Journal of Anesthesiology and Pain Summer 2023, Vol 14, No 2



Effect of Rehabilitation with Medicine Ball on Muscle Activity in Low Back Pain Patients during Walking

AmirAli Jafarnezhadgero[1*], Mohamad Rahim Amiri[2], Ehsan Fakhri Mirzanag[3], Sina Bolboli[4]

1. *Associate Prof. Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran*
2. *MSc of corrective movements and sports Injury , University of Tehran, Iran*
3. *Phd of Sport Biomechanics, Dept. of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran*
4. *Medical student, Balıkesir University*

ABSTRACT

Aim and background: Low back pain is a syndrome with multifactorial etiology that affects 6.8% of the world population during life time. Therefore, the aims of this study was to examine the effect of rehabilitation with medicine ball on muscle activity in Patients with low back pain during Walking.

Material and Methods: The present study was a clinical trial. The statistical population of the present study included patients with low back pain that randomly divided into two interventional (age: 25.4±2.5 years, weight: 79.04±3.06 kg, height: 176.03±7.04 cm) and control (age: 25.8±2.09 years, weight: 79.00±3.01 kg, height: 176.06±7.01cm) groups. The intervention group performed resistance training with medicine ball and the control group participated in pre-test and post-test only, without any training performance. were recorded muscle activities of the Gastrocnemius lateral (GAS-L), Biceps femoris (BF),Semitendinosus (ST), Vastus medialis (VM), External abdominal (ABD-L), Rectus abdominal (ABD-R) and Erector spinae (ES).

Results: The results of the present study showed an increase in the frequency spectrum of the rector femoris muscle during the heel contact and push off in experimental group in post-test compared to the pre-test, and indicated statistically significant difference, Also, the frequency spectrum of the right abdominal muscle in the experimental group has decreased in the post-test compared to the pre-test during the pushing phase, and indicated statistically significant difference.

Conclusion: Rehabilitation with a medicine ball leads to increase the activity of the quadriceps muscles in low back pain patients, and it seems to be an important factor in decreasing shock absorption during walking.

Keywords: low back pain, Electromyography, Rehabilitation, Medicine ball

Please cite this paper as:
Jafarnezhadgero AA, Rahim Amiri M, Fakhri Mirzanag E, Bolboli S [Effect of Rehabilitation with Medicine Ball on Muscle Activity in Low Back Pain Patients during Walking (Persian)]. J Anesth Pain 2023;14(2):107-115.

Corresponding Author: AmirAli Jafarnezhadgero, Associate Prof. Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-28]

فصلنامه علمی پژوهشی بیهوشی و درد، دوره ۱۴، شماره ۲، تابستان ۱۴۰۲

اثر تمرین درمانی با توپ مدیسین‌بال بر فعالیت الکتریکی عضلات در بیماران مبتلا به عارضه کمر درد طی راه رفتن

امیرعلی جعفرنژادگرو[1*]، محمد رحیم امیری[2]، احسان فخری میرزانق[3]، سینا بلبلی[4]

۱. دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه بیو مکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۲. کارشناس ارشد حرکات اصلاحی و آسیب شناسی ورزشی دانشگاه تهران، تهران، ایران
۳. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه بیو مکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۴. دانشجوی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی بالیکسر ترکیه

تاریخ دریافت: ۱۴۰۱/۱۱/۱۸ تاریخ بازبینی: ۱۴۰۲/۲/۲۷ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۲/۳/۳۰

چکیده

زمینـــه و هـــدف: کمـردرد یـک سـندرم بـا علـت چنـد عاملـی اسـت کـه ۶,۸ درصـد از جمعیـت جهـان را در طـول زندگـی تحـت تاثیـر قـرار مـی دهـد لـذا هـدف پژوهـش حاضـر بررسـی اثـر تمرینـات تمریـن درمانـی بـا تـوپ مدیسـین بـال بـر فعالیـت الکتریکـی عضـلات در بیمـاران دارای عارضـه کمـردرد طـی راه رفتـن می‌باشـد.

