش یافته است. اما با نتیجه افزایش فعالیت عضلات مورب خارجی شکم در گروه کمردرد همخوانی دارد. طبق این پژوهش با افزایش بار خارجی فعالیت عضله مورب خارجی شکم در گروه کمردرد مزمن بیشتر شده است. دلیل همخوانی نداشتن این نتیجه با مقاله Masse-Alarie ممکن است به علت مدت‌زمان کم اجرا و یا اثر بار بر فعالیت عضلات باشد (۳۲).

Yang و همکاران (۲۰۱۸)، فعالیت الکتریکی عضلات مورب خارجی شکم و مورب داخلی شکم را با استفاده از بارهای ۱۰، ۲۰ و ۳۰ درصد جرم بدن به مدت ۵ ثانیه در حرکت خم شدن به جلو و برگشت بررسی کردند. طبق نتایج آن‌ها با افزایش بار خارجی فعالیت عضلات مورب خارجی شکم و مورب داخلی شکم در گروه کمردرد مزمن بیشتر شده بود. اما فعالیت بیشتر عضله مورب خارجی شکم نسبت به مورب داخلی شکم در گروه کمردرد مزمن گزارش شد، که این نتیجه با این پژوهش همخوانی دارد. افراد کمردرد مزمن از انقباض عضله مورب خارجی شکم برای ثبات در ستون فقرات کمر به جای عضله مورب داخلی شکم استفاده می‌کنند. نقش عضلات شکمی در حفظ ستون فقرات و کنترل آن در هنگام بلند کردن بار خارجی مهم است، و به‌عنوان فاکتور تعیین کننده و مهم در انجام فعالیت‌های روزمره زندگی و حفظ وضعیت مناسب بدن گزارش شده است. فعالیت بیشتر عضله مورب خارجی شکم در افراد کمردرد مزمن باعث سفتی این عضله و افزایش نیروی فشاری بر ستون فقرات کمری در حرکت خم شدن به جلو و برگشت می‌شود (۳۳).

Alessa و همکاران (۲۰۱۸) فعالیت الکتریکی عضلات کمر و شکم (راست شکمی، مورب خارجی شکم، ارکتوراسپاین) را با بارهای مختلف ۰ و ۶/۸ کیلو گرم در وضعیت خمیده تنه (۳۰ و ۶۰ درجه)

تحقیقی مشابه تحقیق حاضر به همراه اندازه‌گیری میزان حرکت کمر به ران در حین حرکت خم شدن به جلو و برگشت انجام پذیرد.

تشکر و قدردانی

نویسندگان این مقاله بر خود لازم می‌دانند از تمامی آموذنی‌های این تحقیق برای شرکت و همکاری در این مطالعه، همچنین از دانشگاه بوعلی سینا همدان جهت حمایت مالی از این مطالعه تشکر و قدردانی نمایند. همچنین این پژوهش مورد تأیید کمیته اخلاق در پژوهش‌های زیست پزشکی دانشگاه بوعلی سینا با شماره IR.BASU.REC.1398.058 می‌باشد.

تضاد منافع

نویسندگان این مقاله اظهار می‌دارند در نگارش این مقاله تعارض منافع وجود ندارد.

References:

- Coppeta L, Gentili S, Mugnaini S, Balbi O, Massimiani S, Armieri G, et al. Neuromuscular Functional Assessment in Low Back Pain by Surface Electromyography (SEMG). *Open Public Health J* 2019;12; 61-7. <https://doi.org/10.2174/1874944501912010061>
- Nava GT, Tozim BM, Morcelli MH, Navega MT. The trunk muscles behavior in women with low back pain in the test of flexion and extension of the trunk. *Man Ther Posturology Rehabil J* 2017;1-6. <https://doi.org/10.17784/mtprehabjournal.2017.15.493>
- Mostagi FQ, Dias JM, Pereira LM, Obara K, Mazuquin BF, Silva MF, et al. Pilates versus general exercise effectiveness on pain and functionality in non-specific chronic low back pain subjects. *J Bodyw Mov Ther* 2015;19(4);636-45. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2014.11.009>
- Teixeira ALS, Silva NF, Filho EM. Evaluation of functional disability and pain in patients with chronic low back pain submitted to physiotherapy. *Man Ther Posturology Rehabil J* 2016; 1-6. <https://doi.org/10.17784/mtprehabjournal.2016.14.374>
- Marras WS, Lavender SA, Leurgans SE, Fathallah FA, Ferguson SA, Allread WG, Rajulu SL. Biomechanical risk factors for occupationally related low back disorders. *Ergonomics* 1995;38(2);377-10. <https://doi.org/10.1080/00140139508925111>
- Xu Y, Bach E, Orhede E. Work environment and low back pain: the influence of occupational activities. *Occup Environ Med* 1997;54(10);741-5. <https://doi.org/10.1136/oem.54.10.741>
- Rudy TE, Boston JR, Lieber SJ, Kubinski JA, Stacey BR. Body motion during repetitive isodynamic lifting: a comparative study of normal subjects and low-back pain patients. *Pain* 2003;105(1-2);319-26. [https://doi.org/10.1016/s0304-3959\(03\)00247-1](https://doi.org/10.1016/s0304-3959(03)00247-1)
- Mannion AF, Helbling D, Pulkovski N, Sprott H. Spinal segmental stabilisation exercises for chronic low back pain: programme adherence and its influence on clinical outcome. *Eur Spine J* 2009;18(12);1881-91. <https://doi.org/10.1007/s00586-009-1093-7>
- Dehestani M, Mirzaian B, Saadat P. The Effectiveness of Cognitive – Behavioral Group Therapy on Pain Perception and Pain Severity among Patients with

