نشریه پژوهش در توانبخشی ورزشی
دوره ۸، شماره ۱۶، پاییز و زمستان ۱۳۹۹
۱۲۳-۱۱۳

WWW.RSR.BASU.AC.IR

بررسی مقایسه زمان‌بندی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ثبات‌دهنده ستون فقرات در طی رخدادهای مختلف روزانه در افراد مبتلا به کمر درد و سالم

سجاد عبدالهی[1*]، فریده باباخانی[2]

۱. دانشجو کارشناسی ارشد، گروه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه علامه طباطبایی، تهران، ایران
۲. استادیار آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران، ایران

دریافت ۱۸ دی ۱۳۹۹؛ پذیرش ۲۳ تیر ۱۴۰۰

مقاله پژوهشی

واژگان کلیدی

کمر درد مزمن غیراختصاصی

فعالیت الکترومیوگرافی عضله

عضله عرضی شکم

مولتی فیدوس کمری

چکیده

زمینه و هدف: امروزه کمردرد یکی از شایع‌ترین مشکلات اسکلتی- عضلانی در جوامع مختلف است. هدف از مطالعه حاضر بررسی مقایسه زمان‌بندی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ثبات دهنده ستون فقرات در طی رخدادهای مختلف روزانه در افراد مبتلا به کمر درد و سالم بود.

روش بررسی: در این مطالعه، ۲۴ مرد دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی و سالم (۳۰ تا ۵۵ سال) انتخاب شدند. زمان شروع فعالیت عضلات ارکتور اسپاین کمری، ارکتور اسپاین سینه‌ایی، سرینی بزرگ، عرضی شکم و مولتی فیدوس کمری توسط دستگاه الکترومیوگرافی سطحی در دو حرکت برخاستن و بلند کردن شئ از روی زمین ثبت شد.

یافته‌ها: یافته‌ها نشان داد که زمان شروع فعالیت عضلات مولتی فیدوس کمری (راست و چپ) (p=۰۰۰/۰)، سرینی بزرگ (راست و چپ) (p=۰/۰۰۰) و عرضی شکم (راست و چپ) (p=۰/۰۰۰) در حرکت بلند کردن شئ از روی زمین معنادار است. همچنین زمان شروع فعالیت عضله ارکتور اسپاین سینه‌ایی (راست) (p=۰/۳۹۰)، مولتی فیدوس کمری (چپ) (p=۰/۰۰۰)، گلوتئوس ماکزیموس(چپ) (p=۰/۰۰۰) و عرضی شکم (راست و چپ) (p=۰/۰۰۰) در حرکت بلند شدن از روی سطح نیز معناداری است.

نتیجه‌گیری: نتایج تحقیق نشان داد زمان شروع فعالیت در عضلات عرضی شکم و مولتی فیدوس کمری در افراد مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی نسبت به افراد سالم با تأخیر بوده است. همچنین اختلال در هماهنگی و تأخیر در وارد عمل شدن عضلات عرضی شکم و مولتی فیدوس کمری در هر چهار صورت حرکت منشاء اصلی اختلال و تأخیر در فعالیت عضلات سگمان‌های بالای و پایینی به‌صورت جبرانی بوده است.

* اطلاعات نویسنده مسئول. تلفن: ۰۹۳۳۱۱۶۸۴۴۱
پست الکترونیکی: Abdollahi.sjd@gmail.com
شناسه دیجیتال (DOI): 10.22084/RSR.2021.23425.1553

مقدمه

کمردرد یکی از شایع‌ترین مشکلات اسکلتی - عضلانی در جوامع امروزی است (اوسالیوان، ۲۰۰۲). مطالعات اپیدمیولوژیک نشان داده است که ۷۰-۸۰ درصد از جامع ایرانی در طول عمر خود کمردرد را تجربه کرده‌اند (موسوی، ۲۰۱۱). که این امر امروزه باعث افزایش اهمیت، ارزیابی کینماتیک و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات در کمربند کمری لگنی و درک بهتر عوامل مکانیکی مرتبط با کمر درد مزمن غیراختصاصی (CLBP[1]) را به‌طور گسترده‌ای افزایش داده است (گامباتو و همکاران، ۲۰۱۵). به‌طور کلی اعتقاد بر این است که کمردرد حداقل تا حدی مربوط به اثرات بیومکانیکی است، که می‌تواند به هماهنگی حرکتی در بین ستون فقرات کمری لگنی مرتبط باشد (پابی، بال، مک گری گور، ۲۰۱۸). به‌طوری که اگر نقص در کنترل حرکت ایجاد شود، باعث افزایش هم انقباضی عضلات مخالف در افراد مبتلا به کمردرد شده، که همراه با افزایش سفتی عضلانی برای ثبات و پایداری ستون فقرات و کمربند لگنی است، اما هزینه این سفتی افزایش بار بر ستون مهره‌ها می‌باشد (یاتریدیس و همکاران، ۲۰۱۶).

از طرفی با توجه به وجود زنجیره حرکتی در بدن انسان، هر گونه مشکل یا نقص عملکردی در یکی از ساختارهای زنجیره حرکتی می‌تواند باعث عملکرد غیرطبیعی در سایر زنجیره‌ها شود (نادلر و همکاران، ۲۰۰۵؛ غلامی و یلفانی ۲۰۱۹). که بر اساس بررسی‌های اخیر در رابطه با کمردرد و بررسی سگمان‌های مختلف در موضع‌های ایجاد درد، نشان داده شده است، که یکی از دلایل استفاده از رویکردهای مدل سازی و بررسی‌های عضلانی متفاوت، به دلیل ارزیابی کینماتیک ستون فقرات است (پاپی و همکاران، ۲۰۱۸ و ابیود و همکاران، ۲۰۱۴). که این امر الگوهای حرکتی و بکارگیری عضلات عمقی خاص در ناحیه کمری که مسئول حفظ ثبات ستون فقرات کمری هستند را در افراد مبتلا به کمر درد، دچار تغییر می‌کند (فالا و همکاران، ۲۰۱۴ و غلامی و یلفانی، ۲۰۲۰). در حالی‌که در مطالعه‌ای دیگر گزارش داده شده است که دامنه کینماتیک ستون فقرات در قسمت‌های بالا و پایین در بیماران مبتلا به کمر درد مزمن غیراختصاصی به‌طور معنی‌داری کاهش می‌یابد که این کاهش‌های ایجاد شده در منطقه کمری در دیگر موارد مشاهده نشده است (فالا و همکاران، ۲۰۱۴ و فالا، ۲۰۱۴). پس با توجه به گزارش‌های مطرح شده در حوضه کینماتیک این بحث را می‌توانیم باز کنیم که آیا رویکرد، بررسی چند جانبه فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ثبات‌دهنده ستون فقرات وجود دارد یا خیر.