مـــواد و روش‌هـــا: پژوهـش حاضـر از نـوع کارآزمایـی بالینـی بـود. جامعـه آمـاری پژوهـش حاضـر شـامل بیمـاران کمـردرد بودنـد، کـه بـه صـورت تصادفـی (اسـامی در داخـل کیسـه‌ای قـرار داده شـده و بـه طـور تصادفـی و یـک در میـان اسـتخراج و گروه‌هـا مشـخص شـدند) در دو گـروه تمریـن (سـن: ۲/۵±۲۵/۴، وزن: ۳/۶±۷۹/۴ کیلوگـرم، قـد: ۷/۴±۱۷۶/۳ سـانتی‌متر) و گـروه کنتـرل (سـن: ۲/۹±۲۵/۸، وزن: ۳/۱±۷۹/۰ کیلوگـرم، قـد: ۷/۱±۱۷۶/۶ سـانتی‌متر) قـرار گرفتنـد. گـروه تمریـن بـه مـدت ۱۲ جلسـه تمرینـات تقویتـی عضـلات مرکـزی بـدن بـا تـوپ مدیسـین‌بال را انجـام دادنـد. فعالیـت عضـلات دوقلـو خارجـی، دو سـر رانـی، نیمـه غشـایی، سـرینی میانـی، راسـت کننـده سـتون فقـرات قسـمت چـپ انـدام، راسـت کننـده سـتون فقـرات قسـمت راسـت اندام، عضـلات چـپ شـکمی و راسـت شـکمی طـی راه رفتـن در دو گـروه طـی پیـش و پس‌آزمـون ثبـت شـد.

نتایـج: نتایـج پژوهـش حاضـر افزایـش طیـف میانـه فرکانـس عضلـه راسـت رانـی طـی فـاز میانـه اتـکا و هـل دادن در گـروه تجربـی در پـس آزمـون نسـبت بـه پیـش آزمـون را نشـان داد. و از لحـاظ آمـاری تفـاوت معنـاداری را نشـان داد، همچنیـن طیـف میانـه فرکانـس عضلـه راسـت شـکمی در گـروه تجربـی در پـس آزمـون نسـبت بـه پیـش آزمـون طـی فـاز هـل دادن کاهـش یافتـه اسـت، و از لحـاظ آمـاری تفـاوت معنـاداری را نشـان داد.

نتیجه‌گیـــری: تمریـن درمانـی بـا تـوپ مدیسـین بـال منجـر بـه افزایـش فعالیـت عضـلات چهارسـران در بیمـاران مبتـلا بـه عارضـه کمـر درد می‌شـود، و بـه نظـر می‌رسـد، یـک عامـل بسـیار مهـم در خصـوص کاهـش جـذب شـوک نیروهـا طـی رفتـن باشـد.

واژه‌های کلیدی: کمردرد، الکترومایوگرافی، توان‌بخشی، مدیسین‌بال

نویســـنده مســـئول: امیرعلـی جعفرنژادگـرو، دانشـیار بیومکانیـک ورزشـی، گـروه مدیریـت و بیـو مکانیـک ورزشـی، دانشـکده علـوم تربیتـی و روانشناسـی، دانشـگاه محقـق اردبیلـی، اردبیـل، ایـران

پست الکترونیک: amiralijafarnezhad@gmail.com

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-28]

