Journal of Gorgan University of Medical Sciences

e-ISSN: 2008-4080 p-ISSN: 1562-4765

2022 / Vol 24 / No 1

OPEN ACCESS

Original Paper

Effect of Movement-Pattern Training on Frequency of Selected Trunk Muscles in individuals with Non-Specific Chronic Low Back Pain during Single-Leg Landing: A Clinical Trial Study

Afshiin Orouji (M.Sc)[1], Seyed Sadrodin Shojaodin (Ph.D)[2], Amir Letafatkar (Ph.D)[2]
Amir Ali Jafarnezhadgero (Ph.D)*[4]

1 M.Sc in Corrective Exercise and Sport Injuries, School of Physical Education and Sport Sciences, University of Kharazmi, Theran, Iran. 2 Associate Professor, Department of Biomechanics and Corrective Exercise and Sport Injuries, University of Kharazmi, Tehran, Iran. 3 Associate Professor, Department of Sport Managements and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Abstract

Background and Objective: The scientific evidence related to the effectiveness of rehabilitation on electromyographical activity of trunk muscles is limited. This study was performed to determine the effect of movement-pattern training on frequency of selected trunk muscles during single-leg landing in individuals with non-specific chronic low back pain.

Methods: In this clinical trial study, 28 patients with non-specific chronic low back pain were randomly divided into intervention and control groups. The control group did not receive treatment. The intervention group performed treatment as a movement-pattern training. Subjects performed single leg landing from 30 cm height. Trunk muscle activity was assessed using an 8-chanel EMG system. The assessments were completed in pre-test and after six weeks.

Results: Frequency content of right rectus abdominus and right lumbar erector spinae in intervention group were lower than control group ($P<0.05$). In other muscles ant there was not any significant significant differences between interventional and control groups.

Conclusion: The movement-pattern training can be used in rehabilitation of individuals with non-specific chronic low back pain.

Keywords: Rehabilitation, Movement, Low Back Pain

***Corresponding Author:** Amir Ali Jafarnezhadgero (Ph.D), E-mail: amiralijafarnezhad@gmail.com

Received 26 May 2021
Revised 22 Feb 2022
Accepted 23 Feb 2022
Published online 6 Jul 2022

Cite this article as: Orouji A, Shojaodin SS, Letafatkar A, Jafarnezhadgero AA. [Effect of Movement-Pattern Training on Frequency of Selected Trunk Muscles in individuals with Non-Specific Chronic Low Back Pain during Single-Leg Landing: A Clinical Trial Study]. J Gorgan Univ Med Sci. 2022; 24(1): 1-9. [Article in Persian]

© The author(s)

مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی گرگان

بهار ۱۴۰۱ / دوره ۲۴ / شماره ۱ (پی در پی ۸۱)

دارای رتبه علمی -پژوهشی از کمیسیون نشریات علوم پزشکی کشور

e-ISSN: ۲۰۰۸-۴۰۸۰ p-ISSN: ۱۵۶۲-۴۷۶۵

با دسترسی آزاد

تحقیقی

اثر تمرینات الگوی حرکتی بر فرکانس عضلات منتخب تنه در افراد مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی حین فرود تک پا: یک مطالعه کارآزمایی بالینی

افشین اروجی [۱]، دکتر سیدصدرالدین شجاع الدین [۲]، دکتر امیر لطافت کار [۲]، دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو*[۳]

[۱] کارشناس ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران. [۲] دانشیار، گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران. [۳] دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

چکیده

زمینه و هدف: *شواهد علمی مربوط به اثربخشی توانبخشی بر فعالیت الکترومیوگرافی عضلات تنه محدود است. این مطالعه به منظور تعیین اثر تمرینات الگوی حرکتی بر فرکانس عضلات منتخب تنه در افراد مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی حین فرود تک پا انجام شد.*

روش بررسی: *در این کارآزمایی بالینی ۲۸ بیمار با کمردرد مزمن غیراختصاصی به صورت تصادفی در دو گروه مداخله و گروه کنترل قرار گرفتند. گروه کنترل هیچگونه درمانی را دریافت نکرد. گروه مداخله درمان را به صورت انجام تمرینات الگوی حرکتی اجرا نمودند. آزمودنی‌ها فرود آمدن از ارتفاع ۳۰ سانتی‌متری را انجام دادند. فعالیت عضلانی تنه با استفاده از سیستم الکترومایوگرافی ۸ کاناله بررسی شد. ارزیابی‌ها در پیش آزمون و بعد از شش هفته به انجام رسید.*

یافته‌ها: *طیف فرکانس عضلات رکتوس ابدومینس راست و ارکتور اسپاین کمری راست در گروه مداخله در مقایسه با گروه کنترل پایین‌تر بود ($P<۰/۰۵$). در سایر عضلات تفاوت آماری معنی‌داری بین دو گروه مشاهده نشد.*

نتیجه‌گیری: *احتمالاً تمرینات الگوی حرکتی می‌تواند به بهبود طیف فرکانس عضلات منتخب تنه حین فرود تک پا منجر گردد.*

واژه‌های کلیدی: *توانبخشی ، حرکت ، کمردرد*

* نویسنده مسؤول: دکتر امیرعلی جعفرنژاد گرو ، پست الکترونیکی amiralijafarnezhad@gmail.com

نشانی: اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، تلفن و نمابر ۰۴۵-۳۱۵۰۵۶۴۹

وصول ۱۴۰۰/۳/۵ اصلاح نهایی ۱۴۰۰/۱۲/۳ پذیرش ۱۴۰۰/۱۲/۴ انتشار ۱۴۰۱/۴/۱۵

مقدمه

کمردرد مزمن غیراختصاصی شایع ترین نوع کمردرد است.[۱] تخمین زده می‌شود که از هر ۱۰ نفر بزرگسال در سراسر جهان یک نفر به کمردرد مزمن دچار می‌شود.[۲] شیوع بالای این عارضه درکشورهای انگلیس، استرالیا، ایالت متحده، آفریقا، فنلاند گزارش شده و در ایران نیز گزارش شده میزان شیوع کمردرد از ۱۴ درصد به ۸۴ درصد خواهد رسید.[۳]