حال با توجه به بخش‌بندی‌های ذکر شده و بررسی مطالعات گذشته، نشان داده شد که عضلات عمقی تنه (مولتی فیدوس کمری و عضلات عرضی شکمی)، به همراه عضلات کف لگنی و دیافراگم، نقش فعال یا دینامیک در ثبات ستون فقرات کمری لگنی اجرا می‌کنند (نیومن و گیل، ۲۰۰۲ و احمدنژاد و یلفانی، ۲۰۱۹). از طرفی نقش مطالعه عصبی در کنترل تعادل و مکانیسم‌های ایجاد کننده ثبات در ستون فقرات، ارزیابی پاسخ تنه به اعمال یک اغتشاش یا تغییر ناگهانی در شرایط مختلف روزانه از اهمیت بالای برخوردار است (فالا، ۲۰۱۴). کنترل حرکت در عضله به‌صورت تعدیل شده، که در پاسخ‌های فیدفورواردی پوسچر توسط سیستم اعصاب مرکزی ایجاد می‌گردد، باعث حفظ ثبات در ناحیه کمری، قبل از فعالیت عضلات اصلی می‌شود (فالا، ۲۰۱۴ و مک گری گور، ۲۰۱۸).

حال طبق بررسی‌های انجام شده در رابطه با بلندکردن شیء و برخاستن فرد از روی سطح، مطالعات نشان دادند که انجام کارهای دستی و فعالیت‌های روزمره یکی از بزرگترین فاکتورهای مهم در افزایش کمر درد می‌باشد (کایسلینگ، ۲۰۰۰ و دانشمندی و همکاران، ۲۰۱۷). که اختلال عملکرد و فعالیت ناکارامد در هر یک از مفاصل، بافت‌های غیرانقباضی و از جمله بافت‌های انقباضی ستون فقرات، موجب ناهنجاری‌های بیومکانیکی که در نهایت باعث به‌وجود آمدن کمردرد می‌شود می‌گردد (حاسین و نوکس، ۲۰۰۵؛ احمدزاده و یلفانی، ۲۰۲۰). عوامل استخوانی، لیگامانی و عضلانی مؤثر در ثبات و ایجاد یک محصول مشترک و هماهنگ در بین سیگمان‌های ستون فقرات را می‌توان به فعالیت کارآمد عضلات ارکتور اسپاین سینه‌ایی، سرینی بزرگ، راست رانی، پشتی بزرگ و مولتی فیدوس کمری مرتبط دانست، که از عضلات نامبرده، عضله سرینی بزرگ فیبرهایی عمود بر سطح مفصل ساکروایلیاک را دارد. که شواهد آزمایشگاهی گویای این مطلب است که عضله سرینی بزرگ می‌تواند به‌طور چشمگیری بر ثبات این مفصل و در نتیجه کمردرد اثرگذار باشد (وینگردن و همکاران،

1. Non-specific chronic low back pain

۲۰۱۴). از طرفی علاوه بر موضوع ذکر شده درباره ثبات مفصل ساکروایلیاک و کمردرد می‌توان اشاره به هم انقباضی عضلات مخالف را هم در افراد مبتلا به کمردرد مزمن بخشی از استراتژی‌های این مشکل دانست که با افزایش سفتی عضلانی باعث پایداری در ثبات ستون فقرات می‌شود (استوکس و همکاران، ۲۰۱۱). اما این افزایش سفتی باعث افزایش بار بر ستون فقرات را همراه دارد (ارجمند و همکاران، ۲۰۰۶). در حالی‌که افراد مبتلا به کمردرد مزمن، یک هم انقباضی در فعالیت عضلات بازکننده ستون فقرات و کمربند کمری لگنی نشان دادند که باعث ایجاد یک مکانیسم حمایتی شده و در مقابل آن کاهش پایداری در ستون فقرات و کمربند کمری لگنی را جبران می‌کند (گروآ و همکاران، ۲۰۱۵). لذا از طرفی دیگر این مکانیسم حمایتی در جهت افزایش فعالیت عضلات، حرکات مطلوب تنه را محدود و بار بیشتری بر ستون فقرات وارد می‌کند (ورمن و همکاران، ۲۰۰۸).

حال با توجه به مطالب ذکر شده و مطالعات متعدد پیشین به این موضوع برخورده‌ایم که این مطالعات بیشترین تمرکزشان بر روی تأثیر کمردرد بر راه رفتن، آسیب‌های اندام تحتانی و الگوهای حرکتی نامناسب بوده است. لذا مطالعه‌ای با هدف مقایسه‌ی زمان شروع فعالیت عضلات ارکتور اسپاین کمری، ارکتور اسپاین سینه‌ایی، سرینی بزرگ، عرضی شکم و مولتی‌فیدوس کمری که نقش تعیین کننده در فعالیت‌های روزمره که عمدتاً دو حرکت برخاستن و بلندکردن شیء است، صورت نگرفته است. بنابراین با توجه به بررسی مطالعات مربوط به فعالیت الکترومیوگرافی عضلات و مقایسه الگوهای حرکتی در فعالیت‌های روزانه‌ی افراد دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی این سؤال مطرح می‌شود که آیا در زمانبندی فعالیت عضلات در حرکات پر تکرار روزانه، در بین افراد مبتلا به کمردرد مزمن و سالم اختلاف وجود دارد یا خیر؟

همچنین با توجه به نقش مشترک این عضلات در تشدید و ایجاد عدم تقارن عضلانی در افراد مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی ضروری به نظر می‌رسد که برای کمک به تحقیقات بنیادی پیشگیری از آسیب، به مقایسه زمان شروع فعالیت این عضلات در فعالیت‌های برخاستن و بلند کردن شیء در مراحل مختلف پرداخته شود. بنابراین با توجه به افزایش روزافزون افراد مبتلا به اختلالات اسکلتی-عضلانی مانند کمردرد مزمن و محدودیت تحقیقات قبلی در پرداختن جامع به نسبت زمان شروع فعالیت عضلات ذکر شده در افراد مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی، بررسی این امر ضروری به نظر می‌رسد. لذا هدف از مطالعه حاضر، مقایسه زمان‌بندی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ثبات دهنده ستون فقرات در افراد دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی با افراد سالم در رخدادهای روزانه در عمل بلندکردن شئ و برخاستن بود.