مقدمه

کمردرد یک سندرم با علت چند عاملی است که ۶,۸ درصد از جمعیت جهان را در طول زندگی تحت تاثیر قرار می دهد [۱]. شیوع کمردرد در افراد بین ۲۰ تا ۵۹ سال ۱۹,۶ درصد است و در افراد مسن به ۲۵,۴ درصد افزایش می یابد [۲]. مطالعات متعددی نشان داده است که افراد مبتلا به عارضه کمردرد خستگی زودرس عضلانی نسبت به افراد سالم در عضلات پشت گزارش دادند [۱-۳]. سیستم عضلانی تنه به طور گسترده با استفاده از تکنیک‌های ارزیابی مختلف به منظور ترسیم و تعریف دقیق ماهیت اختلال عملکرد عضلانی مورد بررسی قرار گرفته است. استفاده از تکنیک‌های الکترومایوگرافی سطحی (EMG)، نقش عمده‌ای در درک فعالیت عضلانی تنه در طول وضعیت‌های متفاوت در بیماران مبتلا به کمردرد داشته است [۳]. افراد بدون سابقه فعالیت بدنی و با درد در عضلات کمر نسبت به افراد سالم تظاهرات زودتر خستگی عضلانی را نشان می دهند و EMG می تواند ابزار مفیدی برای تشخیص درد عضله کمر باشد [۴]. امبروز و همکاران در تحقیقی به ارزیابی کمردرد مزمن با استفاده از الکترومایوگرافی سطحی پرداختند. مقادیر میانگین فعالیت عضلانی در بیماران مبتلا به کمر درد سه برابر بیشتر از گروه کنترل در آزمون استاتیک بود در نتیجه آن‌ها استفاده از الکترومایوگرافی سطحی برای سنجش فعالیت عضلات ناحیه نخاعی و یک ابزار تشخیصی هدفمند مفید در ارزیابی جامع کمر درد مزمن گزارش کردند [۵]. همچنین ورزش درمانی به عنوان خط اول درمان برای کمردرد پیشنهاد می‌شود [۶]. مداخلات ورزشی، با هدف تسهیل عملکرد عضلات شکم وکمری، می‌تواند نتایج بالینی را در بیماران کمردرد بهبود بخشد [۷،۸]. مطالعات متعددی اثر ورزش را بر میزان عود کمر درد بررسی کرده‌اند و تعدادی نیز نتایج مثبتی را گزارش کرده‌اند [۹،۱۰]. مدیسین‌بال یک توپ وزن‌دار است که در توانبخشی، ایروبیک و تمرینات قدرتی (بدنسازی) مورد استفاده قرار می‌گیرد، و در وزن‌های مختلف (۱، ۲، ۳، ۴، ۵، ۶ و ۷ کیلویی) وجود دارد. اهمیت این وسیله ورزشی به حدی است که کارشناسان علم ورزش از آن به عنوان یک باشگاه ورزشی کامل یاد می‌کنند. مدیسین بال نام شناخته شده‌ای در باشگاه‌های ورزشی است. همچنین از نام توپ پزشکی و یا توپ طبی نیز برای این توپ استفاده می‌شود. مطالعات استفاده از توپ مدیسین‌بال، رابطه بین قدرت بالا و پایین تنه و عملکرد قدرت انفجاری بدن در حین پرتاب توپ بررسی کرده‌اند [۱۱،۱۲]. فایگنباوم و همکاران ۲۰۰۶ در مطالعه خود به بررسی اثر تمرینات با توپ مدیسین‌بال بر شاخص‌های آمادگی جسمانی دانش‌آموزان رشته تربیت بدنی پرداختند، نتایج نشان داد، که پرتاب عمودی توپ مدیسین‌بال موجب افزایش سرعت و چابکی و افزایش توان و سرعت عمل این افراد می‌شود [۱۳]. همچنین اجرای برخی تمرینات با مدیسین‌بال موجب افزایش هماهنگی اعصاب و عضله می‌شود. به همین دلیل در توانبخشی بیماران مورد استفاده قرار می‌گیرد [۱۴]. لذا هدف از پژوهش حاضر اثر تمرین درمانی با توپ مدیسین‌بال بر فعالیت الکتریکی عضلات در بیماران مبتلا به عارضه کمر درد می‌باشد.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع کارآزمایی بالینی بود، نمونه آماری این پژوهش را مردان مبتلا به عارضه کمردرد از بین اقشار محلی شهرستان اردبیل و نمین در شغل‌های آزاد در دامنه سنی ۲۰-۳۰ سال تشکیل دادند. تعداد ۲۰ نفر از نمونه آماری، با استفاده از نرم‌افزار G*Power با اندازه اثر ۰/۷، سطح معناداری ۰/۰۵ و توان آماری ۰/۸. جهت ورود به پژوهش حاضر انتخاب شدند. آزمودنی‌ها به صورت تصادفی (اسامی در داخل کیسه‌ای قرار داده شده و به طور تصادفی و یک در میان استخراج و گروه‌ها مشخص شدند) در دو گروه تمرین (سن: ۲/۵±۲۵/۴، وزن: ۳/۶±۷۹/۴ کیلوگرم، قد: ۷/۴±۱۷۶/۳ سانتی‌متر) و گروه کنترل (سن: ۲/۹±۲۵/۸، وزن: ۳/۱±۷۹/۰ کیلوگرم، قد: ۷/۱±۱۷۶/۶ سانتی‌متر) قرار گرفتند. معیارهای ورود به مطالعه حاضر شامل جنسیت مرد، دامنه سنی ۲۰ تا ۳۰ سال و شاخص درد بالاتر از ۱۴ در ناحیه کمر بر اساس پرسش نامه علمی رولاند موریس استفاده شده در پژوهش [۱۵]، معیارهای خروج از پژوهش حاضر درد ناشی از ضربه، شکستگی، اختلالات شدید در قسمت نواحی پشتی مانند فتق دیسک، بیماری روماتیسمی، التهاب، ضایعات اعصاب محیطی، بیماری روانی شدید، اسپوندیلولیستزیس یا اسپوندیلولیز، بیماری عصبی عضلانی یا مفصلی، بیماری سیستمیک، بیماری‌های ارگانیک و بدخیم، بیماری‌های قلبی تنفسی و متابولیک از جمله معیارهای ورود و خروج به پژوهش حاضر بودند. و در نهایت شرکت‌کنندگان پس از امضای فرم رضایت وارد مطالعه شدند. پژوهش حاضر توسط کمیته اخلاقی دانشگاه علوم پزشکی اردبیل با کد IR-ARUMS-REC-1397-031 تصویب شد. این مطالعه با کد کارآزمایی بالینی IRCT2016110230657N1 در مرکز کارآزمایی ایران به ثبت رسیده است.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-28]

از سیستم الکترومایوگرافی بی‌سیم مدل (EMG Pre-Am-pli، Biometrics Ltd، Nine Mile Point Ind. Est نیوپورت، انگلستان) با ۸ الکترود سطح دو قطبی مدل Ag AgCl / جهت ثبت فعالیت عضلات دوقلو خارجی، دو سر رانی، نیمه غشایی، سرینی میانی، راست کننده ستون فقرات قسمت چپ اندام، راست کننده ستون فقرات قسمت راست اندام، عضلات چپ شکمی و راست شکمی با استفاده از نوار چسب دو طرفه پزشکی مدل (T۳۵۰ Biometrics Ltd ، Nine Mile Point Ind. Est، نیوپورت، انگلستان) برای اتصال الکترودها به شکم عضلات استفاده شد مطابق شکل شماره ۱.

سیگنال‌های خام الکترو مایوگرافی در ۱۰۰۰ هرتز دیجیتالی شده و برای تجزیه و تحلیل بیشتر از طریق بلوتوث به کامپیوتر منتقل شدند. طبق پژوهش‌های انجام شده برای الکترومایوگرافی سطحی (SENIAM)، سطح پوست بر روی عضلات انتخاب شده آزمودنی‌ها تراشیده و با الکل (۷۰٪ اتانول-C2H5OH) تمیز شد. پوست آزمودنی‌ها قبل از قرار دادن الکترود به آرامی تراشیده شد [۱۶]. داده‌های EMG با استفاده از نرم افزار Nexus (آکسفورد متریکس، آکسفورد، انگلستان) هماهنگ شدند برای تجزیه و تحلیل سیگنال‌های EMG، چرخه راه رفتن طی فاز نوسان (۰/۲۰- ۰ مرحله راه رفتن)، فاز اتکا، (۰/۴۷- ۲۰ مرحله راه رفتن)، فاز هل دادن (۰/۷۰- ۴۷ مرحله راه رفتن) تقسیم شد [۱۷].