ناحیه کمربند کمری – لگنی - رانی، متشکل از مفصل ران و لگن، مفصل خاصره‌ای - رانی، لگن با استخوان خاجی، مفصل خاجی - خاصره‌ای است. این ساختارها محل چسبندگی بسیاری از بافت‌های مایوفاشیال هستند که اثر عملکردی زیادی بر آرتروکینماتیک ساختارهای فوقانی و تحتانی خود دارند. بسیاری از آسیب‌های رایج در ارتباط با کمربند کمری – لگنی - رانی، شامل کمردرد، عدم کارایی مفصل خاجی خاصره‌ای و کشیدگی عضلات همسترینگ، چهارسر و عضلات کشاله ران می‌شوند. نقص یا عدم کارایی در ناحیه کمربند کمری – لگنی - رانی می‌تواند منجر به عدم کارایی در سایر نواحی بدن گردد.[۴] عضلات مفصل ران نقش قابل توجهی در زنجیره کینتیک به ویژه در فعالیت‌های حرکتی دارند که فعالیت این عضلات در نحوه عملکرد و حفظ راستای اندام تحتانی و همچنین ثبات تنه و لگن در حین فعالیت بسیار ضروری به نظر می‌رسد و عضلات این ناحیه به عنوان یک حلقه ارتباط‌دهنده در زنجیره کینتیک عمل کرده و نیروها را از اندام‌های تحتانی به لگن و ستون فقرات و برعکس منتقل می‌کند.[۵] در تحقیقات قبلی انجام شده روی عملکرد و قدرت عضلات ران، ارتباط کمری – لگنی – رانی و تقویت عضلات ران با تکنیک تمرینات الگوی حرکتی گزارش شده است؛[۶و۷] اما اجرای تکنیک تمرینات الگوی حرکتی همراه با فرکانس عضلات می‌تواند به عنوان پژوهش جدید در اثبات یافته‌ها کمک کننده باشد. در مطالعه Harris-Hayes و همکاران تمرینات الگوی حرکتی در افراد دارای درد هیپ سبب کاهش معنی‌دار درد و عملکرد گردید.[۶] بر اساس دیدگاه سندرم اختلال حرکتی و عدم

توازن عضلانی بسیاری از عوامل مانند قدرت عضلانی منجر به وجودآمدن اختلالات حرکتی می‌شوند. در نتیجه، این اختلالات باعث ایجاد تغییرات منفی در ساختار بافت نرم و اسکلتی می‌شود که نتیجه آن درد و محدودیت‌های عملکردی در ساختار اسکلتی عضلانی است. بر این اساس در طرح ریزی برنامه درمانی برای افراد مبتلا به کمردرد نه تنها بر روی کاهش درد بلکه باید به اصلاح تمامی عوامل مکانیکی مسبب بهم ریختگی الگوی حرکتی توجه شود.[۱] افراد مبتلا به کمردرد ممکن است هنگام فرود تغییرات بیومکانیکی و عصبی - عضلانی که افزایش‌دهنده خطر آسیب اندام تحتانی است؛ از خود نشان دهند. برخی از این تغییرات شامل تغییر فعالیت عضلات ران، والگوس زانو و ابداکشن ران است.[۸]

عملکرد ران با کمردرد ممکن است مرتبط باشد. زیرا از لحاظ آناتومیکی ناحیه لگن و ران نزدیک به هم هستند. لذا آگاهی از عواملی که به کمردرد می‌انجامد؛ می‌تواند توسعه درمان موثرتر را تسهیل نماید.[۷] تنه انسان، ۶۰ درصد توده عضلانی بدن را تشکیل می‌دهد و در موقعیت بالاتری نسبت به پاها قرار می‌گیرد و نقش مهمی را اعمال می‌نماید که باعث می‌شود وظایف حرکتی مختلف، در ضمن حفظ تعادل بدن با مهارت ممکن انجام گیرد. این مهارت نیاز به هماهنگی در اجزای حرکتی تشکیل دهنده تنه دارد تا ترکیبی از فعالیت‌های پیش‌بینی شده و واکنشی انجام پذیرد.[۹] وضعیت لگن و ران و تاثیر آنها بر روی ستون فقرات در درمان کمردرد بایستی مدنظر قرار گیرد. عضله‌ها در ثبات دینامیکی مفصل نقش بسیاری دارند که از عوامل بروز مجدد کمردرد، عدم محافظت مناسب عضله‌های تنه از ستون فقرات است. تغییرات ناشی از قدرت عضلانی می‌تواند بر روی ستون فقرات اثر گذارد. وضعیت بدنی فرد، مکانیک ستون فقرات و مفاصل را به هم می‌ریزد و باعث کمردرد می‌شود. محققان بسیاری نیز به این نتیجه رسیدند که تقویت عضله‌ها باعث بهبود بیماران مبتلا به کمردرد مزمن یا پیشگیری ازکمردرد می‌شود.[۱۰] تا به حال تحقیقات انجام شده بر روی کمردرد در ارتباط با بررسی‌های الگوهای فعالیت عضلات، بیشتر در رابطه با تفاوت‌های فعالیت‌های الکتریکی عضلات بوده است[۱۱] و تحقیقی در رابطه با آموزش الگوهای حرکتی صحیح در کنار تمرین‌درمانی و تغییر فعالیت الکتریکی عضلات به دور از دید پژوهشی محققین بوده است. همچنین راجع به طیف فرکانس عضلات نتایج ضد و نقیضی وجود دارد. در مطالعه Mueller و همکاران[۱۱] که روی افراد دچار کمردرد هنگام اغتشاشات ناگهانی روی تردمیل انجام شد؛ نتایج نشان داد که عضلات تنه و شکمی (ارکتوراسپاین پشتی- ارکتوراسپاین کمری- اکسترنال و اینترنال اوبلیک- لاتسیموس دورسی) در افراد مبتلا به کمردرد به نسبت به افراد سالم دچار تاخیر در انقباض عضلانی هستند. معمولاً تجزیه و تحلیل طیف و تخمین دامنه فعالیت عضلانی برای به دست آوردن تفاوت بیومکانیکی عضلات در افراد سالم و افراد دارای ناهنجاری‌ها طی تکالیف مختلف حرکتی مورد بررسی قرار گرفته است.[۱۲] بنابراین یکی از ابزارهای بسیار مفید در تحلیل‌های عضلانی استفاده از سیگنال‌های الکترومیوگرافی است که به دلیل غیرتهاجمی بودن آن، بسیار مورد توجه واقع شده است. همچنین در بین مقادیر فرکانس‌ها، فرکانس میانه به دلیل سهولت ارایه و همچنین خطای کمتر حین کار و کمترین تاثیر در نویزهای تصادفی، بیشتر مورد استفاده قرار می‌گیرد.[۱۳] این مطالعه به منظور تعیین اثر تمرینات الگوی حرکتی بر فرکانس عضلات منتخب تنه در افراد مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی حین فرود تک پا انجام شد.

روش بررسی

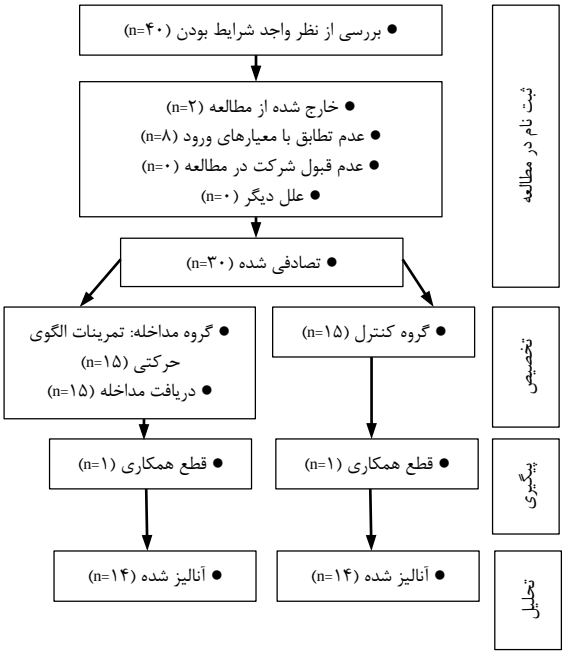
این کارآزمایی بالینی روی ۲۸ مرد مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی به صورت پیش آزمون و پس آزمون با گروه کنترل در مرکز سلامت دانشکده تربیت بدنی دانشگاه محقق اردبیلی طی سال‌های ۹۸-۱۳۹۷ انجام شد.

مطالعه مورد تایید کمیته اخلاق در پژوهش های زیست پزشکی دانشگاه شهید بهشتی (IR.SBU.REC.1399.060) و مرکز ثبت کارآزمایی بالینی ایران (IRCT20181024041444N1) قرار گرفت.

نرم افزار جی پاور نشان داد که در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ اندازه اثر ۰/۷۵ در آزمون آنالیز کوواریانس برای تحلیل داده‌ها، تعداد ۱۴ آزمودنی در هر گروه مورد نیاز است.[۲و۱۴]

نمونه‌های آماری از طریق فراخوان عمومی و شرکت آگاهانه در مطالعه مشارکت داشتند و از شرکت کنندگان رضایت نامه کتبی آگاهانه اخذ شد. مزمن بودن کمردرد توسط متخصص ارتوپد تشخیص داده شد. معیارهای ورود به مطالعه شامل داشتن علایم کمردرد به مدت بیش از شش ماه، عدم شرکت در فعالیت‌های ورزشی در شش ماه اخیر، توده بدنی نرمال، داشتن نمره درد در حد متوسط بر اساس مقیاس دیداری درد بودند. معیارهای عدم ورود به مطالعه شامل اسپوندیلولیستیس یا اسپوندیلولیز، اسپوندیلیت انکیلوز، استئوآرتریت متوسط یا شدید ستون فقرات، آرتریت التهابی، ریشه عصبی فشرده، بیماری عضلانی تنه، اسکولیوز (۱۵درجه و یا بیشتر)، جراحی قبلی، تومور بدخیم، فشار خون بالا، دژنراتیو یا التهاب ستون فقرات کمری بودند. همچنین اگر سابقه شرکت در برنامه پرش و فرود را داشتند؛ نیز وارد مطالعه نشدند.[۱۲] در ابتدا تعداد ۳۰ آزمودنی در مطالعه شرکت نمودند. آزمودنی‌ها به صورت هدفمند و در دسترس و با توجه به معیارهای ورود به تحقیق انتخاب شدند و به صورت تصادفی در دو گروه ۱۵ نفری مداخله (انجام تمرینات الگوی حرکتی) و کنترل (بدون هیچگونه مداخله) قرارگرفتند. مدل تصادفی سازی ساده استفاده شد. مشخصه‌ای به عنوان کد به هریک

از آزمودنی اختصاص یافت و از یک فرد بدون این که اطلاعی از مطالعه داشته باشد؛ خواسته شد تا به صورت تصادفی این ۳۰ کد را در دو گوی قرار دهد. در پایان از هر گروه یک نفر به دلایل شخصی از تحقیق انصراف دادند که در نتیجه ریزش آزمودنی‌ها در هر گروه ۱۴ نفر باقی ماندند (شکل یک).



شکل ۱ : نمودار کارآزمایی بالینی

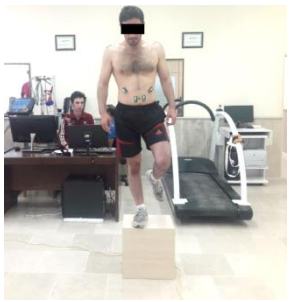
درآغاز پژوهش برای جمع‌آوری نمونه‌ها از پرسشنامه استاندارد کیوبک که شامل ۲۰ پرسش و هر یک دارای امتیاز تعیین شده بودند؛ استفاده شد. روایی و اعتبار این پرسشنامه توسط Reneman و همکاران در سال ۲۰۰۲ به میزان ۰/۷ گزارش شده است.[۱۵] روایی و اعتبار این مقیاس در ایران توسط گلچین ۰/۹ گزارش شده است.[۱۶]

از مقیاس پیوسته بصری درد (VAS) استفاده شد. این مقیاس خط‌کش افقی صاف ۱۰۰ میلی‌متری است و سطح درد را بر واحد میلی‌متر از عدد صفر تا عدد ۱۰۰ نشان می‌دهد. نقطه صفر نشان‌دهنده عدم درد و نقطه صد به نشان درد غیرقابل تحمل است. بیمار میزان درد خود را بر روی پیوستار ۱۰۰ میلی‌متری خط‌کش صاف علامت‌گذاری می‌کند. شیوه اندازه‌گیری میزان درد با استفاده از یک خط‌کش مدرج از ابتدای پیوستار تا جایی که بیمار علامت گذاشته است؛ محاسبه می‌شود. در مطالعه حاضر این پرسشنامه به صورت شماتیک و قابل فهم تنظیم و بعد از توضیحات لازم در دو مرحله پیش آزمون و پس آزمون برای اندازه‌گیری شدت درد ادراک شده به آزمودنی‌ها داده شد. مقیاس بصری درد برای سنجش شدت درد مقیاس معتبر و پایاست.[۶و۱۷]

ارزیابی فرکانس عضلات: فاصله مرکز تا مرکز دو قطب الکترودها ۲ سانتی‌متر و جنس الکترودها نقره کلرید – نقره کلرید بود. برای ثبت داده‌های الکترومایوگرافی الکترودها به ترتیب زیر بر روی عضلات قرار گرفتند که برای عضله رکتوس آبدومینس ۲ سانتی‌متر خارج ناف، عضله اکسترنال اوبلیک ۱۵ سانتی‌متری طرف خارجی ناف، عضله ارکتوراسپاین پشتی ۵ سانتی‌متری خارجی مهره نهم پشتی و برای عضلات ارکتوراسپاین کمری ۳ سانتی‌متر خارجی مهره سوم کمری مشخص گردید.[۱۱] الکترودها بر روی عضلات در هر دو طرف بدن قرار گرفتند. در این مطالعه نرخ نمونه‌برداری ۱۲۰۰ هرتز بود. برای فیلترینگ داده‌ها از فیلتر پایین‌گذر ۵۰۰ هرتز و فیلتر بالا گذر ۱۰ هرتز استفاده شد. برای حذف نویز ناشی از برق شهری از فیلتر ناتچ ۵۰ هرتز استفاده شد. در پردازش سیگنال‌های الکترومیوگرافی، برای این که مقایسه بین عضلات مختلف و آزمودنی‌های متفاوت فراهم شود، فعالیت عضله بایستی به یک مقدار مرجع نرمال شود. به همین منظور مقادیر به دست آمده از محاسبه به مقادیر به دست آمده از حداکثر انقباض ارادی هر عضله تقسیم شد و میزان ریشه میانگین مربعات فعالیت عضلات (RMS) به صورت درصدی از حداکثر انقباض ارادی در نظر گرفته شد. هر وضعیت حداکثر انقباض سه بار و به مدت ۵ ثانیه تکرار و سپس میانگین داده‌ها مورد استفاده قرار گرفت. برای ثبت حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی زیر بیشینه (SMVIC) عضلات شکمی، فرد درحالت خوابیده به پشت قرار گرفت و تنه را در زاویه ۳۰ درجه فلکشن نگه داشت. برای ثبت حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی عضلات پشت، فرد در حالت خوابیده به شکم بر روی لبه تخت دراز کشید؛ به طوری که تنه فرد بیرون از تخت قرار گرفت. سپس پاهای وی توسط آزمونگر ثابت نگه داشته شد و آزمودنی تنه را به سمت بالا برد و به مدت ۵ ثانیه نگه داشت (شکل ۲).[۱۰]

شکل ۲ : حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک زیربیشینه

پس از وصل کردن الکترودها بر روی چهار جفت عضلات (راست شکمی، مورب خارجی، راست کننده ستون فقرات پشتی و راست کننده ستون فقرات کمری) فرکانس این عضلات با استفاده از دستگاه ۸ کاناله بیومتریکی ساخت کشورانگلیس ثبت شد تحلیل داده‌های خام حاصل از الکترومیوگرافی درسیستم تحلیل Data LITE نرم افزار بیومتریکس (Biometrics Ltd, UK) انجام گردید. در تمامی تحلیل‌های سیگنال از نرم‌افزار متلب ۲۰۱۴ و اکسل استفاده شد.



شکل ۳ : فرود تک پا از روی سکوی ۳۰ سانتی‌متری

نحوه انجام تکلیف پرش - فرود تک پا: از آنجایی که نقص‌های کنترل نوروماسکولار در فرود از ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر و بیشتر مشخص می‌شود؛ در این مطالعه نیز از یک سکو با این ارتفاع استفاده شد.[۱۲] برای اجرای آزمون فرود، آزمودنی در وضعیتی متعادل نزدیک به لبه سکویی با ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر به طریقی ایستاد که پای غالب در حالت معلق قرار گرفت و به لبه جلو سکو تکیه داشت. برای انجام آزمون از شرکت کننده خواسته شد تا به صورت کاملاً عمودی و متعادل بدون خم کردن و پایین آوردن اندام به صورت پرشی با فرمان آزمون گیرنده روی پای غالب فرود آید (شکل ۳).

پس از فرود از آزمودنی‌ها خواسته شد وضعیت خود را تا مرحله کامل اکستنشن زانو حفظ نموده و با فرمان آزمون گیرنده به اجرای خود خاتمه دهند. پیش از آزمون به شرکت کننده‌ها برای انجام صحیح آزمون آموزش داده شد. پس از یادگیری تکنیک در روز آزمون هر آزمودنی سه بار تکنیک فرود را تمرین کرد. هر آزمودنی سه کوشش صحیح را با فاصله ۳۰ ثانیه انجام داد. تکنیک فرود توسط آزمودنی چک شد و در صورت تکنیک اشتباه حرکات را دوباره اجرا کرد.

برنامه تمرینی: برنامه الگوهای حرکتی به منظور آموزش پوزیشن صحیح در حالت‌های مختلف و آموزش طرز صحیح مکانیک بدن در فعالیت‌های روزانه از قبیل راه رفتن، ایستادن، نشستن، خوابیدن و نیز تقویت عضلات ران انجام شد. بدین ترتیب گروه مداخله یک

جدول ۱ : شرح جلسات تمرینات الگوی حرکتی در گروه مداخله

هفته	شرح جلسات
اول	هدف تمرین در هفته اول آموزش صحیح الگوهای حرکات روزمره بود.
دوم	انجام تقویت چرخش دهنده‌های خارجی ران (تقسیم بندی ۴ تا ۵ سطح). سطح اول بدون مقاومت تراباند انجام شد. به تدریج که تمرینات به سطوح بالاتر رسید؛ با توجه به اصل اضافه بار تمرینات به وسیله تراباند انجام شد. با توجه به این که تمرینات در هفته اول به حالت ایزومتریک انجام شد؛ تعداد ست‌ها و تکرار تمرین در تمامی مراحل (۲ست با ۱۲-۱۰ تکرار با انقباض ۱۵-۱۰ ثانیه‌ای) انجام شد. در سطح چهارم که با مقاومت باند انجام شد؛ این زمان به ۲۰-۱۰ ثانیه افزایش یافت.
سوم	تمرینات برای گروه عضلات چرخش دهنده خارجی ران همراه با فلکسورهای ران برای سطح اول در حالت نشسته (چرخش خارجی همراه با فلکشن ران)، سطح دوم (بدون فلکشن ران)، سطح سوم (چرخش خارجی با مقاومت باند)، سطح چهارم (اسکات با هر پا با مقاومت باند) و سطح پنجم (اسکات دو طرفه) انجام شد.
چهارم	تقویت عضلات فلکسورهای ران برای سطح اول تا سوم بدون مقاومت باند در حالت نشسته با فلکشن ران انجام شد. سطح چهارم و پنجم نیز با مقاومت باند انجام دادند.
پنجم	برای تقویت عضلات دورکننده ران آزمودنی‌ها در سطح اول تا سوم (بدون مقاومت باند و درحالت درازکش و ایستاده) حرکت ابداکشن ران را انجام دادند و سطح چهارم در حالت ایستاده با مقاومت باند انجام شد.
ششم	برای تقویت عضلات سرینی، سطح اول و سوم در حالت ایستاده با اعمال نگه داشتن وزن بدن بر روی یک پا و سطح چهارم در حالت ایستاده (ابداکشن ران همراه با چرخش خارجی ران با مقاومت باند) انجام دادند.