- Chronic Neuropathic Pain. *J Babol Univ Med Sci* 2019;21;61- 6.
10. Pranata A, Perraton L, El-Ansary D, Clark R, Mentiplay B, Fortin K, et al. Trunk and lower limb coordination during lifting in people with and without chronic low back pain. *J Biomech* 2018;71;257-63. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.02.016>
 11. Van Dieën JH, Hoozemans MJ, Toussaint HM. Stoop or squat: a review of biomechanical studies on lifting technique. *Clin Biomech* 1999;14(10);685-96. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(99\)00031-5](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(99)00031-5)
 12. Abdoli-Eramaki M, Agababova M, Janabi J, Pasko E, Damecour C. Evaluation and comparison of lift styles for an ideal lift among individuals with different levels of training. *Appl Ergon* 2019;78;120-26. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2019.02.007>
 13. Verbeek JH, Martimo KP, Karppinen J, Kuijjer PP, Viikari-Juntura E, Takala EP. Manual material handling advice and assistive devices for preventing and treating back pain in workers. *Cochrane Database Syst Rev* 2011; 15; (6):CD005958. <https://doi.org/10.1002/14651858.cd005958>
 14. Maroufi N, Ahmadi A, Mousavi Khatir S. Comparison of Neck Muscle Activity between Healthy & Chronic Neck Pain Patients Using Electromyography. *J Mazandaran Univ Med Sci* 2011;21(85);38-46. (In Persian)
 15. Hemming R, Sheeran L, van Deursen R, Sparkes V. Investigating differences in trunk muscle activity in non-specific chronic low back pain subgroups and no-low back pain controls during functional tasks: a case-control study. *BMC Musculoskelet Disord* 2019;22;20(1):459. <https://doi.org/10.1186/s12891-019-2843-2>
 16. Zawadka M, Skublewska-Paszowska M, Gawda P, Łukasik E, Smolka J, Jablonski M. What factors can affect lumbopelvic flexion-extension motion in the sagittal plane? A literature review. *Hum Mov Sci* 2018;58:205-18. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2018.02.008>
 17. Leinonen V, Kankaanpää M, Airaksinen O, Hänninen O. Back and hip extensor activities during trunk flexion/extension: effects of low back pain and rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil* 2000;81(1);32-7. [https://doi.org/10.1016/s0003-9993\(00\)90218-1](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(00)90218-1)
 18. Nelson-Wong E, Alex B, Csepe D, Lancaster D, Callaghan JP. Altered muscle recruitment during extension from trunk flexion in low back pain developers. *Clin Biomech* 2012;27(10);994-8. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.07.007>
 19. Knezević O, Mirkov D. Trunk muscle activation patterns in subjects with low back pain. *Vojnosanit Pregl* 2013;70(3); 315-8. <https://doi.org/10.2298/vsp1303315k>
 20. Silfies SP, Squillante D, Maurer P, Westcott S, Karduna AR. Trunk muscle recruitment patterns in specific chronic low back pain populations. *Clin Biomech* 2005;20(5);465-73. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.01.007>
 21. Sedaghati P, sedaghati N, ardjmand A. The impact of hydrotherapy, extension/flexion exercises on truncal muscle strength and pain intensity in nonspecific chronic low back pain. *Comp Med J* 2017;6(4):1690-02. (In Persian)
 22. Nelson-Wong E, Alex B, Csepe D, Lancaster D, Callaghan JP. Altered muscle recruitment during extension from trunk flexion in low back pain developers. *Clin Biomech* 2012;27(10):994-8. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.07.007>
 23. Rohlmann A, Pohl D, Bender A, Graichen F, Dymke J, Schmidt H, Bergmann G. Activities of everyday life with high spinal loads. *PLoS One* 2014;27;9(5):e98510. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0098510>
 24. Anbarian M, Rajabian F, Ghasemi M H, Heidari