مواد و روش‌ها

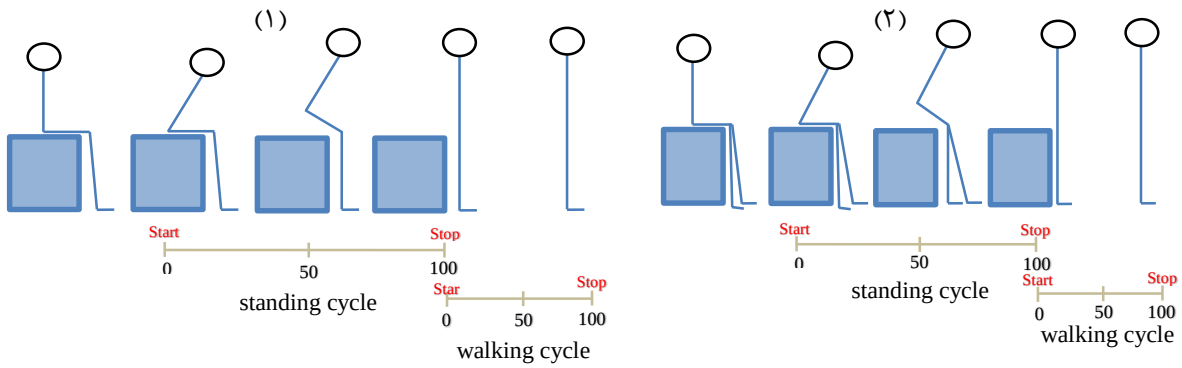
پژوهش حاضر از نوع مقطعی می‌باشد. جامعه آماری این تحقیق را ۲۴ نفر از افراد دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی و سالم مرد ۳۰ تا ۵۵ سال تشکیل دادند که شامل ۱۲ نفر مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی با میانگین سن ۳۸/۲۵±۷/۴۹ سال، قد: ۱۷۴/۲۵±۸/۲۴ سانتی‌متر، وزن: ۸۳/۲۵±۹/۵۳ کیلوگرم و شاخص توده‌بدنی: ۲۶/۸۴±۲/۰۸ و ۱۲ نفر سالم با میانگین سن: ۳۲/۱۶±۱/۴۶ سال، قد: ۱۷۹/۲۵±۷/۳۳ سانتی‌متر، وزن: ۸۰/۳۳±۶/۷۰ کیلوگرم و شاخص توده‌بدنی: ۲۴/۹۷±۰/۸۵ بودند. از جمله معیارهای ورود به تحقیق داشتن دامنه سنی ۳۰ تا ۵۵ سال، نمره پرسشنامه دیداری درد[1] بین ۳ تا ۷ در گروه کمردرد، نمره پرسشنامه ناتوانی اوسوستری[2] بین ۲۵ تا ۵۰ در گروه کمردرد، نداشتن کمردرد حاد در ۴ هفته مانده به آزمون بود. همچنین معیارهای خروج از تحقیق نیز ابتلا به کمردرد حاد، جراحی در ستون فقرات، ابتلا به دردهای سیاتیکی و وجود پاتولوژی خاص در ستون فقرات وجود هر گونه بیماری که منجر به ضعف تعادل شود، وجود دفورمیتی در اندام تحتانی، مصرف داروهایی مثل کورتوکوئیدها الکل و کافئین و متفورمین بود.

قبل از جمع‌آوری داده‌ها، افراد نسبت به روش انجام آزمون آشنا شدند و دستورالعمل‌های آموزشی را دریافت و همچنین برای اطمینان از اجرای مناسب حرکات، هر کدام از حرکات مورد نظر را تمرین کردند. پس از مشخص کردن و علامت‌گذاری محل الکترودها، زوائدی همچون مو و کرک‌های ظریف روی پوست با استفاده از ژیلت‌های یکبار مصرف برای نصب الکترودهای سطحی مربوط به عضلات

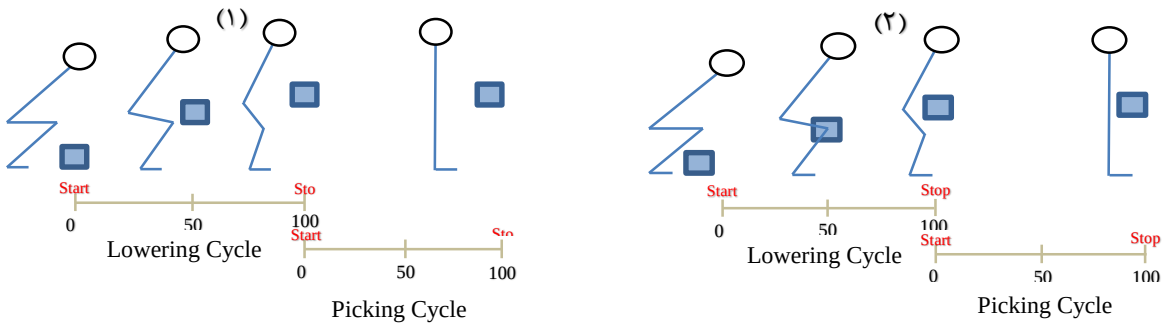
1. Visual Analogue Scale
2. Oswestry Disability Questionnaire

مورد آزمایش برطرف شده و برای کاهش مقاومت اهمی سطحی، پوست با سمباده بسیار نرم مخصوص با ظرافت لایه برداری شد و با الکل پاکسازی شد. سپس الکترودهای سطحی نقره کراید یکبار مصرف از نوع F-RG (ساخت شرکت Skin tact کشور آلمان)، روی بطن عضلات و در راستای تارهای عضلانی چسبانیده شد.

فعالیت الکترومایوگرافیک عضلات منتخب همچون سرینی بزرگ، قسمت فوقانی و جانب نقطه میانی خط کشیده شده، بین خار خاصرهای خلفی فوقانی و خلف تروکانتر بزرگ، محل قرارگیری الکترود در نقطه ۵۰ درصدی این خط بود. مولتی فیدوس کمری، فاصله بین L1 و L2 در سطح زائده خاری L5 (یعنی حدود ۲ تا ۳ سانتی متر از خط میانی) محل قرارگیری الکترود مذکور بود. ارکتور اسپاین کمری، در جهت خط بین PSIS و پایین‌ترین نقطه از پایین‌ترین دنده در برابر زائده خاری مهره L2 محل قرارگیری بود. همچنین ارکتوراسپاین سینه‌ایی، ۶ سانتی‌متر به طرف خارج از زائده‌های خاری مهره‌ی L1-L2 بود. عرضی شکم، ۲ سانتی‌متر در جهت داخل و پایین خار خاصر قدامی - فوقانی که از طرفی الکترود مرجع روی قسمت فوقانی ساکروم قرار گرفتند. الکترودگذاری بر روی دو سمت عضلات بدن و بر اساس پروتکل SENIAM انجام شد (باربرو و همکاران، ۲۰۱۲). فعالیت عضلات به‌وسیله دستگاه الکترومایوگرافی ساخت شرکت Bayamed ایران فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز و پهنای باند ۱۰ تا ۴۰۰ هرتز بود. همچنین برای حذف نویز ناشی از فرکانس برق شهری فیلتر ناچ ۵۰ هرتز به‌کار گرفته شد. پیش از انجام مطالعه اصلی تست MVIC به‌عنوان یک منبع استاندارد برای تغییر فعالیت الکترومایوگرافی بین نمونه و عضلات مختلف محاسبه شد تا اطلاعات حاصل از مطالعه به‌صورت درصدی از MVIC نرمالیزه شود. بعد از انجام MVIC به مدت ۵ دقیقه به افراد استراحت داده شد تا از تأثیر خستگی بر عضلات جلوگیری شود. نرمالیزیشن داده‌ای الکترومایوگرافی برای افزایش پایایی و کاهش تأثیر تفاوت‌های میان افراد روی اطلاعات الکترومایوگرافی ثبت شده استفاده شد. انجام حرکات زیر را برای تست حداکثر انقباض ایزومتریک عضلات به‌کار بردیم. عضله سرینی بزرگ در حالی انجام شد که آزمودنی دمر روی میز با بدنی صاف و کشیده دراز کشید و پنجه پاها از لبه تخت آویزان سپس اقدام به انجام حرکت اکستنشن ران می‌کند (مکادم و فسر، ۲۰۱۹). مولتی فیدوس کمری، فرد در حالی‌که روی تخت دراز کشیده پاها و دست‌های خود را از روی تخت بلند می‌کند (یوادس و همکاران، ۲۰۱۴). ارکتور اسپاین کمری و ارکتور اسپاین سینه‌ایی، فرد سعی می‌کند تنه خود را از روی تخت بدون کمک دست‌های خود بلند کند (اکستروم و اسبورن، ۲۰۱۹). عرضی شکم، فرد به‌صورت مورب بر تخت طوری‌که بالاتنه فرد از تخت بیرون است خوابیده و به صورت مورب سعی در فلکشن تنه می‌کند (گارسیا و مک گیل، ۲۰۰۹). در این مرحله هر عضله به مدت ۵ ثانیه به‌صورت ایزومتریک منقبض و این روند ۳ بار با ۶۰ ثانیه استراحت بین هر دفعه تکرار شد. مقادیر به‌دست آمده از یک ثانیه اول و آخر حذف شد و میانگین ۳ ثانیه وسط برای محاسبه RMS استفاده شد. سپس ۴ حرکت منتخب ارائه شده در شکل(۱) و (۲) را انجام داده و در حین اجرای این تمرینات فعالیت الکتریکی عضلات با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز ثبت شد.



شکل ۱: بلند شدن از روی سطح



شکل ۲: بلند کردن شئ از روی زمین

مقدار RMS داده‌ها از حذف یک ثانیه اول و آخر و محاسبه‌ی هشت ثانیه وسط داده‌های الکترومایوگرافی با استفاده از نرم‌افزار Lab view به‌دست آمد و با تقسیم RMS به‌دست آمده برای هر عضله بر مقدار MVIC، مقدار فعالیت هر عضله به درصد مشخص شد. جهت مقایسه فعالیت هریک از عضلات منتخب در چهار حالت بین دو گروه از T مستقل در سطح معناداری P>۰/۰۵ به‌وسیله‌ی نرم‌افزار Spss نسخه ۲۴ انجام شد.

یافته‌ها

خصوصیات دموگرافیک آزمودنی‌ها ارائه شده در جدول (۱)، از نظر سن، وزن، قد و شاخص توده بدنی تفاوت معناداری بین دو گروه وجود نداشت (P>۰/۰۵). همچنین برای بررسی اختلاف میانگین میزان فعالیت عضلات (ارکتور اسپاین سینه‌ایی، ارکتور اسپاین کمری، مولتی فیدوس کمری، سرینی بزرگ ، عرضی شکم) بین چهار حالت مختلف حرکت بلندشدن از روی سطح (حرکت پاهای جفت و تکیه بر پای برتر) و بلندکردن شئ از روی زمین (دور از بدن و نزدیک به نقطه ثقل) از روش آزمون T مستقل استفاده شد. که نتایج این آزمون در جدول (۲ و ۳) ارائه شده است.

جدول ۱: مشخصات آنتروپومتریکی گروه سالم و مبتلا به کمردرد

متغیر	گروه سالم	گروه مبتلا به کمردرد	سطح معناداری
سن	۳۲/۱۶±۱/۴۶	۳۸/۲۵±۷/۴۹	۰/۲۸
وزن	۸۰/۳۳±۶/۷۰	۸۱/۵۸±۹/۵۳	۰/۲۰
قد	۱۷۹/۲۵±۷/۳۳	۱۷۴/۲۵±۸/۲۴	۰/۳۰
BMI	۹۷/۲۴±۰/۸۵	۲۶/۸۴±۰/۰۸	۰/۱۰

مقادیر به‌صورت میانگین ± انحراف معیار بیان شده‌اند.

جدول۲: نتایج آزمون T مستقل مربوط به فعالیت عضلات منتخب در حرکت بلندکردن شئ

متغیر			نوع حرکت: بلند کردن (۱)* Mean±SD	Sig	بلند کردن (۲)** Mean±SD	Sig
ارکتور اسپاین سینه‌ایی	راست	^H	۱/۷۰±۰/۰۸	۰/۱۳۲	۱/۳۰±۰/۰۴	۰/۰۶۳
		^^L	۱/۶۳±۰/۱۲		۱/۲۳±۰/۰۷	
	چپ	H	۱/۲۸±۰/۰۹	۰/۳۹۰	۱/۱۴±۰/۰۴	۰/۵۵۶
		L	۱/۴۲±۰/۱۲		۱/۱۳±۰/۰۳	
ارکتور اسپاین کمری	راست	H	۱/۱۲±۰/۰۴	۰/۰۷۵	۱/۸۰±۰/۰۴	۰/۹۷۲
		L	۱/۲۸±۰/۰۷		۱/۷۹±۰/۰۶	
	چپ	H	۱/۰۰±۰/۰۲	۰/۳۵۸	۱/۲۳±۰/۰۳	۰/۴۱۰
		L	۰/۸۶±۰/۰۶		۱/۲۴±۰/۰۳	
مولتی‌فیدوس کمری	راست	H	۰/۸۴±۰/۰۳	*۰/۰۰۰	۰/۷۵±۰/۰۳	*۰/۰۰۱

سرینی بزرگ	چپ	L	۰/۶۳±۰/۰۶	*۰/۰۰۰	۰/۷۰±۰/۰۳	*۰/۰۰۰
		H	۰/۸۵±۰/۰۴		۱/۰۴±۰/۰۶	
	راست	L	۰/۱۰±۰/۰۳		۰/۵۴±۰/۰۴	
		H	۲/۳۴±۰/۱۳	*۰/۰۰۰	۱/۸۴±۰/۱۱	۰/۴۱۰
		L	۰/۹۱±۰/۰۶		۱/۲۷±۰/۰۴	
	چپ	H	۱/۰۲±۰/۰۲	۰/۰۶۸	۱/۸۴±۰/۰۴	*۰/۰۰۰
		L	۱/۰۵±۰/۰۴		۰/۶۱±۰/۰۳	
	راست	H	۱/۵۱±۰/۰۶	۰/۰۸۹	۰/۵۲±۰/۰۳	*۰/۰۰۰
		L	۱/۵۵±۰/۰۳		۰/۲۵±۰/۰۵	
عرضی شکم	چپ	H	۰/۷۴±۰/۰۳	*۰/۰۰۰	۰/۰۹±۰/۰۷	۰/۱۲۸
		L	۰/۵۵±۰/۰۴		۰/۰۵±۰/۰۳	

^H:گروه سالم، ^^L:گروه دارای کمردرد مزمن، *شکل (۱) بلند کردن شئ، **شکل (۲) بلندکردن شئ

زمان شروع فعالیت الکترومایوگرافی عضلات مولتی فیدوس کمری (راست و چپ) (p=۰/۰۰۰)، سرینی بزرگ (راست) (p=۰/۰۰۰) و عرضی شکم (چپ) (p=۰/۰۰۰) در حرکت بلندکردن شئ از روی زمین (نگه‌داشتن جسم دور از بدن) در بین گروه سالم و مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی اختلاف معناداری دیده شد. همچنین از طرفی در حرکت بلندکردن شئ از روی زمین (نگه‌داشتن جسم نزدیک نقطه ثقل بدن) مولتی فیدوس کمری (راست و چپ) (p=۰/۰۰۰)، سرینی بزرگ (چپ) (p=۰/۰۰۰) و عرضی شکم (راست) (p=۰/۰۰۰) نتایج مشابه در بین دو گروه نشان داده شد.

جدول۳: نتایج آزمون T مستقل مربوط به فعالیت عضلات منتخب در حرکت بلندشدن

متغیر			نوع حرکت: بلند شدن(۱)* Mean±SD	نوع حرکت: بلند شدن(۱)* Sig	نوع حرکت: بلند شدن(۲)** Mean±SD	نوع حرکت: بلند شدن(۲)** Sig
ارکتور اسپاین سینه‌ایی	راست	^H	۰/۴۹±۰/۰۳	*۰/۰۳۹	۰/۴۱±۰/۰۱	۰/۵۱۴
		^^L	۰/۴۶±۰/۰۲		۰/۴۲±۰/۰۲	
	چپ	H	۰/۶۶±۰/۰۵	۰/۵۹۰	۰/۶۱±۰/۰۱	۰/۹۰۰
		L	۱/۱۶±۰/۰۶		۰/۶۲±۰/۰۱	
ارکتور اسپاین کمری	راست	H	۱/۴۲±۰/۱۳	۰/۹۳۲	۰/۸۹±۰/۰۲	*۰/۰۰۳
		L	۱/۴۱±۰/۰۵		۰/۹۲±۰/۰۱	
	چپ	H	۰/۶۸±۰/۰۲	۰/۴۵۴	۰/۴۹±۰/۰۲	*۰/۰۰۴
		L	۰/۶۹±۰/۰۳		۰/۵۲±۰/۰۲	
مولتی فیدوس کمری	راست	H	۰/۶۵±۰/۰۳	۰/۶۵۰	۰/۸۹±۰/۰۲	۰/۲۹۱
		L	۰/۵۱±۰/۰۴		۰/۸۸±۰/۰۲	
	چپ	H	۰/۶۵±۰/۰۲	*۰/۰۰۰	۰/۷۱±۰/۰۲	*۰/۰۰۰
		L	۰/۴۴±۰/۰۲		۰/۴۹±۰/۰۱	
سرینی بزرگ	راست	H	۰/۱۳±۰/۰۲	۰/۴۱۰	۱/۶۲±۰/۰۱	۰/۱۷۸
		L	۰/۲۴±۰/۰۲		۱/۶۴±۰/۰۴	
	چپ	H	۰/۴۲±۰/۰۲	۰/۱۳۰	۰/۶۲±۰/۰۱	*۰/۰۰۰
		L	۰/۲۶±۰/۰۲		۰/۵۳±۰/۰۱	
عرضی شکم	راست	H	۱/۰۷±۰/۰۵	*۰/۰۰۰	۰/۷۰±۰/۰۰	*۰/۰۰۰
		L	۱/۳۰±۰/۰۳		۱/۷۸±۰/۰۲	
	چپ	H	۰/۳۴±۰/۰۳	*۰/۰۰۰	۰/۸۸±۰/۰۱	*۰/۰۰۰
		L	۰/۳۹±۰/۰۲		۰/۸۳±۰/۰۱	

^H:گروه سالم ، ^^L:گروه دارای کمردرد مزمن، *شکل(۱) در بلند شدن از روی سطح، **شکل(۲) در بلند شدن از روی سطح.

همچنین در زمان شروع فعالیت الکترومایوگرافی عضله ارکتور اسپاین سینه‌ایی (راست) (p=۰/۰۳۹)، مولتی فیدوس کمری (چپ) (p=۰/۰۰۰) و عرضی شکم (راست و چپ) (p=۰/۰۰۰) در حرکت بلندشدن از روی سطح (حرکت با پاهای جفت) در بین گروه سالم و مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی اختلاف معناداری مشاهده شد. علاوه بر این در حرکت بلندشدن از روی سطح (تکیه بر پای برتر) ارکتور اسپاین کمری (راست و چپ) (p=۰/۰۰۴، p=۰/۰۰۳)، مولتی فیدوس کمری (چپ) (p=۰/۰۰۰)، سرینی بزرگ (چپ) (p=۰/۰۰۰) و عرضی شکم (راست و چپ) (p=۰/۰۰۰) نتایج تفاوت معناداری در بین دو گروه نشان دادند.

بحث

هدف کلی مطالعه حاضر بررسی مقایسه زمان‌بندی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ثبات‌دهنده ستون فقرات در طی رخدادهای مختلف روزانه در افراد مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی و سالم بود. که با نگاهی کلی به نتایج حاصل می‌توان مشاهده کرد که نقش متفاوت هر عضله در کنترل ستون فقرات و ناحیه مرکزی بدن در دو گروه، به‌صورت مختلفی گزارش شده است. زمان شروع فعالیت عضلات در حرکت بلندکردن شئ از روی زمین (نگه‌داشتن جسم دور از بدن) در عضلات مولتی‌فیدوس کمری (راست و چپ)، سرینی بزرگ (راست) و عرضی شکم (چپ) تفاوت معناداری دیده شد. که همچنین از طرفی شروع فعالیت عضلانی در تمامی عضلات مورد آزمون در دو گروه نیز با تأخیر گزارش داده شده است. در صورتی‌که در مرحله پاسخ به بار، مدت زمان شروع تا حداکثر فعالیت عضلانی در میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات ارکتور اسپاین سینه‌ایی، ارکتور اسپاین کمری، سرینی بزرگ (چپ) در حرکت بلندکردن شئ از روی زمین (نگه‌داشتن جسم دور از بدن) در بین دو گروه اختلاف معناداری گزارش داده نشد. همچنین در مدت زمان شروع تا حداکثر فعالیت عضلانی در حرکت بلندکردن شئ از روی زمین (نگه‌داشتن جسم نزدیک نقطه ثقل بدن) در مولتی فیدوس کمری (راست و چپ)، سرینی بزرگ (چپ) و عرضی شکم (راست) نتایج، تفاوت معناداری را در بین دو گروه نشان داد. پس همان طور که مطالعات نشان می‌دهد، به دنبال کمردرد الیاف مولتی فیدوس کمری و عرضی شکم نیز بیشتر از سایر عضلات تحت تأثیر قرار می‌گیرند (تسائو و هاجز، ۲۰۰۸ و هبرت و همکاران، ۲۰۱۰).

عضله عرضی شکم یکی از عضلات مهم و قابل توجه در حفظ ثبات ستون فقرات در دامنه نوترال و حین فعالیت می‌باشد (تسائو و هاجز، ۲۰۰۸). لذا لازم به‌ذکر است که در تحقیق حاضر، تأکید بر انجام فعالیت به‌صورت بلندکردن شئ از روی زمین به دوحالت (نگه‌داشتن جسم دور از بدن و نگه‌داشتن جسم نزدیک نقطه ثقل بدن) بوده است. که نتایج در این پژوهش نیز، نشان داد که اختلاف معناداری در بین دو گروه دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی و سالم در مرحله پاسخ به لودگذاری، مدت زمان شروع فعالیت در عضله مولتی فیدوس کمری (راست و چپ) وجود دارد. که یافته‌های حاصل از این مطالعه در مورد عضله مولتی فیدوس کمری با یافته‌هایی که در مطالعه یوداس (۲۰۱۴) در مورد میزان فعالیت این عضله و تأثیرات آن بر تنه و ران در افراد دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی هم راستا است. همچنین در مطالعه حاضر نتایج در مورد عضله عرضی شکم در دو حالت حرکتی، اختلاف معناداری را نشان داد، که این نتایج با نتایج حاصل از مطالعه نیومن و گیل ۲۰۰۲ که نشان دادند عضله عرضی شکم در ثبات و پایداری لگن و ستون فقرات با تأخیر وارد عمل می‌شود، همراستا است. پس با توجه به مطالعات گذشته، در بیماران مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی، عدم تعادل عضلانی تنه (مولتی فیدوس کمری و عرضی شکم)، افراد را در ریسک بالای بی‌ثباتی پاسچرال قرار می‌دهد (لی و همکاران، ۲۰۱۹ و فیجر و والکر، ۲۰۱۱). نقص در عملکرد عضلات ثبات‌دهنده‌ی عمقی تنه و ستون فقرات همراه با کاهش کارایی و هماهنگی این عضلات در ارسال اطلاعات و اختلالات حس عمقی، از جمله عوامل مؤثر در ایجاد اختلالات پاسچرال در افراد کمردرد مزمن غیراختصاصی می‌باشد. که از طرفی به‌نظر می‌رسد شروع با تأخیر فعالیت اکستنسورهای ران و کمری در این مطالعه، به‌علت اختلال در انتقال نیرو از طریق لگن می‌باشد که خود ناشی از تغییر در استراتژی ثبات کمری لگنی است (احمدنژاد و یلفانی، ۲۰۱۹ و اسلیپمن و همکاران، ۲۰۰۰). مدت زمان طولانی شروع تا حداکثر فعالیت عضلانی در عضلات اکستنسور هیپ (سرینی بزرگ) در گروه مبتلا به کمردرد مزمن نیز

می‌تواند (Deviation) به‌عنوان یک مکانیسم برای کنترل کارآمد انحرافات قدامی و طرفی تنه و نیز یک مکانیسم جبرانی در مقابل ثبات کاهش یافته ستون فقرات و انتقال نیرو به ناحیه کمری باشد (احمدنژاد و یلفانی، ۲۰۱۹ و اسلیپمن و همکاران، ۲۰۰۰). نیومن و همکاران (۲۰۰۲) در بررسی تعامل بین عضلات عرضی شکم و کف لگنی گزارش دادند که عضلات عمقی تنه (مولتی فیدوس کمری و عرضی شکم)، به همراه عضلات کف لگنی و دیافراگم، نقش فعال یا دینامیک در ثبات ستون فقرات کمری لگنی اجرا می‌کنند و ضعف در این عضلات نشان‌دهنده تأثیرگذاری در عملکرد ناحیه مرکزی بدن و انتقال نامناسب نیرو در این قسمت است (نیومن و گیل، ۲۰۰۹). از طرفی فال و همکاران (۲۰۰۴) به بررسی اهمیت نقش مطالعه عصبی در کنترل تعادل و مکانیسم‌های ثبات‌دهنده ستون فقرات پرداختند و این گونه گزارش دادند که ارزیابی پاسخ تنه به اعمال یک اغتشاش یا تغییر ناگهانی در شرایط مختلف روزانه که بدن از حالت تعادل خارج می‌شود از اهمیت بالای برخوردار است و این اهمیت را با توجه به پاسخ‌های فیدفورواردی پوسچرال که توسط سیستم اعصاب مرکزی باعث کنترل حرکت عضله به‌صورت تعدیل شده می‌شود توصیف کردند و در ادامه نشان دادند که این پاسخ‌های فیدفورواردی پوسچرال در ایجاد حفظ ثبات ناحیه کمری، قبل از فعالیت عضلات اصلی نقش بسیار مهمی را ایفا می‌کنند (فالا، ۲۰۱۴). که این موضوع تصدیق کننده تمامی موضوع‌های فوق و بیان کننده این مسئله است که ایجاد اختلال در ثبات، حین فعالیت‌های روزانه به‌خصوص بلند کردن شئ از روی زمین در صورت اختلال در عملکرد و تأخیر در زمان شروع فعالیت در عضلات مولتی فیدوس کمری و عرضی شکم و ایجاد اختلال در پاسخ‌های فیدفورواردی باعث کنترل تعدیل شده در عضلات اکستنسوری هیپ شده و از طرفی ریسک بی‌ثباتی پوسچرال را که در نهایت به کمردرد ختم می‌شود را بالا می‌برد. لذا می‌توان به این نکته اشاره داشت که مطالعه حاضر با مطالعات فوق همسو و هم جهت بوده. که در نهایت وریگلی و همکاران (۲۰۰۵) عنوان می‌کنند، دلیل تفاوت در هماهنگی حرکت در طی انجام یک کار مانند بلندکردن بار تفاوت‌هایی در ریتم حرکتی مفاصل به‌وجود می‌آید. به این ترتیب کینماتیک و کینتیک مفاصل در طی بلندکردن بار در افراد مبتلا به کمردرد موجب اختلال می‌شود (وریگلی و همکاران، ۲۰۰۵). فرگوسن و همکاران (۲۰۰۴) دلیل به هم خوردن ریتم حرکتی را به افزایش مدت زمان فعالیت عضلات در افراد کمردرد و در نتیجه تغییر در زمان وارد عمل شدن عضلات و مفاصل نسبت دادند (فرگوسن و همکاران، ۲۰۰۴). که با توجه به نتایج به‌دست آمده می‌توان گفت گرچه وضعیت ابتدایی برداشتن بار عامل مهمی برای نحوه وارد عمل شدن عضلات و مفاصل می‌باشد اما توجه به نحوه وارد عمل شدن مفاصل و عضلات نیز لازم است. تغییر در الگوی حرکتی مفاصل سبب افزایش فعالیت عضلات (فرگوسن و همکاران، ۲۰۰۴ و زاوادکا و اسکابلسکا، ۲۰۱۸) و در نتیجه موجب افزایش میزان نیروی وارده بر ستون فقرات می‌شود و احتمال آسیب را بالا خواهد برد.

میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضله ارکتور اسپاین سینه‌ایی (راست)، مولتی فیدوس کمری (چپ) و عرضی شکم (راست و چپ) در حرکت بلندشدن از روی سطح (حرکت با پاهای جفت) در بین گروه سالم و مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی اختلاف معناداری را نشان دادند. همچنین در حرکت بلند شدن از روی سطح (تکیه بر پای برتر) ارکتور اسپاین کمری (راست و چپ)، مولتی فیدوس کمری (چپ)، سرینی بزرگ (چپ) و عرضی شکم (راست و چپ) اختلاف معناداری در زمان وارد عمل شدن بین دو گروه را نشان دادند. یکی از تئوری‌های کلاسیک در مورد نقش مکانیزم عضلات شکمی این است که تنه همانند یک سیلندر می‌باشد و دیواره‌های این سیلندر را عضلات شکمی و اپنوروسیس مرتبط با این عضلات تشکیل می‌دهند. از طرفی مطالعه حاضر نشان داد در حرکت بلندشدن با پاهای جفت و تکیه بر پای برتر سطح فعالیت عضلات شکمی افزایش می‌یابد. افزایش در سطح فعالیت عضلات شکمی، فشار داخل شکمی[1] را بالا برده و تنه را به یک سیلندر سفت[2] تبدیل می‌کند. متعاقباً میزان انعطاف‌پذیری ستون فقرات کاهش یافته و در نتیجه دامنه حرکتی هم کاهش می‌یابد (پوترفیلد و درسا، ۱۹۹۸). از طرفی در مطالعه‌ی فال و همکاران (۲۰۱۴) این گونه گزارش داده شد، که دامنه کینماتیک ستون فقرات در قسمت‌های بالا و پایین در بیماران مبتلا به کمردرد مزمن

1. intra-abdominal pressure
2. rigid

غیراختصاصی به‌طور معنی‌داری کاهش می‌یابد (فالا و همکاران، ۲۰۱۴ و فالا، ۲۰۱۴). که حال با توجه به پژوهش حاضر در حرکت بلند شدن از روی سطح با پاهای جفت و تکیه بر پای برتر می‌توان در فعالیت عضله ارکتور اسپاین سینه‌ایی (راست)، مولتی‌فیدوس کمری(چپ)، عرضی شکم (راست و چپ) و سرینی بزرگ (چپ) با توجه به درد در ناحیه کمری، تفاوت معناداری را نشان دادند. با افزایش سطح فعالیت الکترومایوگرافی در بین عضلات تنه، پدیده هم انقباضی[1] رخ می‌دهد. گورا و همکاران (۲۰۱۵) در مطالعه‌ای اذعان کردند که افراد مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی یک هم انقباضی در فعالیت عضلات بازکننده ستون فقرات و شکمی دارند که باعث یک مکانیسم حمایتی می‌شود و این حمایت موجب کاهش پایداری ستون فقرات می‌گردد (گرواَ و همکاران، ۲۰۱۵). گرانتا و همکاران (۱۹۹۵) در بررسی هم انقباضی و افزایش سفتی در عضلات ثبات‌دهنده ستون فقرات (مولتی فیدوس کمری، سرینی بزرگ و عرضی شکم) این گونه گزارش دادند که این سفتی افزایش بار بر ستون فقرات را به همراه دارد (ارجمند و همکاران، ۲۰۰۶). که در نهایت می‌توانیم یافته‌های این پژوهش را در مورد بلندشدن از روی سطح این گونه توصیف کنیم که با افزایش سطح فعالیت در عضلات ثبات‌دهنده ستون فقرات، یک هم انقباضی و سفتی ایجاد می‌شود که باعث افزایش بار بر روی ستون فقرات شده و از طرفی با توجه به افزایش سطح فعالیت در برخی عضلات در حین انجام بلند شدن به‌صورت پاهای جفت و تکیه بر پای برتر، زمان شروع به فعالیت در عضله سرینی بزرگ (چپ) کاهش پیدا می‌کند. به عبارتی در پژوهش یونگر و همکاران (۲۰۱۰)، افزایش در فعالیت الکترومیوگرافی عضلات کف لگن متعاقب انقباضات مجزای عضله عرضی شکم، مانور سفت‌کردن شکم و والسالوا را گزارش نمودند (جانگینگر و همکاران، ۲۰۱۰). که این امر بیان کننده این است که در حین برخاستن از روی سطح پدیده والسالوا در شکم به‌وجود می‌آید و این پدیده باعث سفتی در عضلات کف لگنی و عرضی شکم شده که به دنبال خود موجب تأخیر در شروع به فعالیت عضلات مولتی فیدوس کمری و سرینی بزرگ شده که این امر خود باعث ایجاد بی‌ثباتی و به‌وجود آوردن موقعیت جبرانی در اندام‌های بالایی و پایینی منطقه درد شده است.

محدودیت‌های تحقیق

با توجه به این‌که این تحقیق یک مطالعه‌ی مقطعی می‌باشد، بنابراین اثرات طولانی مدت آن نامشخص است. همچنین ممکن است نتایج این تحقیق را نتوان به همه مخصوصاً افراد با دیسفانکشن یا دفورمیتی اندام تحتانی تعمیم داد. به‌علاوه، کم بودن تعداد آزمودنی‌ها نیز می‌تواند نتایج را تحت تأثیر قرار داده باشد. همچنین در این مطالعه ارتباط کینماتیک ستون فقرات با تغییرات سطح الکترومایوگرافی در طول زمان طولانی بررسی نشده است. بنابراین پیشنهاد می‌شود که مطالعات دیگر در این زمینه با تعداد بیشتر آزمودنی و همراه با بررسی تغییرات الکترومایوگرافی عضلات تنه و کف لگن انجام شود.

نتیجه‌گیری

در کل به‌عنوان نتیجه‌گیری نهایی می‌توان گفت که، مطالعات گذشته شواهد کافی برای اثبات وجود همزمانی انقباض عضله عرضی شکم با انقباض مولتی فیدوس کمری و بالعکس در انجام حرکات روزمره نشان می‌دهد. اما از طرفی از بین رفتن و یا اختلال الگوی همزمانی انقباض عضله عرضی شکم و مولتی فیدوس کمری در افراد مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی این‌گونه نشان می‌دهد که این اختلال و تأخیر در مرحله پاسخ به لودگذاری، مدت زمان شروع تا حداکثر فعالیت عضلانی در میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات سرینی بزرگ و ارکتور اسپاین کمری در حرکت بلندشدن از روی سطح با پای برتر و در مقابل بلندشدن با پاهای جفت در عضلات ارکتور اسپاین سینه‌ایی و سرینی بزرگ ایجاد اختلال می‌کند و این اختلال را با تأخیر در زمان شروع به فعالیت عضلات را جبران می‌کند. در نهایت این برداشت را می‌توان کرد که منشاء این گونه دردهای مزمن غیراختصاصی به دلیل اختلاف در هماهنگی و تأخیر در وارد عمل شدن عضلات عرضی شکم و مولتی فیدوس کمری است که در هر چهار شکل حرکت منشاء اصلی اختلاف در این عضلات دیده شد.

1. co-contraction

References

Abboud, J; Nougarou, F; Pagé, I; Cantin, V; Massicotte, D; Descarreaux, M (2014). "Trunk motor variability in patients with non-specific chronic low back pain". European journal of applied physiology, 114(12), 2645-2654.

Ahmadnezhad, L; & Yalfani, A. (2019). "The relationship between pain and functional disability with local and global selected trunk muscles activity and comparison the activity of these muscles between men and women with non-specific chronic low back pain". Journal of Anesthesiology and Pain, 10(2), 1-11. (In Persian)

Ahmadnezhad, L; Yalfani, A; Borujeni, B. G (2020). "Inspiratory Muscle Training in Rehabilitation of Low Back Pain: A Randomized Controlled Trial". Journal of sport rehabilitation, 29(8), 1151-1158.

Arjmand, N; Shirazi-Adl, A; Bazrgari, B (2006). "Wrapping of trunk thoracic extensor muscles influences muscle forces and spinal loads in lifting tasks". Clinical biomechanics, 21(7), 668-675.

Barbero, M., Merletti, R., & Rainoldi, A (2012). Atlas of muscle innervation zones: understanding surface electromyography and its applications, Springer Science & Business Media.

Borujeni, B. G; Yalfani, A. (2020). "Effect of respiratory muscle training session on ankle muscle activity in athletes with chronic low back pain performing overhead squats: a randomized controlled trial". International journal of evidence-based healthcare, 18(2), 256-264.

Daneshmandi, H; Choobineh, A. R; Ghaem, H; Alhamd, M; Fakherpour, A (2017). "The effect of musculoskeletal problems on fatigue and productivity of office personnel: a cross-sectional study". Journal of preventive medicine and hygiene, 58(3), E252. (In Persian)

Ekstrom, R. A; Osborn, R. W; Hauer, P. L (2008). "Surface electromyographic analysis of the low back muscles during rehabilitation exercises". Journal of orthopaedic & sports physical therapy, 38(12), 736-745.

Falla, D; Gizzi, L; Tschapek, M; Erlenwein, J; Petzke, F (2014). "Reduced task-induced variations in the distribution of activity across back muscle regions in individuals with low back pain". Pain, 155(5), 944-953.

Falla, D; Rainoldi, A; Merletti, R; Jull, G (2004). "Spatio-temporal evaluation of neck muscle activation during postural perturbations in healthy subjects". Journal of Electromyography and Kinesiology, 14(4), 463-474.

Ferguson, S. A; Marras, W. S; Burr, D. L; Davis, K. G; Gupta, P (2004). "Differences in motor recruitment and resulting kinematics between low back pain patients and asymptomatic participants during lifting exertions". Clinical Biomechanics, 19(10), 992-999.

Gholami, B. B; & Yalfani, A. (2019). "Correlation of pain and lumbar arch with electromyography of ankle muscle in athletes with low back pain". Journal of Anesthesiology and Pain, 10(3), 105-118. (In Persian)

Gombatto, S. P; Brock, T; DeLork, A; Jones, G; Madden, E; Rinere, C (2015). "Lumbar spine kinematics during walking in people with and people without low back pain". Gait & posture, 42(4), 539-544.

Groah, S. L; Schladen, M; Pineda, C. G; Hsieh, C. H. J (2015). "Prevention of pressure ulcers among people with spinal cord injury: a systematic review". Overview of Physical Medicine and Rehabilitation, 7(6), 613-636.

Hebert, J. J; Koppenhaver, S. L; Magel, J. S; Fritz, J. M (2010). "The relationship of transversus abdominis and lumbar multifidus activation and prognostic factors for clinical success with a stabilization exercise program: a cross-sectional study". Archives of physical medicine and rehabilitation, 91(1), 78-85.

Hossain, M; Nokes, L. D. M (2005). "A model of dynamic sacro–iliac joint instability from malrecruitment of gluteus maximus and biceps femoris muscles resulting in low back pain". Medical Hypotheses, 65(2), 278-281.

Iatridis, J. C; Kang, J; Kandel, R; Risbud, M. V (2016). "New horizons in spine research: disc biology, spine biomechanics and path mechanisms of back pain". Journal of orthopedic research: official publication of the Orthopaedic Research Society, 34(8), 1287.

Junginger, B; Baessler, K; Sapsford, R; Hodges, P. W (2010). "Effect of abdominal and pelvic floor tasks on muscle activity, abdominal pressure and bladder neck". International urogynecology journal, 21(1), 69-77.

Keyserling, W. M (2000). "Workplace risk factors and occupational musculoskeletal disorders, Part 2: A review of biomechanical and psychophysical research on risk factors associated with upper extremity disorders". AIHAJ-American Industrial Hygiene Association, 61(2), 231-243.

Lee, J; Yoon, C; Kim, K; Cho, M; Kim, H. C; Chung, S. G (2019). "Lumbar Stability in Healthy Individuals and Low Back Pain Patients Quantified by Wall Plank-and-Roll Test". Overview of Physical Medicine and Rehabilitation, 11(5), 483-494.

Macadam, P; Feser, E. H (2019). "Examination of gluteus maximus electromyographic excitation associated with dynamic hip extension during body weight exercise: a systematic review". International journal of sports physical therapy, 14(1), 14.

Mousavi, S. J; Akbari, M. E; Mehdian, H; Mobini, B; Montazeri, A; Akbarnia, B; Parnianpour, M (2011). "Low back pain in Iran: a growing need to adapt and implement evidence-based practice in developing countries". Spine, 36(10), E638-E646.

Nadler, S. F; Malanga, G. A; DePrince, M; Stitik, T. P; Feinberg, J. H (2000). "The relationship between lower extremity injury, low back pain, and hip muscle strength in male and female collegiate athletes". Clinical Journal of Sport Medicine, 10(2), 89-97.

Neumann, P; Gill, V (2002). "Pelvic floor and abdominal muscle interaction: EMG activity and intra-abdominal pressure". International Urogynecology Journal, 13(2), 125-132.

O'Sullivan, P. B; Beales, D. J; Beetham, J. A; Cripps, J; Graf, F; Lin, I. B; Avery, A. (2002). "Altered motor control strategies in subjects with sacroiliac joint pain during the active straight-leg-raise test". Spine, 27(1), E1-E8.

Papi, E; Bull, A. M; McGregor, A. H (2018). "Is there evidence to use kinematic/kinetic measures clinically in low back pain patients: A systematic review". Clinical Biomechanics, 55, 53-64.

Porterfield, J. A; DeRosa, C (1998). Mechanical low back pain: perspectives in functional anatomy, Saunders.

Ruhe, A; Fejer, R; Walker, B (2011). "Center of pressure excursion as a measure of balance performance in patients with non-specific low back pain compared to healthy controls: a systematic review of the literature". European Spine Journal, 20(3), 358-368.

Slipman, C. W; Jackson, H. B; Lipetz, J. S; Chan, K. T; Lenrow, D; Vresilovic, E. J (2000). "Sacroiliac joint pain referral zones". Archives of physical medicine and rehabilitation, 81(3), 334-338.

Stokes, I. A; Gardner-Morse, M. G; Henry, S. M (2011). "Abdominal muscle activation increases lumbar spinal stability: analysis of contributions of different muscle groups". Clinical biomechanics, 26(8), 797-803.

Thomas, J. R; Nelson, J. K; Silverman, S. J (2015). Research methods in physical activity. Human kinetics.

Tsao, H; Hodges, P. W (2008). "Persistence of improvements in postural strategies following motor control training in people with recurrent low back pain". Journal of electromyography and kinesiology, 18(4), 559-567.

Van Wingerden, J. P; Vleeming, A; Buyruk, H. M; Raissadat, K (2004). "Stabilization of the sacroiliac joint in vivo: verification of muscular contribution to force closure of the pelvis". European Spine Journal, 13(3), 199-205.

Vera-Garcia, F. J; Moreside, J. M; McGill, S. M (2010). "MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women". Journal of electromyography and kinesiology, 20(1), 10-16.

Voerman, G. E; Fleuren, J. F. M; Kallenberg, L. A. C; Rietman, J. S; Snoek, G. J; Hermens, H. J (2009). "Patient ratings of spasticity during daily activities are only marginally associated with long-term surface electromyography". Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry, 80(2), 175-181.

Wrigley, A. T; Albert, W. J; Deluzio, K. J; Stevenson, J. M (2005). "Differentiating lifting technique between those who develop low back pain and those who do not". Clinical Biomechanics, 20(3), 254-263.

Youdas, J. W; Boor, M. M; Darfler, A. L; Koenig, M. K; Mills, K. M; Hollman, J. H (2014). "Surface electromyographic analysis of core trunk and hip muscles during selected rehabilitation exercises in the side-bridge to neutral spine position". Sports health, 6(5), 416-421.

Zawadka, M; Skublewska-Paszkowska, M; Gawda, P; Lukasik, E; Smolka, J; Jablonski, M (2018). "What factors can affect lumbopelvic flexion-extension motion in the sagittal plane: A literature review". Human movement science, 58, 205-218.