جدول ۲: زمانبندی تمرینات الگوی حرکتی

تمرینات هفته ۲ تا ۶	هفته	ست	تکرار	زمان(ثانیه)	سطح	تراباند
چرخش خارجی ران همراه با فلکشن زانودرحالت خوابیده به شکم	۲	۲	۲۰-۱۰	۱۰-۵	۱	-
چرخش خارجی ران درحالت ایستاده بدون مقاومت با هرپا	۲	۲	۲۰-۱۰	-	۲	-
چرخش خارجی ران با اکستنشن زانودرحالت خوابیده	۲	۲	۲۰-۱۰	-	۳	-
چرخش خارجی ران با مقاومت باند درحالت ایستاده	۲	۲	۲۰-۱۰	۲۰-۱۰	۵-۴	بله
کشش چرخش دهنده هایخارجی ران همراه با فلکشن ران	۳	۲	۲۰-۱۰	-	۱	-
چرخش خارجی ران بدون مقاومت باند	۳	۲	۲۰-۱۰	-	۲	-
چرخش خارجی ران با مقاومت باند	۳	۲	۲۰-۱۰	-	۳	بله
اسکات با مقاوت باند به چپ و راست	۳	۲	۲۰-۱۰	-	۴	بله
اسکات دوطرفه	۳	۲	۲۰-۱۰	-	۵	بله
فلکشن ران با کمک دست	۴	۲	۲۰-۱۰	-	۱	-
فلکشن ران همراه با مقاومت دست	۴	۲	۲۰-۱۰	۱۰-۵	۲	-
فلکشن ران همراه با مقاومت	۴	۲	۲۰-۱۰	۱۰-۵	۳	-
فلکشن ران	۴	۲	۲۰-۱۰	-	۴	-
فلکشن ران با مقاومت باند	۴	۲	۲۰-۱۰	-	۵	بله
ابداکشن ران درحالت درازکش	۵	۲	۲۰-۱۰	-	۱	-
ابداکشن ران در حالت ایستاده	۵	۲	۲۰-۱۰	-	۲	-
ابداکتشن ران با اکستنشن در حالت درازکش به پهلو	۵	۲	۲۰-۱۰	-	۳	-
ابداکشن ران با مقاومت باند	۵	۲	۲۰-۱۰	-	۵-۴	بله
انقباض یک طرفه عضلات سرینی در حالت ایستاده با هرپا	۶	۲	۲۰-۱۰	۲۰-۱۰	۱	-
تغییر وزن با انقباض عضلات سرینی با هرپا	۶	۲	۲۰-۱۰	-	۲	-
حالت تک پا	۶	۲	۲۰-۱۰	-	۳	-
چرخش خارجی و ابداکشن ران در حالت ایستاده با مقاومت باند	۶	۲	۲۰-۱۰	-	۵-۴	بله

هفته توسط محقق تحت آموزش الگوهای حرکتی صحیح در فعالیت‌های روزانه قرار گرفتند. گروه مداخله هر هفته توسط آزمون‌گیرنده و متخصص حرکات اصلاحی تحت نظر و بررسی قرار گرفت.

تمرینات در هر جلسه تمرینی تقریباً به طول ۳۰ دقیقه انجام شد. در ابتدای هر جلسه گرم کردن ده دقیقه و در پایان جلسه تمرینی سرد کردن پنج دقیقه اجرا شد تا شرکت کننده‌ها تمرینات را به صورت کامل و صحیح انجام دهند. در ابتدای هر مرحله تمرینات به شکل ساده‌تر و با حجم کمتر انجام شد. مرحله به مرحله تمرینات دشوارتر گردید (جدول یک). تمرینات هفته اول شامل آموزش پوزیشن صحیح در حالت‌های مختلف و آموزش طرز صحیح مکانیک بدن در فعالیت‌های روزانه از قبیل راه رفتن، ایستادن، نشستن، خوابیدن طی ۶ بازدید در طول هفته بود. تمرینات الگوی حرکتی هفته ۲ تا ۶ در جدول ۲ آمده است.

تمام مراحل ۳ جلسه در هفته انجام شد. در صورتی که آزمودنی حرکات را بدون درد انجام می‌داد؛ وارد پروتکل بعدی می‌شد. گروه کنترل بدون مداخله تمرینی به فعالیت عادی خود پرداخت. در پایان ۶ هفته، پس‌آزمون گرفته شد. لازم به ذکر است که بعد از پس‌آزمون گروه کنترل نیز مانند گروه تجربی مورد مداخله تمرینی قرار گرفتند. محتوی پروتکل تمرینی در مطالعه Harris-Hayes و همکاران در سال ۲۰۱۶ ارایه شده است.[۶]

تحلیل آماری: داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار آماری SPSS-16 تجزیه و تحلیل شدند. از روش‌های آماری توصیفی و استنباطی استفاده شد. به منظور بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیروویلک استفاده شد. برای مقایسه مقادیر پایه بین دو گروه از آزمون تی‌مستقل استفاده شد. مقایسه بین گروهی توسط آزمون آنالیز کوواریانس انجام شد. سطح معنی‌داری کمتر از ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. برای محاسبه اندازه اثر از فرمول Cohen استفاده شد.[۱۴]

یافته‌ها

میانگین و انحراف استاندارد سن (سال) در گروه کنترل و گروه مداخله به ترتیب ۴/۴۶±۲۶/۴۰ و ۴/۲۸±۲۶/۲۰، وزن (کیلوگرم) در گروه کنترل و گروه مداخله به ترتیب ۶/۴۴±۶۵/۷۳ و ۷/۳۳±۶۹/۸۶ و قد (متر) در گروه‌های کنترل و مداخله به ترتیب ۴/۴۷±۱/۷۲ و ۵/۰۹±۱/۷۱ بود که در هر سه متغیر سن، وزن و قد تفاوت آماری معنی‌داری نداشتند.

مقایسه نتایج فرکانس میانه نشان داد در اغلب متغیرها (دو متغیر از هشت متغیر) طی پیش آزمون بین دو گروه کنترل و مداخله اختلاف آماری معنی‌داری وجود ندارد (جدول ۳).

نتایج آنالیزکوواریانس نشان داد که شش هفته تمرینات الگوی درگروه مداخله نسبت به گروه کنترل بر میزان فرکانس میانه الکترومایوگرافی عضلات رکتوس ابدومینس، ارکتوراسپاین لومباروم، قسمت راست تنه نسبت به پیش آزمون کاهش آماری معنی‌داری (اندازه اثر بالا) داشته است (P<۰/۰۵) و در سایر عضلات تفاوت آماری معنی‌داری مشاهده نشد (جدول ۴).

جدول ۳ : مقایسه فرکانس میانه (هرتز) الکترومایوگرافی عضلات امنتخب تنه در دو گروه طی پیش آزمون

فاز	عضله	میانگین و انحراف استاندارد پیش آزمون		P-value
		گروه کنترل	گروه مداخله	
راست	رکتوس ابدومینس	۶۴/۹۵±۱۱/۹۹	۶۹/۳۶±۱۴/۵۴	۰/۳۷۳
	اکسترنال اوبیلیک	۴۱/۵۸±۸/۹۱	۴۰/۶۱±۱۰/۹۷	۰/۷۹۲
	ارکتوراسپاینال توراسیک	۴۶/۲۴±۸/۰۷	۶۱/۱۲±۲۷/۷۶	۰/۰۶۳
	ارکتوراسپاینال لومباروم	۶۱/۰۲±۹/۹۹	۷۰/۳۷±۱۱/۵۶	*۰/۰۲۵
چپ	رکتوس ابدومینس	۶۵/۱۵±۱۱/۵۲	۶۱/۰۹±۱۲/۷۳	۰/۳۶۷
	اکسترنال اوبلیک	۵۲/۶۶±۱۰/۸۰	۴۵/۴۸±۷/۰۸	*۰/۰۴۱
	ارکتوراسپاینال توراسیک	۶۸/۶۶±۱۹/۴۴	۸۵/۱۳±۴۱/۷۲	۰/۱۷۷
	ارکتوراسپاینال لومباروم	۵۷/۴۷±۱۱/۷۹	۵۴/۴۴±۹/۴۵	۰/۴۴۵

جدول ۴ : میانگین و انحراف استاندارد عضلات تنه در شرایط قبل و پس از تمرینات الگوی حرکتی در گروه‌های کنترل و مداخله

فاز	نام عضله	گروه کنترل		P-value (درون گروهی)	گروه مداخله		P-value (درون گروهی)	P-value (آنالیز کوواریانس)
		پیش آزمون	پس آزمون		پیش آزمون	پس آزمون		
راست	رکتوس ابدومینس	۶۴/۹۵±۱۱/۹۹	۵۳/۹۰±۱۱/۶۴	۰/۰۵۰	۶۹/۳۶±۱۴/۵۴	۴۲/۸۸±۶/۵۷	*۰/۰۰۱	*۰/۰۰۶
	اکسترنال اوبلیک	۴۱/۵۸±۸/۹۱	۴۵/۷۰±۱۳/۵۸	۰/۱۴۶	۴۰/۶۱±۱۰/۹۷	۳۸/۰۵±۶/۸۶	۰/۴۵۳	۰/۰۶۷
	ارکتوراسپاین توراسیک	۵۶/۲۴±۸/۰۷	۵۳/۷۲±۱۱/۲۵	۰/۰۶۳	۶۱/۱۲±۲۷/۷۶	۶۲/۹۲±۱۲/۵۰	۰/۹۴۵	۰/۰۵۶
	ارکتوراسپاین لومباروم	۶۱/۰۲±۹/۹۹	۵۷/۴۱±۱۰/۴۰	۰/۳۲۳	۷۰/۳۷±۱۱/۵۶	۴۹/۰۷±۷/۳۱	*۰/۰۰۱	*۰/۰۱۹
چپ	رکتوس ابدومینس	۶۵/۱۵±۱۱/۵۲	۵۷/۱۶±۱۱/۸۶	۰/۰۸۴	۶۱/۰۹±۱۲/۷۳	۵۷/۸۸±۱۶/۵۸	۰/۶۷۷	۰/۸۴۰
	اکسترنال اوبلیک	۵۲/۶۶±۱۰/۸۰	۴۷/۴۳±۱۰/۷۱	۰/۱۲۷	۴۵/۴۸±۷/۰۸	۴۱/۸۵±۸/۰۵	۰/۲۵۹	۰/۰۸۵
	ارکتوراسپاین توراسیک	۶۸/۶۶±۱۹/۴۴	۶۵/۴۹±۲۶/۷۵	۰/۶۵۳	۸۵/۱۳±۴۱/۷۲	۶۱/۹۹±۲۲/۱۸	۰/۱۱۳	۰/۷۲۰
	ارکتوراسپاین لومباروم	۵۷/۴۷±۱۱/۷۹	۴۸/۹۶±۱۱/۷۴	۰/۰۸۹	۵۴/۴۴±۹/۴۵	۵۳/۴۴±۱۱/۵۱	۰/۸۸۰	۰/۳۰۲

آنالیز کوواریانس، P<۰/۰۵ به عنوان سطح معنی داری

بحث

با توجه به نتایج مطالعه حاضر، تمرینات الگوی حرکتی اثر آماری معنی‌داری بر میزان فرکانس عضلات قسمت راست، رکتوس ابدومینس و ارکتوراسپاین کمری داشته است. نتایج حاصل از تحقیق حاضر با نتایج برخی مطالعات همخوانی داشت[۶و۱۸-۲۰] و با نتایج مطالعه Mueller و همکاران ناهمخوان بود.[۱۱] دلیل تشابه در نتایج می‌تواند به دلیل وجود پروتکل‌های تمرینی در افراد مبتلا به کمردرد باشد. از علل احتمالی ناهمخوانی با مطالعه Mueller و همکاران می‌توان عنوان کرد که آن مطالعه روی افراد با کمردرد در سطح پویا و با اعمال اغتشاشات ناگهانی با کاهش سرعت تردمیل در زمان‌های مختلف هنگام برخورد پاشنه پا انجام شده بود[۱۱]؛ ولی در تحقیق حاضر سطح اجرای آزمون غیرپویا و کاملاً آگاهانه بود. همچنین دلیل دیگر تناقض در تحقیق را می‌توان در مطالعه انجام شده چنین بیان کرد در مطالعه Mueller و همکاران[۱۱] نوع مطالعه مقایسه‌ای و آزمودنی‌ها از هر دو جنس مرد و زن بودند؛ولی مطالعه ما به صورت کارآزمایی بالینی با اجرای پروتکل تمرینی بر روی مردان انجام شد.

مجموع عضلات شکمی، پشتی و عضلات ران به صورت یکپارچه عمل می‌کنند تا ثبات را در ناحیه کمری لگنی حفظ کنند. این ثبات باعث ایجاد کنترل عصبی - عضلانی مطلوب در زنجیره حرکتی می‌شود.[۲۱] با توجه به یافته‌های کلیبر، فعالسازی عضلات مناسب ناحیه مرکزی در الگوهای حرکتی اندام‌های انتهایی باعث بهبود کنترل قامت شده و بدن از فعالسازی عضلات مرکزی برای تولید گشتاور نیروی چرخشی حول بدن و ایجاد حرکت اندام‌ها استفاده می‌کند.[۲۲] در این رابطه بیومکانیست‌ها در تحقیقات خود به این نتیجه رسیدند که افراد مبتلا به کمردرد مزمن، انقباضات اولیه تثبیت‌کننده‌های ستون فقرات را ندارند.[۲۳] Cresswell و همکاران[۲۰] بیان کردند که عضلات شکمی هنگام اغتشاشات ناگهانی برای ثبات بخشیدن به فشار داخل شکمی از پیش انقباض خود را آغاز می‌کنند. این نتیجه هم راستا با تحقیق ما بود که در پس‌آزمون شاهد کاهش فعالیت عضله رکتوس ابدومینس و ارکتوراسپاین کمری راست بودیم.

عضلات تنه براساس مدل بیومکانیکی آنها به دو گروه عضلات لوکال و گلوبال که توسط Berghmargh ارایه شده؛ تقسیم‌بندی می‌شوند. در سیستم لوکال، همه عضلات سر ثابت و متحرکشان در مهره‌ها قرارگرفته و این سیستم عضلانی برای کنترل قوس‌های ستون فقرات برای حفظ ثبات مکانیکی ستون فقرات کمری فعال می‌شود که دارای فیبرهای عضلانی کند انقباض بوده و در مقاومت‌های پایین فعال می‌شوند. سیستم گلوبال شامل عضلات سطحی است که دارای تارهای عضلانی تندانقباض بوده و تمایل به کوتاه شدن داشته و در پیوندگاه ناحیه سینه‌ای به لگن قرار دارند. عملکرد هماهنگ هر دو سیستم برای ایجاد کارکرد حرکتی مطلوب حیاتی است. از بین عضلات گلوبال عضلات ستون فقرات کمری شامل عضلات ایلیاکوستالیس و رکتوس ابدومینس هستند که برای تولید دامنه حرکتی بزرگ، گشتاور تولید می‌کنند. این عضلات به صورت استریکی فعالیت نموده تا سبب تولید سرعت و توان شده و به صورت استریکی برای کاهش بارهای سنگین فعالیت کنند. فعالیت این عضلات تداومی نبوده و به جهت حرکت مرتبط است و به طور ایده‌ال نقش ثبات دهنده دارند.[۲۴] عضلات رکتوس ابدومینس نیروهای خارجی که باعث باز شدن، خم شدن جانبی یا چرخش تنه می‌شود را کنترل می‌کند و باعث افزایش ثبات ستون مهره‌ها می‌شوند.[۲۵] در افراد مبتلا به کمردرد گشتاور عضله رکتوس‌ابدومینس دچار اختلال می‌شود و برای ثبات‌دهی بیشتر زودتر وارد انقباض می‌شوند. اثر تمرینات الگوی حرکتی در پس‌آزمون نشان داد طیف فرکانس عضله رکتوس ابدومینس راست کاهش پیدا کرده است. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که اختلال در سیستم گلوبال ممکن است به کمتر کشیده شدن و بیش از حد کشیده شدن عضلات حول آن سگمان حرکتی منجر شود. از دست دادن کنترل حرکتی لوکال و گلوبال طبیعی منجر به ورود فشار غیرطبیعی بر مفصل، ساختارهای بافت نرم حمایت‌کننده و بافت مایوفاشیال و عصبی مرتبط می‌شود.[۲۴]

با توجه به این که الگوی فعالیت عضلات تنه در تحقیقات مختلف کامل مشخص شده[۲۶] و بیشتر تحقیقات راجب اغتشاشات تنه[۱۱] و پرش فرود[۲۳] انجام شده است؛ اما دلیل دیگر برای توجیه اختلاف فرکانس عضلات در تحقیقات مختلف می‌تواند حافظه عضلانی باشد که کمتر مورد توجه محققین قرار گرفته است. بر این اساس که دستگاه بدن می‌تواند رفتارهای گوناگونی را نشان دهد که بستگی به پیشینه فوری آن دارد.[۲۷]

سیستم عضلانی مجموع مرکزی بدن یک جزء مکانیسم حفاظتی است که اثر نیروهای آسیب رسان به ستون فقرات را در حین فعالیت‌های عملکردی کاهش می‌دهد. در این بین عضلات ارکتوراسپاین، ثبات بین قطعه‌ای پویا و کاهش شتاب برون‌گرایی فلکشن و روتیشن تنه را در فعالیت‌های زنجیره حرکتی فراهم می‌کند.[۲۱] با توجه به کاهش طیف فرکانس عضله ارکتوراسپاین طی پس آزمون به نظر می‌رسد که تمرینات الگوی حرکتی باعث ثبات دهی کمری لگنی رانی می‌شود.

از دیدگاه نوروفیزیولوژیک بنا به تعریف Berneshtain در مورد مفهوم همکوشی پاسچرال، آن را به عنوان ترکیبی از سیگنال‌های کنترلی ارسالی به چند عضله، برای تضمین پایداری اندام یا کل بدن، خواه در پیشگویی اغتشاش قابل پیش‌بینی پاسچرال یا خواه در پاسخ به اغتشاش واقعی تعریف می‌کند. براساس این تعریف،

همکوشی‌های پاسچرال را می‌توان به عنوان مؤلفه‌های سازنده‌ای در نظر گرفت که سیستم عصبی مرکزی برای ساخت سیگنال‌های کنترل معنی‌دار برای ارسال به مفاصل و عضلات بیشمار بدن استفاده می‌کند. وجود همکوشی‌ها، بار محاسباتی را از شانه سیستم عصبی بر می‌دارد. همکوشی‌های پاسچرال مورد تایید اکثر محققین قرارگرفته است. به طوری که مغز، عضلات را یک به یک کنترل نمی‌کند؛ بلکه آنها را در قالب گروه‌ها یکپارچه می‌کند و می‌توان چنین نتیجه گرفت که انواع عضلات برای تضمین پایداری پاسچرال همزمان فعال و غیرفعال می‌شوند.[۲۷]

نتایج متفاوت در مطالعات ممکن است مربوط به تفاوت در نوع بیماران، ورزشکار بودن، نوع تمرینات، اعمال اغتشاش آگاهانه یا ناآگاهانه باشد. به نظر می‌رسد نوع تمرین بیماران باید با توجه به ارتباط کمری لگنی برای ناپایداری و اطلاعات حرکتی به دست آمده از قوس‌های حرکتی انتخاب شود که این موضوع به انجام پژوهش‌های بیشتر نیازمند است. شاید با افزایش زمان تمرینات از ۶ هفته به ۸ هفته یا ۱۲ هفته شاهد نتایج متفاوتی باشیم. این تحقیق می‌تواند پایه‌ای برای تحقیقات بعدی با یک کارآزمایی با نمونه‌های بیشتر قرار گیرد.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که به طور کلی انجام تمرینات الگوی حرکتی در مردان مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی باعث کاهش میزان فرکانس فعالیت عضلات رکتوس ابدومینس وارکتوراسپاین کمری راست شده است.

تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل پایان‌نامه آقای افشین اروجی برای اخذ درجه کارشناسی ارشد در رشته آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی از دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی (شماره ۲۵۰۴۰۷۷۸) دانشگاه خوارزمی بود. نویسندگان اعلام می‌دارند که هیچ تضاد منافعی ندارند. بدین‌وسیله از مسؤول محترم مرکز سلامت دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه محقق اردبیلی و نیز از شرکت‌کنندگان در مطالعه، صمیمانه تشکر می‌نماییم.

References

1. Zahednezhad S, salehi R, Tajali S, Borji A. [Correlation Between Pain Intensity and Disability Level with Some of the Impairments in Patients With Nonspecific Low Back Pain]. J Ilam Univ Med Sci. 2013; 21(2): 10-20. [Article in Persian]
2. Husky MM, Ferdous Farin F, Compagnone P, Fermanian C, Kovess-Masfety V. Chronic back pain and its association with quality of life in a large French population survey. Health Qual Life Outcomes. 2018 Sep; 16(1): 195. DOI: 10.1186/s12955-018-1018-4
3. Arab AM, Saadati H, Sheikhhoseini R. The Effect of Harmonic Technique vs End Range Loading Exercises on Pain and Disability in Patients With Non-Specific Chronic Low Back Pain: A Preliminary Study. J Chiropr Med. 2016 Mar; 15(1): 3-8. DOI: 10.1016/j.jcm.2016.02.007
4. Clark MA, Lucett SC. NASM's Essentials of Corrective Exercise Training. 1st ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. 2010; pp: 141-45.
5. Ashouri S, Abedi M, Abdollahi M, Dehghan Manshadi F, Parnianpour M, Khalaf K. A novel approach to spinal 3-D kinematic assessment using inertial sensors: Towards effective quantitative evaluation of low back pain in clinical settings. Comput Biol Med. 2017 Oct; 89: 144-49. DOI: 10.1016/j.compbiomed.2017.08.002
6. Harris-Hayes M, Czuppon S, Van Dillen LR, Steger-May K, Sahrmann S, Schootman M, et al. Movement-Pattern Training to Improve Function in People With Chronic Hip Joint Pain: A Feasibility Randomized Clinical Trial. J Orthop Sports Phys Ther. 2016 Jun; 46(6): 452-61. DOI: 10.2519/jospt.2016.6279
7. Harris-Hayes M, Sahrmann SA, Van Dillen LR. Relationship between the hip and low back pain in athletes who participate in rotation-related sports. J Sport Rehabil. 2009 Feb; 18(1): 60-75. DOI: 10.1123/jsr.18.1.60
8. Jalalvand A, Hosseini Y, Amini A, hamedani B. [A comparative study of ground reaction forces, loading rate and impulse during single leg drop landing in Recurrent Low back Pain Population]. Anesth Pain. 2018; 8(4): 46-60. [Article in Persian]
9. Ceccato JC, de Sèze M, Azevedo C, Cazalets JR. Comparison of trunk activity during gait initiation and walking in humans. PLoS One. 2009 Dec; 4(12): e8193. DOI: 10.1371/journal.pone.0008193
10. Stokes IA, Gardner-Morse M, Henry SM, Badger GJ. Decrease in trunk muscular response to perturbation with preactivation of lumbar spinal musculature. Spine (Phila Pa 1976). 2000 Aug; 25(15): 1957-64. DOI: 10.1097/00007632-200008010-00015
11. Mueller J, Engel T, Mueller S, Stoll J, Baur H, Mayer F. Effects of sudden walking perturbations on neuromuscular reflex activity and three-dimensional motion of the trunk in healthy controls and back pain symptomatic subjects. PLoS One. 2017 Mar; 12(3): e0174034. DOI: 10.1371/journal.pone.0174034
12. Dagenais S, Caro J, Haldeman S. A systematic review of low back pain cost of illness studies in the United States and internationally. Spine J. 2008 Jan-Feb; 8(1): 8-20. DOI: 10.1016/j.spinee.2007.10.005
13. Stulen FB, DeLuca CJ. Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity. IEEE Trans Biomed Eng. 1981 Jul; 28(7): 515-23. DOI: 10.1109/TBME.1981.324738
14. Cohen J. Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences. 2nd ed. Abingdon-on-Thames: Routledge. 2013.
15. Reneman MF, Jorritsma W, Schellekens JM, Göeken LN. Concurrent validity of questionnaire and performance-based disability measurements in patients with chronic nonspecific low back pain. J Occup Rehabil. 2002 Sep; 12(3): 119-29. DOI: 10.1023/a:1016834409773
16. Golchin N. [The efficacy of cognitive behavioral therapy on using coping strategies and decreasing pain among females with chronic back pain]. J Fundam Ment Health. 2011; 13(50): 9-160. DOI: 10.22038/jfmh.2011.1016 [Article in Persian]
17. Melzack R. Folk medicine and the sensory modulation of pain. In Wall PD, Melzack R (Eds.). Textbook of pain. 3rd ed. Edinburgh: Churchill Livingstone. 1994; pp: 1209-17.
18. Madadi-Shad M, Jafarnezhadgero AA, Sheikhalizade H, Dionisio VC. Effect of a corrective exercise program on gait kinetics and muscle activities in older adults with both low back

pain and pronated feet: A double-blind, randomized controlled trial. Gait Posture. 2020 Feb; 76: 339-45. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2019.12.026

19. Kulas AS, Schmitz RJ, Shultz SJ, Henning JM, Perrin DH. Sex-specific abdominal activation strategies during landing. J Athl Train. 2006 Oct-Dec; 41(4): 381-86.

20. Cresswell AG, Oddsson L, Thorstensson A. The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing. Exp Brain Res. 1994; 98(2): 336-41. DOI: 10.1007/BF00228421

21. Prentice WE. Rehabilitation Techniques for Sports Medicine and Athletic Training. 7th ed. New York: Slack Incorporated. 2020; pp: 119-25.

22. Kibler WB, Press J, Sciascia A. The role of core stability in athletic function. Sports Med. 2006; 36(3): 189-98. DOI: 10.2165/00007256-200636030-00001

23. Haddas R, Sawyer SF, Sizer PS Jr, Brooks T, Chyu MC, James CR. Effects of Volitional Spine Stabilization and Lower Extremity Fatigue on Trunk Control During Landing in Individuals With Recurrent Low Back Pain. J Orthop Sports Phys Ther. 2016 Feb; 46(2): 71-78. DOI: 10.2519/jospt.2016.6048

24. Letafatkar A Daneshmandi H, Haddadneghad M, Abdolvahabi Z. [Advence corective exercise]. 3rd ed. Tehran: Avaye Zohour Publication. 2019; p: 41. [Persian]

25. Waryasz GR, McDermott AY. Patellofemoral pain syndrome (PFPS): a systematic review of anatomy and potential risk factors. Dyn Med. 2008 Jun; 7: 9. DOI: 10.1186/1476-5918-7-9

26. Mueller S, Stoll J, Mueller J, Cassel M, Mayer F. Trunk Muscle Activity during Drop Jump Performance in Adolescent Athletes with Back Pain. Front Physiol. 2017 May; 8: 274. DOI: 10.3389/fphys.2017.00274

27. Latash M. Neurophysiological Basis of Movement. 2nd ed. Champaign: Human Kinetics. 2008; pp: 270-30.