- Moghaddam R. The Effect of the Heel Wedges on the Electromyography Activities of the Selected Lower Back Muscles During Load Lifting. *Iran J Ergon* 2017;5(3):12-21. (In Persian) <https://doi.org/10.30699/jergon.5.3.12>
25. Ershad N, Kahrizi S, Abadi MF, Zadeh SF. Evaluation of trunk muscle activity in chronic low back pain patients and healthy individuals during holding loads. *J Back Musculoskelet Rehabil* 2009;22(3):165-72. <https://doi.org/10.3233/bmr-2009-0230>
26. Jensen MP, Karoly P, Braver S. The measurement of clinical pain intensity: a comparison of six methods. *Pain* 1986;27(1):117-26. [https://doi.org/10.1016/0304-3959\(86\)90228-9](https://doi.org/10.1016/0304-3959(86)90228-9)
27. Mousavi SJ, Parnianpour M, Mehdian H, Montazeri A, Mobini B. The Oswestry Disability Index, the Roland-Morris Disability Questionnaire, and the Quebec Back Pain Disability Scale: translation and validation studies of the Iranian versions. *Spine* 2006;15;31(14):E454-9. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000222141.61424.f7>
28. Cholewicki J, Panjabi MM, Khachatryan A. Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine* 1997;1;22(19):2207-12. <https://doi.org/10.1097/00007632-199710010-00003>
29. Marshall P, Murphy B. The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. *J Electromyogr Kinesiol* 2003;13(5):477-89. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(03\)00027-0](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(03)00027-0)
30. Colloca CJ, Hinrichs RN. The biomechanical and clinical significance of the lumbar erector spinae flexion-relaxation phenomenon: a review of literature. *J Manipulative Physiol Ther* 2005;28(8):623-31. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2005.08.005>
31. Hu B, Ning X, Nussbaum MA. The influence of hand load on lumbar-pelvic coordination during lifting task. *Proc Hum Factors Ergon Soc Annu Meet* 2014;58(1):1617-21. <https://doi.org/10.1177/1541931214581337>
32. Massé-Alarie H, Beaulieu LD, Preuss R, Schneider C. Influence of chronic low back pain and fear of movement on the activation of the transversely oriented abdominal muscles during forward bending. *J Electromyogr Kinesiol* 2016;27;87-94. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.02.004>
33. Yang HS. Difference of the thickness and activation of trunk muscles during static stoop lift at different loads between subjects with and without low back pain. *J Back Musculoskelet Rehabil* 2018;31(3):481-88. <https://doi.org/10.3233/bmr-170930>
34. Alessa F, Ning X. Changes of lumbar posture and tissue loading during static trunk bending. *Hum Mov Sci* 2018;57:59-68. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.11.006>
35. Nava GT de A, Tozim BM, Morcelli MH, Navega MT. The trunk muscles behavior in women with low back pain in the test of flexion and extension of the trunk. *mtprehabjournal* 2017;28:1-6. <https://doi.org/10.17784/mtprehabjournal.2017.15.493>

COMPARISON OF ELECTRICAL ACTIVITY OF SELECTED TRUNK AND THIGH MUSCLES IN FORWARD AND BACKWARD BENDING WITH DIFFERENT LOADS IN PEOPLE WITH AND WITHOUT CHRONIC LOW BACK PAIN

Mehrdad Anbarian¹, Seyed Hossein Hosseinimehr*², Zohreh Mohammadnazari³

Received: 28 April, 2023; Accepted: 19 June, 2023

Abstract

Background & Aims: Studies have shown that carrying and holding objects requires the coordination of lower limb and trunk muscles, and is considered as a risk factor in causing low back pain. The aim of this study was to evaluate the level of activity of selected trunk and thigh muscles in forward and backward bending with different loads in people with and without chronic low back pain (CLBP).

Materials & Methods: In a semi experimental study, 31 subjects in two groups, 15 people with CLBP and 16 healthy people participated voluntarily. Subjects performed forward and backward bending in 4 positions without applying external load with 2, 5, and 10% of body mass during 6 seconds (2 seconds standing, 2 seconds bending forward and 2 seconds back). The electrical activity of eight muscles was recorded using an EMG device.

Results: The results showed that the external load significantly affects the level of muscle activity. Also, there was a significant difference between the two groups as level of activity was higher in CLBP group. Also, the amount of load had a significant effect on the level of activity of different muscles in the groups, as the effect of 5% body mass load on the level of activity of rectus abdominis, internal oblique and multifidus was higher in CLBP group. Also, the effect of a load of 10% body mass on the level of activity of external oblique, thoracic erector spinae, lumbar erector spinae, and biceps femoris were higher in CLBP group. In addition, the effect of a load of 10% body mass on the level of activity of the gluteus maximus was higher in the healthy group.

Conclusion: In order to prevent muscle fatigue and ultimately to prevent the development or spread of pain, it is recommended to strengthen the muscles that had the highest level of activity when the external load increased.

Keywords: Chronic Low Back Pain, Level of Activity, Maximum Activity, Thigh Muscles, Trunk Muscles

Address: Seyed Hossein Hosseinimehr, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Humanities and Social Sciences, University of Kurdistan, Sanandaj, Iran

Tel: 0098-9173034237

Email: s.h.hosseinimehr@uok.ac.ir

SOURCE: STUD MED SCI 2023; 34(2): 168 ISSN: 2717-008X

This is an open-access article distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution-noncommercial 4.0 International License](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/) which permits copy and redistribute the material just in noncommercial usages, as long as the original work is properly cited.

¹ Professor in sport biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran.

² Assistant Professor in sport biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Humanities and Social Sciences, University of Kurdistan, Sanandaj, Iran (Corresponding Author).

³ Master of Science in sport biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran.