ORIGINAL ARTICLE

Effect of Suspension Exercise on Electromyography in Men with Chronic Low Back Pain Caused by Disc Herniation

Yasser Mohebbi Rad[1],
Mohammad Reza Fadaei Chafy[2],
Alireza Elmieh[3]

[1] PhD Candidate of Exercise Physiology, Department of Physical Education and Sport Science, Faculty of Humanities, Rasht Branch, Islamic Azad University, Rasht, Iran
[2] Assistant Professor, Department of Physical Education and Sport Science, Faculty of Humanities, Rasht Branch, Islamic Azad University, Rasht, Iran
[3] Associate Professor, Department of Physical Education and Sport Science, Faculty of Humanities, Rasht Branch, Islamic Azad University, Rasht, Iran

(Received March 14, 2021 ; Accepted September 28, 2021)

Abstract

Background and purpose: Lumbar disc herniation is one of the most common types of low back pain and researchers are interested in novel exercises in treatment of this condition. The aim of this study was to investigate the effect of suspension exercises on electromyography in men with disc herniation.

Materials and methods: Twenty two men with disc herniation in Rasht participated in this clinical trial in 2020 and were randomly divided into two groups of suspension exercises (n=12, age: 34.25±8.81, BMI: 24.02±01.7) and control (n=10, age: 34.4±6.67, BMI: 23.1±76.45). Before and after an intervention period, the electrical activity of rectus abdominis, internal and external oblique and erector spinae muscles were measured by electromyography and abdominal muscle strength was investigated using straight leg raising test. The intervention period consisted of 8 weeks of suspension exercises, while the control group was only followed up. Paired sample t-test and analysis of covariance were used for intragroup and intergroup comparisons, respectively.

Results: Electromyography of four muscles and strength test showed significant improvements in post-test compared to pre-test in intervention group ($P<0.05$) while no significant change was observed in control group ($P>0.05$). Patients who did suspension exercises were found with significant improvements in muscle electromyography compared to the control group ($P<0.05$), but no significant difference was observed in abdominal muscle strength test ($P>0.05$).

Conclusion: In current study, suspension exercise improved core muscle activation and abdominal muscle strength, so, it could be considered in rehabilitation of low back pain caused by disc herniation.

(Clinical Trials Registry Number: IRCT20191016045136N1)

Keywords: chronic low back pain, disc herniation, electromyography, suspension exercise

J Mazandaran Univ Med Sci 2021; 31 (203): 95-104 (Persian).

* **Corresponding Author: Mohammad Reza Fadaei Chafy-** Department of Physical Education and Sport Science, Faculty of Humanities, Rasht Branch, Islamic Azad University, Rasht, Iran (E-mail: mfadaei2000@yahoo.com)

پژوهشی

مجله دانشگاه علوم پزشکی مازندران
دوره سی و یکم شماره ۲۰۳ آذر سال ۱۴۰۰ (۱۰۴-۹۵)

تاثیر تمرینات تعلیقی بر الکترومیوگرافی مردان مبتلا به کمردرد مزمن ناشی از فتق دیسک

یاسر محبی راد[۱]
محمدرضا فدائی چافی[۲]
علیرضا علمیه[۳]

چکیده

سابقه و هدف: فتق دیسک کمر یکی از شایع‌ترین نوع کمردرد می‌باشد و از میان روش‌های درمان آن، تمرینات نوین ورزشی مورد توجه بسیاری از محققان بوده است. هدف از این مطالعه بررسی اثر تمرینات تعلیقی بر الکترومیوگرافی مردان مبتلا به فتق دیسک بود.

مواد و روش‌ها: ۲۲ مرد مبتلا به فتق دیسک در شهر رشت، در این کارآزمایی بالینی در سال ۱۳۹۹ شرکت کردند و به‌صورت تصادفی به دو گروه تمرینات تعلیق (تعداد: ۱۲ نفر، سن: ۸/۸۱±۳۴/۲۵ سال، BMI: ۱۰/۷±۲۴/۲ کیلوگرم بر متر مربع) و کنترل (تعداد: ۱۰نفر، سن: ۶/۶۷±۳۴/۴ سال، BMI: ۷۶/۴۵±۲۳/۱ کیلوگرم بر متر مربع) تقسیم شدند. میزان فعالیت الکتریکی عضلات راست شکمی، مایل داخلی و خارجی و ارکتوراسپاین توسط دستگاه الکترومیوگرافی و قدرت عضلات شکمی با آزمون پایین آوردن مستقیم پاها، قبل و بعد از یک دوره مداخله اندازه‌گیری شد. دوره مداخله گروه‌های تمرین شامل ۸ هفته تمرینات تعلیق بود، در حالی که گروه کنترل فقط پیگیری می‌شدند. برای مقایسه درون گروهی از t همبسته و برای مقایسه بین گروهی از آزمون تحلیل کوواریانس استفاده شد.

یافته‌ها: الکترومیوگرافی هر ۴ عضله و آزمون قدرت در پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون درگروه تعلیق بهبود معنی‌داری را نشان داد ($P<۰/۰۵$) در حالی‌که در گروه کنترل تغییر معنی‌داری دیده نشد. همچنین گروه تعلیق در الکترومیوگرافی عضلات بهبود معنی‌داری نسبت به گروه کنترل نشان دادند ($P<۰/۰۵$) اما در آزمون قدرت عضلات تنه، تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد.

استنتاج: یافته‌های مطالعه حاضر نشان داد که تمرین تعلیق باعث بهبود فعالسازی عضلات مرکزی و قدرت عضلات شکمی شد، بنابراین می‌توانند در مراحل توانبخشی کمردرد ناشی از فتق دیسک مورد توجه قرار گیرند.

شماره ثبت کارآزمایی بالینی : IRCT۲۰۱۹۱۰۱۶۰۴۵۱۳۶N۱

واژه های کلیدی: کمردرد مزمن، فتق دیسک، الکترومیوگرافی، تمرینات تعلیق

مقدمه

کمردرد از فراگیرترین نوع دردهای مزمن است که جهان مطرح می‌باشد، به‌طوری‌که شیوع کمردرد مزمن در به عنوان یکی از مهم‌ترین معضلات پزشکی در سراسر جوامع حدود ۲۳ درصد گزارش شده است(۱) و کمردرد

مولف مسئول: محمدرضا فدائی چافی– رشت: گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، واحد رشت، دانشگاه آزاد اسلامی، رشت، ایران E-mail: mfadaei2000@yahoo.com

۱. دانشجوی دکترای تخصصی فیزیولوژی ورزش، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، واحد رشت، دانشگاه آزاد اسلامی، رشت، ایران

۲. استادیار، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، واحد رشت، دانشگاه آزاد اسلامی، رشت، ایران

۳. دانشیار، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، واحد رشت، دانشگاه آزاد اسلامی، رشت، ایران

تاریخ دریافت : ۱۳۹۹/۱۲/۲۴ تاریخ ارجاع جهت اصلاحات :۱۴۰۰/۱/۱۶ تاریخ تصویب :۱۴۰۰/۷/۶

شایع‌ترین دلیل ناتوانی از کار است(۲). فتق دیسک کمر به جابه‌جایی ماده دیسک و خارج شدن آن از فضای مرز بین دو مهره گفته می‌شود(۳) و ۳۹ درصد از بیماران مبتلا به درد مزمن کمر را شامل می‌شود(۴). چون درد ناشی از فتق دیسک، باعث عدم بکارگیری و ضعف عضلات می‌شود، بنابراین عضلات تنه در بیماران دچار کمر درد، ضعیف‌تر از افراد سالم است(۵). از مؤثرترین عضلات درگیر در ثبات میان تنه می‌توان به ارکتور اسپاین، راست شکمی و مایل خارجی و داخلی شکمی اشاره کرد(۶). میزان فعالیت این عضلات را می‌توان با الکترومیوگرافی سطحی اندازه گرفت که یک روش غیرتهاجمی الکترومیوگرافی است و از سطح بالای عضله و روی پوست، فعال سازی عضلات را ضبط و ارزیابی می‌کند. این اطلاعات برای درک کنترل حرکتی در افراد مبتلا به کمردرد مزمن مفید می‌باشد(۷).

ورزش درمانی یکی از روش‌های موثر مدیریت کمردرد است(۴). درسال‌های اخیر، اضافه شدن بی‌ثباتی به تمرینات سنتی برای افزایش فواید حاصل از ورزش بسیار رایج شده است که تمرینات تعلیق یکی از آن‌هاست. توانایی حفظ تعادل و وضعیت مطلوب حین حرکات ورزشی خاص نیاز به فعال‌سازی عضلات مرکزی بدن شامل عضلات شکمی، پشت و لگن دارد و تمرینات مقاومتی در سطوح ناپایدار، باعث افزایش فعال‌سازی عضلات مرکزی می‌شود(۸). این تمرینات در مقایسه با تمرینات سنتی ثبات مرکزی در تحریک فعالیت عضلات مرکزی بدن تاثیر بیش تری دارند(۹). یک محیط تمرینی مقاومتی ناپایدار، بر سیستم عصبی عضلانی تأکید می‌کند و ممکن است باعث افزایش قدرت بیش‌تر و افزایش در سطح مقطع عضلانی شود(۱۰). اگرچه فعالیت عضلات مرکزی در هنگام ورزش با تسمه تعلیق افزایش بیش‌تر دارند، اما نیروی عمودی بر ستون‌فقرات زیاد نیست(۱۱). بنابراین تمرینات تعلیقی ممکن است به‌ویژه برای توانبخشی بیماران مبتلا به کمردرد مزمن مفید باشد(۱۲). تحقیقات اخیر از استفاده از وسایل تعلیق در توانبخشی و بهبود قدرت وفعال‌سازی عضلانی حمایت می‌کند(۱۵۸-۱۳) و بهبود فعالسازی عضلات کمر و شکم در افراد دچار کمردرد مشاهده شده است(۱۷،۱۶). هرچند در مطالعه‌ای دیگر، تغییری در نسبت انقباض و قدرت عضلات مرکزی مشاهده نشد(۱۸). از یک‌سو در میان تنوع زیادی از تمرینات تعلیق، مناسب‌ترین حالت‌های وضعیتی برای افراد با کمردرد مزمن هنوز مشخص نشده است(۱۷) و از سوی دیگر در اکثر مطالعات، اثر تمرینات تعلیق در کمردردهای مزمن غیراختصاصی مورد بررسی قرار گرفته است(۱۷،۱۶،۱۲) و اطلاعات در مورد اثربخشی این روش در بیماران مبتلا به کمردرد مزمن اختصاصی ناشی از فتق دیسک محدود است. همچنین بررسی فعالیت الکتریکی عضلات درگیر در فتق دیسک، قبل و بعد از انجام تمرینات می‌تواند بینش ما را در مورد روش‌های مدیریت نوین کمردرد وسیع‌تر نماید. بنابراین هدف از انجام این مطالعه بررسی اثر تمرینات تعلیقی بر الکترومیوگرافی و قدرت عضلات مرکزی مردان مبتلا به کمردرد مزمن ناشی از فتق دیسک بود.

موارد و روش‌ها

پژوهش حاضر یک کارآزمایی بالینی به شماره IRCT20191016045136N1 بود. آزمودنی‌ها شامل داوطلبان مرد جوان و میانسال با سن ۲۰ تا ۵۰ سال بودند که پس از فراخوان در نیمه اول سال ۱۳۹۹ به کلینیک فیزیوتراپی پردیس رشت مراجعه کردند. احراز فتق دیسک خلفی جانبی در مهره‌های کمر با شدت فتق درجه ۱ یا برآمدگی (Bulging) و ۲ یا پیش آمدگی (Protrusion) توسط متخصص مغز و اعصاب و با یافته‌های MRI (Magnetic resonance imaging) انجام گرفت. برآمدگی تورم حاشیه دیسک فراتر از ناحیه مجاورش توصیف می‌شود و در پیش‌آمدگی شدت تورم افزایش پیدا کرده و هسته دیسک به بافت فیبروزی اطراف دیسک فشار وارد می‌کند. سایر معیارهای ورود شامل سابقه کمردرد بیش از سه ماه، عدم ابتلا به

بیماری‌های خاص، عدم شرکت در تمرینات منظم ورزشی و عدم استفاده از سایر روش‌های درمانی برای کمردرد در دوره مداخله بود که توسط یکی از محققین (فیزیوتراپیست) کنترل شد. ابتدا ۸۲ نفر اعلام آمادگی برای شرکت در برنامه داشتند که برای تعیین حجم نمونه از نرم افزار GPower نسخه ۳/۱ با اندازه اثر متوسط ۰/۶ و قدرت آنالیز ۰/۸ استفاده شد. بر این اساس تعداد نمونه ۳۰ نفر پیشنهاد شد که به‌دلیل احتمال ریزش نمونه‌های تحقیق، ۳۳ نفر پس از بررسی معیارهای ورود به‌صورت هدفمند و در دسترس انتخاب شدند. تا زمان شروع پژوهش به‌دلیل شیوع کرونا ۹ نفر انصراف دادند، سپس افراد باقیمانده رضایتنامه کتبی را امضا نمودند و کد اخلاق پژوهش به شماره IR.IAU.RASHT.REC.1399.019 از دانشگاه آزاد اسلامی واحد رشت اخذ شد. سپس آزمودنی‌ها به‌طور تصادفی در ۲ گروه ۱۲ نفری شامل گروه تمرین تعلیق و گروه کنترل تقسیم شدند. ۲ نفر از گروه کنترل نتوانستند دوره را کامل کنند و از مطالعه حذف شدند. انجام اندازه‌گیری‌های تن سنجی و آزمون‌های مربوط به داده‌های الکترومیوگرافی، قدرت و درد یک روز قبل و بعد از دوره مداخله صورت گرفت. دوره مداخله گروه تمرین به مدت ۸ هفته و هر هفته ۳ جلسه انجام شد. هر جلسه تمرین شامل سه بخش گرم کردن (۱۰ دقیقه)، تمرین (۳۰ دقیقه) و سرد کردن (۵ دقیقه) بود(۱۹) و محققان از شرکت‌کنندگان خواستند هرگونه افزایش درد در طول دوره مداخله را گزارش کنند.

تمرین تعلیق نیاز به وسیله معلق‌کننده و یک نگهدارنده دارد که کاربر به کمک آن‌ها یک یا هردو دست یا پاهایش را معلق می‌کند و سطح دشواری تمرین با تغییر زاویه کار (به‌عنوان مثال، تغییر زاویه بدن از حالت قائم به مایل) و یا تغییر میزان پایداری (تعلیق کامل یا ناقص)، تنظیم می‌شود(۲۰). تمرینات گروه تعلیق با الهام از ورزش TRX و تحقیقات گذشته(۲۱،۱۹،۱۷) توسط دو تن از محققین (یک فیزیوتراپیست و یک فیزیولوژیست ورزشی) طراحی شد و روی یک نمونه کوچک به‌صورت پایلوت انجام شد و پس از اطمینان از اینکه آزمودنی‌ها از عهده آن بر می‌آیند و عدم گزارش افزایش درد بعد از جلسه تمرینی، به مرحله اجرا درآمد. این تمرینات شامل پل زدن تعلیقی، شنای سوئدی تعلیقی، پلانک تعلیقی، جمع کردن پاها به صورت مورب در حالت تعلیق، ابداکشن هردو ران در حالت تعلیق، فلکشن هردو ران در حالت تعلیق، جمع‌کردن پاها درشکم در حالت تعلیق و چپ و راست بردن هر دو پا باهم در حالت تعلیق بود. شدت تمرینات از سطح پایین‌تر شروع و به تدریج پیشرفت کرد. در جلسه اول تمام تمرینات به‌غیر از پلانک، ۴ تکرار انجام شده و ۱ دقیقه استراحت بین تکرارها صورت گرفت و بین هر تمرین تا تمرین بعدی ۲ دقیقه استراحت وجود داشت (تمرین پلانک ۱ تکرار ۵ ثانیه‌ای انجام شد). به مرور تکرارها افزایش پیدا کرد و در جلسه آخر به ۱ تکرار ۱۵ ثانیه‌ای برای پلانک و ۱۰ تکرار برای سایر تمرینات رسید. معیار اصل اضافه بار و افزایش شدت تمرینات، مقیاس بورگ (Borg scale) بود که با توجه به مشکل افراد تا سطح عدد ۶ باقی ماند و در صورت کاهش این عدد بر شدت تمرینات افزوده و با افزایش این عدد از شدت تمرینات کاسته می‌شد. افرادی که بیش از سه جلسه متوالی غیبت داشتند از مطالعه کنار گذاشته شدند. همچنین هر ۲ گروه تمرین و کنترل به انجام روش‌های خودمراقبتی در منزل در طول پژوهش پرداختند. روش‌های خودمراقبتی برای بهبود روش خوابیدن، نشستن، حمل بار و سایر فعالیت‌های روزمره به تمامی افراد دو گروه به کمک دفترچه راهنما آموزش داده شد.

برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از دستگاه EMG (Electromyography) سطحی کمپانی NEGAR (مدل 5000Q) استفاده شد. الکترودها از جنس کلرید نقره، سیگنال‌ها با پهنای باند ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز، حساسیت آمپلی فایر ۳ میلی ولت و فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت گردید. همچنین برای ارزیابی فعالیت عضلات تنه، عضلات راست شکمی، مایل

داخلی و خارجی و ارکتوراسپاین انتخاب شدند. سپس موهای موضعی بدن در محل الکترود به منظور کاهش نویز از ته تراشیده و محل آن با الکل تمیز شد و جهت یکسان‌سازی، تمامی اطلاعات از سمت راست آزمودنی‌ها جمع‌آوری گردید. قرارگیری الکترود برای عضله راست شکمی به صورت عمود نسبت به افق در ۲ سانتی‌متری خارجی ناف، برای عضله مایل خارجی شکمی به صورت مایل با یک زاویه ۴۵ درجه در قسمت میانه حد فاصل خار خاصره قدامی فوقانی تا پایین‌ترین نقطه قفسه سینه، برای عضله مایل داخلی شکمی ۲ سانتی‌متر پایین تر از برجسته ترین قسمت خار خاصره قدامی فوقانی و قسمت فوقانی و داخلی رباط اینگوایینال(۲۲) و برای عضله ارکتور اسپاین تقریباً ۲ سانتی‌متر خارج تر از مهره سوم کمری و بالای شکم عضلات بود(۲۳). الکترود مرجع در تمام موارد روی مچ دست فرد بسته شد. برای ثبت حداکثر انقباض ایزومتریک عضله راست شکمی، آزمودنی رو به بالا خوابیده در حالتی‌که لگن و زانو در وضعیت ۹۰ درجه خم بود. سپس آزمودنی در مقابل مقاومتی که در سطح شانه اعمال می‌شد، سعی کرد با حداکثر نیرو تنه را خم کند. برای عضله مایل خارجی سمت راست، آزمودنی در همان وضعیت بالا، عمل خم شدن تنه را به همراه چرخش به سمت چپ در مقابل مقاومت آزمونگر در سطح شانه انجام داد. برای عضله مایل داخلی راست، آزمودنی در وضعیت مشابه در مقابل مقاومت اعمال شده توسط آزمونگر در سطح شانه با بیش‌ترین نیرو عمل خم شدن تنه به همراه چرخش به سمت راست را انجام داد و برای عضله ارکتور اسپاین آزمودنی به‌صورت دمر خوابیده و با بیش‌ترین نیرو انقباض ایزومتریک برای باز شدن ناحیه کمر را در مقابل مقاومت در سطح خلفی شانه انجام داد(۲۲). پردازش سیگنال‌های الکترومیوگرافی با استفاده از نرم‌افزار MATLAB ورژن R2019a انجام شد. برای حذف نویزها از سیگنال یک فیلتر ۵۰ هرتز جهت حذف تاثیر برق شهری و یک فیلتر میان‌گذر ۵۰۰-۱۰ هرتز اعمال گردید و پس از یک سوی کردن، سیگنال با پنجره به پهنای ۵۰ میلی ثانیه احاطه شد(۲۴) و در انتها جذر مربعات میانگین یا RMS (Root mean square) سیگنال محاسبه گردید. RMS به عنوان میانگین ریشه دوم شناخته می شود و فاصله را نسبت به میانگین نرمالیزه می‌کند(۲۵). بنابراین بیانگر قدرت میانگین سیگنال است و در پردازش سیگنال الکترومیوگرافی ترجیح داده می‌شود(۲۶).

برای اندازه‌گیری قدرت عضلات خم‌کننده تنه، از آزمون پایین آوردن مستقیم پاها استفاده شد. برای انجام آزمون، ابتدا آزمودنی درحالی‌که دست‌های خود را بر روی سینه قرار داده به پشت بر روی تخت بدون تشک دراز کشید، سپس یک آزمونگر پاهای آزمودنی را ۹۰ درجه خم کرده تا به تنه عمود شوند. آن‌گاه با شروع شمارش ضبط شده از یک تا ۱۰، آزمودنی پاهای خود را تا سطح تخت به آرامی پایین آورد. به آزمودنی گفته شد تا تمام تلاش خود را جهت فاصله نگرفتن ناحیه کمری‌اش از سطح تخت، در حین پایین آوردن پاها انجام دهد. در همین حال آزمونگر اول در سمت چپ آزمودنی، زاویه حرکت پاها را به وسیله گونیامتر اندازه‌گیری نمود، به‌طوری‌که بازوی متحرک گونیامتر بر روی ران و در راستای برجستگی بزرگ قرار داشت و بازوی ثابت هم به موازات تنه و سطح تخت قرار می‌گرفت آزمونگر دوم نیز در سمت راست آزمودنی، دید خود را در سطح تخت قرار داده و مراقب بود تا در چه لحظه‌ای کمر آزمودنی از سطح تخت فاصله می‌گرفت. با جدا شدن کمر از سطح تخت و علامت آزمونگر دوم، آزمونگر اول حرکت گونیامتر را قطع نمود. هر آزمودنی دو بار آزمون را با فاصله زمانی حداقل یک دقیقه تکرار کرده و زاویه کسب شده کم‌تر که بیانگر قدرت بیش‌تر بود، به‌عنوان حداکثر قدرت عضلات شکم ثبت شد(۲۷). برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌های آماری از آزمون شاپیرو‌ویک، برای مقایسه درون گروهی از t همبسته و برای مقایسه بین گروهی از آزمون تحلیل کوواریانس (ANCOVA) استفاده شد. سطح معنی‌داری آزمون‌ها

P< ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. به منظور تجزیه تحلیل داده‌ها از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۴ استفاده شد.

یافته ها

ابتدا اطلاعات آزمودنی‌ها با استفاده از شاخص‌های آمار توصیفی ارائه شد (جدول شماره ۱).

جدول شماره ۱: توصیف ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها

متغیر	گروه تعلیق (n=۱۲) انحراف معیار ± میانگین	گروه کنترل (n=۱۰) انحراف معیار ± میانگین
سن (سال)	۸/۸۱ ± ۳۴/۲۵	۶/۶۷ ± ۳۴/۴۰
وزن (کیلوگرم)	۲/۶۵ ± ۷۶/۱۶	۳/۸۶ ± ۷۵/۵۰
قد (سانتیمتر)	۹/۸۳ ± ۱۷۸/۷۵	۷/۱۶ ± ۱۷۸/۴۰
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر متر^۲)	۲/۷۰ ± ۲۴/۰۱	۱/۴۵ ± ۲۳/۷۶

نتایج آزمون شاپیروویلک فرض نرمال بودن توزیع داده‌ها و آزمون لوون پیش‌فرض تساوی واریانس نمرات پیش‌آزمون آزمودنی‌ها را در تمام متغیرهای تمرین نشان داد. بنابراین با توجه به برقراری پیش شرط‌های ذکر شده، از آزمون‌های پارامتریک برای آزمون فرضیه‌ها استفاده شد. نتایج ارزیابی درون گروهی با آزمون t همبسته نشان داد که الکترومیوگرافی (حداکثر انقباض ایزومتریک) هر ۴ عضله و قدرت عضلات شکمی در گروه تمرین تعلیق به میزان معنی‌داری افزایش یافت (P<۰/۰۵) با این وجود تغییرات در گروه کنترل معنی‌دار نبود (P>۰/۰۵) (جدول شماره ۲).

سپس آزمون تحلیل کوواریانس انجام و مقادیر پیش‌آزمون به عنوان عامل کوواریانس در نظر گرفته شد. نتایج نشان دهنده وجود تفاوت معنی‌دار بین گروه‌ها در پس‌آزمون برای حداکثر انقباض ایزومتریک عضلات بود (P<۰/۰۵) و این تفاوت در آزمون قدرت معنی‌دار نبود (P>۰/۰۵) (جدول شماره ۳).

جدول شماره ۲: نتایج آزمون t همبسته برای مقایسه پیش آزمون و پس آزمون گروه‌های تعلیق و کنترل

متغیر	گروه	قبل	بعد	t همبسته	معنی داری
EMG ارکتور اسپاین (میلی ولت)	تمرین تعلیق	۰/۰۵ ± ۰/۴۵	۰/۰۴ ± ۰/۴۷	-۳/۶۳۰	*۰/۰۰۴
	کنترل	۰/۰۳ ± ۰/۴۴	۰/۰۳ ± ۰/۴۴	۱/۱۵۲	۰/۲۷۹
EMG مایل خارجی (میلی ولت)	تمرین تعلیق	۰/۰۵ ± ۰/۴۷	۰/۰۷ ± ۰/۶۲	-۶/۲۴۶	*۰/۰۰۰
	کنترل	۰/۰۳ ± ۰/۴۶	۰/۰۴ ± ۰/۴۳	-۰/۱۸۵	۰/۸۵۸
EMG مایل داخلی (میلی ولت)	تمرین تعلیق	۰/۰۳ ± ۰/۴۴	۰/۰۹ ± ۰/۶۵	-۷/۴۱۱	*۰/۰۰۰
	کنترل	۰/۰۴ ± ۰/۴۶	۰/۰۴ ± ۰/۴۶	-۲/۲۰۳	۰/۰۵۵
EMG راست شکمی (میلی ولت)	تمرین تعلیق	۰/۰۳ ± ۰/۴۳	۰/۰۲ ± ۰/۵۹	-۸/۶۴۷	*۰/۰۰۰
	کنترل	۰/۰۳ ± ۰/۴۵	۰/۰۴ ± ۰/۴۶	-۱/۳۶۵	۰/۲۰۶
قدرت عضلات شکم (میلی ولت)	تمرین تعلیق	۶/۲۱ ± ۳۵/۵۸	۴/۳۳ ± ۲۵/۳۳	۸/۵۸۳	*۰/۰۰۰
	کنترل	۴/۷۹ ± ۳۳/۵۰	۴/۷۴ ± ۳۱/۶۰	۵/۴۶۰	۰/۱۸۹

* : نشانه اختلاف معنی‌دار در سطح P<۰/۰۵

بحث

عضلات ثبات‌دهنده مرکزی بدن شامل عضلات شکمی وکمری هستندکه در حفظ ثبات ستون فقرات موثر می‌باشند(۲۸). در مطالعه ما بررسی میزان فعالیت الکتریکی برخی عضلات شکم و کمر هنگام حداکثر انقباض ایزومتریک برای به‌دست آوردن میزان فعالسازی آن‌ها انجام گرفت و افزایش معنی‌دار حداکثر انقباض ارادی تمام عضلات در گروه تمرین تعلیق مشاهده شد؛ اما در گروه کنترل تفاوت معنی‌دار نبود. همچنین مقایسه پس آزمون پس از حذف اثر پیش‌آزمون نشان داد فعالسازی

جدول شماره ۳: نتایج آزمون تحلیل کوواریانس برای مقایسه گروه تمرین و کنترل

متغیر		مجموع مجذورات	درجه آزادی	میانگین مجذورات	F	سطح معنی داری	ضریب اثر
EMG ارکتوراسپاین (میلی ولت)	تضاد	۰/۰۰۲	۱	۰/۰۰۲	۱۳/۵۵۱	*۰/۰۰۲	۰/۴۲۹
	خطا	۰/۰۰۳	۱۸	۰/۰۰۰			
EMG مایل خارجی (میلی ولت)	تضاد	۰/۱۳۲	۱	۰/۱۳۲	۳۲/۲۴۶	*۰/۰۰۰	۰/۶۶۲
	خطا	۰/۰۶۷	۱۸	۰/۰۰۴			
EMG مایل داخلی (میلی ولت)	تضاد	۰/۲۰۲	۱	۰/۲۰۲	۳۱/۸۲۱	*۰/۰۰۰	۰/۶۹۳
	خطا	۰/۱۱۴	۱۸	۰/۰۰۶			
EMG راست شکمی (میلی ولت)	تضاد	۰/۰۹۷	۱	۰/۰۹۷	۴۱/۸۹۰	*۰/۰۰۰	۰/۶۹۹
	خطا	۰/۰۴۱	۱۸	۰/۰۰۲			
قدرت عضلات شکم (میلی ولت)	تضاد	۴۱/۳۳۳	۱	۴۱/۳۳۳	۳/۷۴۵	۰/۰۶۹	۰/۱۷۲
	خطا	۱۹۸/۶۵۶	۱۸	۱۱/۰۳۶			

* : نشانه اختلاف معنی‌دار در سطح P<۰/۰۵

عضلات گروه تعلیق در برابر گروه کنترل معنی‌دار بود. مشابه با یافته‌های ما Youdas و همکاران (۲۰۲۰)(۸)، Frison و همکاران (۲۰۱۹)(۱۳)، Fong و همکاران (۲۰۱۵)(۱۷) و Mok و همکاران (۲۰۱۴) (۲۹) بهبود سطح فعالسازی عضلات را پس از تمرینات تعلیق گزارش کردند و Aguilera-castells و همکاران (۲۰۲۰) در یک مطالعه مروری سیستماتیک روی ۱۸ تحقیق، دامنه فعالسازی عضلات مرکزی را بسیار متفاوت و در بازه متوسط تا زیاد گزارش نمودند(۳۰). در افراد مبتلا به کمردرد مزمن، الگوی تحریک هم‌افزایی نرمال عضلات شکمی و کمری از بین می‌رود و اختلال عملکرد عضلات کمری وجود دارد(۳۱). بیان شده است که اختلال در عملکرد عضله در بیماران کمردرد مزمن ممکن است به علت تغییر و دگرگونی یکی از سازوکارهای کنترل عصبی- عضلانی موثر بر ثبات تنه و کارایی حرکت باشد و عضلات اکستنسور کمر در این افراد، ضعیف و با قابلیت خستگی بالا است(۱۶). همچنین این بیماران در مقایسه با افراد سالم هنگام انجام حرکات درصد انقباض ایزومتریک ارادی کم تری در عضلات تنه دارند(۱۲). انجام تمرینات تعلیقی احتمالا باعث می‌شود عضلاتی که در اثر کمردرد غیر فعال شده بودند، به‌طور فعال‌تری درگیر شوند و سیستم عصبی مرکزی تحریکات مناسب‌تر و موثرتری از اعصاب آوران این عضلات دریافت نمایند. این افزایش ورودی‌های محیطی، منجر به بهبود حس عمقی و بهبود عملکرد عضلات اطراف ستون فقرات می‌گردد(۳۲). یکی از ویژگی‌های تمرین در برابر بی ثباتی این است که تمرینات فرایند یادگیری الگوهای حرکتی جدید را آغاز می‌کنند و به دلیل سطح ناپایدار باعث افزایش فراخوانی عضله می‌شود(۱۹)، چون برای جلوگیری از حرکات افقی و مورب غیرضروری باید عضلات دخیل را به میزان بیش‌تری فعال کرد(۳۳). از آن‌جایی که آزمودنی‌ها با درجه ناپایداری و بار سازگار می‌شوند، الگوهای حرکتی بهبود پیدا می‌کند(۳۴). همچنین برخی تمرینات تعلیق در حالت آویزانی اجرا شدند. این آویزانی باعث تحمیل وزن بیش‌تری بر روی عضلات در مقایسه با تمرینات ثبات‌دهنده مرکزی بود و به‌دلیل اضافه بار بیش‌تر، به افزایش حداکثر انقباض ایزومتریک بیش‌تر این عضلات منجر شد. برای رسیدن به اهداف ورزش متغیرهایی مانند شدت، حجم و اصل اضافه بار باید کنترل شود(۳۵). اصل اضافه بار برای به چالش کشیدن فرد ضروری است تا سازگاری تمرینی اتفاق بیافتد. شایان ذکر است که مقاومت در اکثر تمرینات تعلیقی و ناپایدار، وزن بدن است و شدت تمرین را می‌توان با تغییر بی‌ثباتی ناشی از دستگاه‌ها و زوایای بدن تغییر داد(۲۰).

یافته دیگر پژوهش ما بهبود میزان قدرت عضلات شکم در گروه تعلیق در مقایسه با پیش آزمون بود؛ اما این بهبود در گروه کنترل دیده نشد. هرچند در مقایسه پس‌آزمون دو گروه پس از حذف اثر پیش‌آزمون، تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد. همسو با یافته ما Ko و همکاران (۲۰۱۸)(۱۵) و Maté-Muñoz وهمکاران(۲۰۱۴)(۱۴) بهبود قدرت عضلات شکمی را پس از تمرینات تعلیق گزارش کردند. از طرفی Giancotti و همکاران (۲۰۱۸) اثرات کوتاه مدت تمرین تعلیق در قدرت و عملکرد قدرتی را بررسی کردند و هیچ تغییر معنی‌داری در زنان مشاهد نکردند(۳۶). جنسیت و کوتاه مدت بودن تمرینات (یک جلسه تمرین در مقابل ۸ هفته تمرین) از دلایل این اختلاف در نتیجه تحقیق ذکر شده با یافته ما بود. Guthrie و همکاران (۲۰۱۲) نیز افزایش معنی‌داری در نسبت انقباض عضلات مایل شکمی بر اثر تمرینات تعلیق مشاهده نکردند(۱۸). اندازه‌گیری قدرت عضلات با بررسی نسبت ضخامت عضله بعد و قبل از انجام انقباض به کمک سونوگرافی بود و با توجه به تفاوت نوع اندازه‌گیری تحقیق مذکور با مطالعه ما، نتایج متفاوتی به دست آمد.

در بیماران مبتلا به فتق دیسک، عضلات تنه دچار ضعف و ناتوانی می‌شوند و قدرت عضلات و اثر ضعف و کوتاهی آن‌ها بر امتداد و عملکرد بدن تاثیر زیادی دارد و زمینه وارد شدن فشارهای غیرمتعارف به مفاصل و سایر بافت‌ها را فراهم می‌آورد(۵). با توجه به موقعیت

آناتومیک و عملکرد عضلات شکم، ضعف این عضلات باعث چرخش قدامی لگن و هایپرلوردوز کمر می‌شود که فشار بر روی دیسک را افزایش داده و درد را تشدید می‌کند(۱). سیستم ثباتی بدن در استفاده مطلوب قدرت، توان، کنترل عصبی عضلانی و استقامت عضلانی به طور مطلوب عمل می‌کند(۳۷). نقش اولیه کنترل ثبات پویا و کنترل سگمنتال ستون فقرات از عضلات شکمی ناشی می‌گردد(۳۸). بنابراین یک مرکز قوی، کارآیی عصبی عضلانی را در کل زنجیره حرکتی بهبود می‌بخشد و کنترل وضعیتی پویا را بهبود می‌دهد(۳۷). بنابراین برای بهبود کمردرد باید درک درستی از آموزش و تاکید بر انجام حرکات صحیح و چگونگی تقویت عضلات ثبات دهنده فراهم شود(۳۹). از مکانیسم‌های احتمالی تاثیر تمرینات تعلیقی بر افزایش قدرت می‌توان گفت تمرینات تعلیقی از طریق انقباضات هم‌زمان عضلات اگونیست و آنتاگونیست کنترل وضعیت بدن را بیش‌تر تحت تاثیر قرار می‌دهند. از این رو تمرینات مورد استفاده احتمالا با افزایش فعالیت تونیک و توانایی حفظ انقباض در عضله اگونیست و افزایش ورودی های محیطی منجر به بهبود حس عمقی و بهبود عملکرد عضلات اطراف ستون فقرات شده است(۳۲).

تمرینات تعلیق باعث افزایش فعالسازی عضلات تنه و قدرت عضلات شکمی در افراد مبتلا به فتق دیسک بین مهره‌ای می‌شوند، بنابراین توصیه می‌شود که در مراحل توانبخشی کمردرد ناشی از فتق دیسک مورد توجه قرار گیرند.

References

1. Balagué F, Mannion AF, Pellisé F, Cedraschi C. Non-specific low back pain. Lancet 2012; 379(9814): 482-491.
2. Freburger JK, Holmes GM, Agans RP, Jackman AM, Darter JD, Wallace AS, et al. The rising prevalence of chronic low back pain. Arch of int med 2009; 169(3): 251-258.
3. Kreiner DS, Hwang SW, Easa JE, Resnick DK, Baisden JL, Bess S, et al. An evidence-based clinical guideline for the diagnosis and treatment of lumbar disc herniation with radiculopathy. Spine J 2014; 14(1): 180-191.
4. Ramos LAV, Callegari B, França FJR, Magalhães MO, Burke TN, Carvalho APdMC, et al. Comparison between transcutaneous electrical nerve stimulation and stabilization exercises in fatigue and transversus abdominis activation in patients with lumbar disk herniation: A randomized study. J Manipulative Physiol Ther 2018; 41(4): 323-331.
5. Cho KH, Beom JW, Lee TS, Lim JH, Lee TH, Yuk JH. Trunk muscles strength as a risk factor for nonspecific low back pain: a pilot study. Ann Rehabil Med 2014; 38(2): 234-240.
6. Van Middelkoop M, Rubinstein SM, Verhagen AP, Ostelo RW, Koes BW, van Tulder MW. Exercise therapy for chronic nonspecific low-back pain. Best Pract Res Clin Rheumatol 2010; 24(2): 193-204.
7. Rincón Rueda ZR, Ramírez C, Oliveira AB. S99. Reliability of surface electromiography measures for latissimus dorsi, femoral biceps and paraspinal muscles in persons with low back pain. Clin Neurophysiol 2018; 129: e179.
8. Youdas JW, Baartman HE, Gahlon BJ, Kohnen TJ, Sparling RJ, Hollman JH. Recruitment of Shoulder Prime Movers and Torso Stabilizers During Push-Up Exercises Using a Suspension Training System. J Sport Rehabil 2020; 29(7): 993-1000.
9. Snarr RL, Esco MR. Electromyographical comparison of plank variations performed with and without instability devices. J Strength Cond Res 2014; 28(11): 3298-3305.

10. Cormie P, McGuigan MR, Newton RU. Developing maximal neuromuscular power. Sports med 2011; 41(1): 17-38.
11. McGill SM, Cannon J, Andersen JT. Muscle activity and spine load during pulling exercises: influence of stable and labile contact surfaces and technique coaching. J Electromyogr Kinesiol 2014; 24(5): 652-665.
12. Kang H, Jung J, Yu J. Comparison of trunk muscle activity during bridging exercises using a sling in patients with low back pain. J Sports Sci Med 2012; 11(3): 510-515.
13. Frison VB, Lanferdini FJ, Geremia JM, de Oliveira CB, Radaelli R, Netto CA, et al. Effect of corporal suspension and pendulum exercises on neuromuscular properties and functionality in patients with medullar thoracic injury. Clin Biomech 2019; 63: 214-220.
14. Maté-Muñoz JL, Monroy AJA, Jiménez PJ, Garnacho-Castaño MV. Effects of instability versus traditional resistance training on strength, power and velocity in untrained men. J Sports Sci Med 2014; 13(3): 460-468.
15. Ko K-J, Ha G-C, Yook Y-S, Kang S-J. Effects of 12-week lumbar stabilization exercise and sling exercise on lumbosacral region angle, lumbar muscle strength, and pain scale of patients with chronic low back pain. J Phys Ther Sci 2018; 30(1): 18-22.
16. Cho S-H, Park S-Y. Immediate effects of isometric trunk stabilization exercises with suspension device on flexion extension ratio and strength in chronic low back pain patientss. J Back Musculoskelet Rehabil 2019; 32(3): 431-436.
17. Fong SSM, Tam YT, Macfarlane DJ, Ng SSM, Bae Y-H, Chan EWY, et al. Core muscle activity during TRX suspension exercises with and without kinesiology taping in adults with chronic low back pain: implications for rehabilitation. Evid Based Complement Alternat Med 2015; 2015: 910168.
18. Guthrie RJ, Grindstaff TL, Croy T, Ingersoll CD, Saliba SA. The effect of traditional bridging or suspension-exercise bridging on lateral abdominal thickness in individuals with low back pain. J Sport Rehabil 2012; 21(2): 151-60.
19. Harris S, Ruffin E, Brewer W, Ortiz A. Muscle activation patterns during suspension training exercises. Int J Sports Phys Ther 2017; 12(1): 42-52.
20. Aguilera-Castells J, Buscà B, Morales J, Solana-Tramunt M, Fort-Vanmeerhaeghe A, Rey-Abella F, et al. Muscle activity of Bulgarian squat. Effects of additional vibration, suspension and unstable surface. PloS one 2019; 14(8): e0221710.
21. Khanzadeh R, Mahdavinejad R, Borhani A. The Effect of Suspension and Conventional Core Stability Exercises on Characteristics of Intervertebral Disc and Chronic Pain in Office Staff Due to Lumbar Herniated Disc. Arch Bone Jt Surg 2020; 8(3): 445-453.
22. Ng JKF, Richardson CA, Parnianpour M, 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): 112-121.
23. Escamilla RF, Lewis C, Bell D, Bramblet G, Daffron J, Lambert S, et al. Core muscle activation during Swiss ball and traditional abdominal exercises. J Orthop Sports Phys Ther 2010; 40(5): 265-276.
24. Byrne JM, Bishop NS, Caines AM, Crane KA, Feaver AM, Pearcey GE. Effect of using a suspension training system on muscle activation during the performance of a front plank exercise. J Strength Cond Res 2014;

28(11): 3049-3055.

25. Jones AR. Probability, statistics and other frightening stuff: Routledge; 1st ed. Routledge 2018. PP500.
26. Weiss L, Weiss J, Silver J. Easy EMG E-Book: A Guide to Performing Nerve Conduction Studies and Electromyography: Elsevier 5th; 2015. PP296.
27. Krause DA, Youdas JW, Hollman JH, Smith J. Abdominal muscle performance as measured by the double leg-lowering test. Arch Phys Med Rehabil 2005; 86(7): 1345-1348.
28. Sipaviciene S, Kliziene I. Effect of different exercise programs on non-specific chronic low back pain and disability in people who perform sedentary work. Clin Biomech 2020; 73: 17-27.
29. Mok NW, Yeung EW, Cho JC, Hui SC, Liu KC, Pang CH. Core muscle activity during suspension exercises. J Sci Med Sport 2015; 18(2): 189-194.
30. Aguilera-Castells J, Buscà B, Fort-Vanmeerhaeghe A, Montalvo AM, Peña J. Muscle activation in suspension training: a systematic review. Sports Biomech 2020; 19(1): 55-75.
31. Hubley-Kozey CL, Vezina MJ. Differentiating temporal electromyographic waveforms between those with chronic low back pain and healthy controls. Clin Biomech 2002; 17(9-10): 621-629.
32. Cugliari G, Boccia G. Core muscle activation in suspension training exercises. J Hum Kinet 2017; 56(1): 61-71.
33. Anderson GS, Gaetz M, Holzmann M, Twist P. Comparison of EMG activity during stable and unstable push-up protocols. Eur J Sport Sci 2013; 13(1): 42-48.
34. Willardson J. The effectiveness of resistance exercises performed on unstable equipment. Strength Cond J 2004; 26(5): 70-74.
35. Wernbom M, Augustsson J, Thomeé R. The influence of frequency, intensity, volume and mode of strength training on whole muscle cross-sectional area in humans. Sports med 2007; 37(3): 225-264.
36. Giancotti GF, Fusco A, Iannaccone A, Cortis C. Short-term effects of suspension training on strength and power performances. J Funct Morphol Kinesiol 2018; 3(4): 51.
37. Clark M, Fater D, Reuteman P. Core (trunk) stabilization and its importance for closed kinetic chain rehabilitation. Orthop Phys Ther Clin N Am 2000; 9(2): 119-136.
38. Panjabi MM. Clinical spinal instability and low back pain. J Electromyogr Kinesiol 2003; 13(4): 371-379.
39. Luomajoki H, Kool J, De Bruin ED, Airaksinen O. Reliability of movement control tests in the lumbar spine. BMC Musculoskelet Disord 2007; 8(1): 90.