برنامه تمرین

پس از اتمام مقادیر اندازه گیری شده تمام آزمودنی‌ها گروه تمرین جهت اجرای برنامه‌های تمرینی با توپ مدیسین بال زیر نظر اساتید هیت علمی گروه فیزیولوژی و بیومکانیک ورزشی دانشگاه محقق اردبیلی در مرکز سلامت دانشکده علوم ترتبیتی و روان شناسی دانشگاه محقق اردبیلی برگزار شد. اجرای برنامه‌های مقاومتی در ۱۲ جلسه که در هفته یک روز در میان و به مدت ۱ ساعت و در کل به مدت ۴ هفته به طول انجامید. که در این مدت ۱۰ دقیقه به زمان گرم و سرد کردن آزمودنی‌ها اختصاص داده شد. دایره اجرای حرکات تمرینی با توپ مدیسین بال در ۸ مجموعه بود [۱۸-۲۰]، با تمرین‌دهی عضلات ناحیه اندام تحتانی (عضلات دوقلو، عضلات چهار سر ران، همسترینک و عضلات سرینی) و عصلات بخش فوقانی شامل عضلات ناحیه ستون فقرات و شکمی انجام گرفت [۲۱،۲۲] مطابق جدول شماره ۱،

تحلیل آماری

نرمال بودن توزیع داده‌ها توسط آزمون شاپیرو ویلک مورد تایید قرار گرفت. جهت تحلیل آماری داده‌ها از آزمون آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری و آزمون تعقیبی بونفرونی در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد. تحلیل‌آماری با نرم افزار آماری SPSS نسخه ۲۲ انجام شد.

نتایج

نتایج افزایش طیف میانه فرکانس عضله راست‌رانی طی فاز میانه اتکا و هل دادن در گروه تجربی در پس آزمون نسبت به پیش آزمون را نشان داد. همچنین اثر تعاملی زمان*گروه بر مقادیر میانه فرکانس این عضله طی فاز میانه اتکا و هل دادن از لحاظ آماری تفاوت معناداری نشان داد ، فرکانس عضله نیمه وتری در گروه تجربی طی فاز پاسخ بارگیری در پس آزمون نسبت به پیش آزمون کاهش معناداری پیداکرده است، همچنین اثر تعاملی زمان*گروه بر مقادیر میانه فرکانس این عضله طی فاز پاسخ بارگیری از لحاظ آماری تفاوت معناداری نشان داد (جدول شماره۲).



شکل ۱: محل نصب الکترودها

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-28]

جدول ۱: برنامه‌های تمرینی مقاومتی ارایه شده با توپ مدیسین‌بال

هفته	برنامه‌های تمرینی	حداکثر اکسیژن مصرفی (VO2M-AX)	زمان اختصاص داده شده برای اجرای هریک از حرکات تمرینی
هفته اول:(۳ جلسه در هفته)	گرم کردن آموزش نحوه اجرای حرکات مقاومتی اجرای حرکات مقدماتی به صورت انفرادی زیر نظر فرد متخصص سرد کردن	۵۰ ۵۰ ۵۰	۱۰دقیقه ۴۰دقیقه ۱۰ دقیقه ۱۰ دقیقه
هفته دوم:(۳ جلسه در هفته)	گرم کردن اجرای تمرینات مقاومتی ایزومتریک و ایزوتونیک برای پایین تنه و بالاتنه سرد کردن	۵۰ ۵۰ ۵۰	۴۰دقیقه ۱۰ دقیقه ۱۰ دقیقه
هفته سوم:(۳ جلسه در هفته)	گرم کردن اجرای تمرینات مقاومتی ایزومتریک و ایزوتونیک برای پایین تنه و بالاتنه سرد کردن	۵۵ ۵۵ ۵۵	۴۰دقیقه ۱۰ دقیقه
هفته چهارم:(۳ جلسه در هفته)	گرم کردن اجرای تمرینات مقاومتی ایزومتریک و ایزوتونیک برای پایین تنه و بالاتنه سرد کردن	۶۰ ۶۰ ۶۰	۱۰ دقیقه ۴۰ دقیقه ۱۰ دقیقه

اثر تعاملی زمان بر مقادیر فرکانس عضله راست کننده ستون فقرات قسمت چپ طی فاز پاسخ بارگیری معنادار میباشد، همچنین اثر تعاملی زمان*گروه بر فرکانس این عضله طی فاز میانه اتکا معنادار می‌باشد، و این فرکانس در گروه تجربی در پس آزمون نسبت به پیش آزمون طی هر دو فاز افزایش یافته است.

از لحاظ آماری اثر تعاملی زمان*گروه بر مقادیر فرکانس عضله راست کننده ستون فقرات قسمت چپ طی فاز میانه اتکا معنادار می‌باشد. همچنین فرکانس این عضله در پس آزمون نسبت به پیش آزمون افزایش یافته است.

میانه فرکانس عضله راست شکمی در گروه تجربی در پس آزمون نسبت به پیش آزمون طی فاز هل دادن کاهش یافته است، و اثر تعاملی زمان*گروه بر مقادیر میانه فرکانس این عضله طی فاز هل دادن از لحاظ آماری تفاوت معناداری را نشان داد.

بحث

هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر تمرین با توپ مدیسین‌بال بر فعالیت الکتریکی عضلات در بیماران مبتلا به کمر درد طی راه رفتن می‌باشد، نتایج پژوهش حاضر افزایش طیف میانه فرکانس عضله راست رانی طی فاز میانه اتکا و هل دادن در گروه بیماران مبتلا به کمر درد بعد از اجرای حرکات تمرین درمانی با توپ مدیسین بال در پس آزمون نسبت به پیش آزمون را نشان داد. از آنجایی که عضلات چهارسر ران در تولید توان اندام تحتانی برای پیشروی و انتقال بدن نیز نقش مهمی دارند. بنابراین خستگی و در نتیجه کاهش فعالیت این گروه عضلات در اثر فعالیت‌های ورزشی مختلف، ممکن است بر متغیرهای راه رفتن مؤثر باشد[۲۳]. در مرحلهٔ تماس و ابتدای مرحلهٔ میداستانس، عضلات چهارسر ران به صورت اکسنتریک منقبض می‌شوند تا پایین آمدن مرکز جرم بدن را کنترل کنند و در عین حال بارهای تماسی وارد را کاهش دهند [۲۴،۲۵]. بنابراین کاهش توانایی انقباض اکسنتریک، به تغییرات کینماتیکی و کینتیکی در مرحلهٔ تماس پاشنه با زمین منجر می‌شود و در نتیجه جذب شوک در مفصل زانو کاهش می‌یابد [۲۳]. در نتیجه تولید گشتاور مناسب توسط عضلات چهارسر ران در مرحلهٔ تماس پاشنه با زمین حین راه رفتن اهمیت بسیاری دارد[۲۴،۲۶]. در همین راستا حاجیلو و همکاران ۱۳۹۱ طی پژوهشی به بررسی اثر خستگی موضعی عضلات چهارسر رانی بر فعالیت الکترومایوگرافی برخی عضلات اطراف زانو در مرحله استانس پرداختند، نتایج نشان داد، که خستگی عضلات چهارسر ران با کاهش فعالیت دیگر عضلات و به ویژه همسترینگ همراه است که ممکن است سبب کاهش ثبات مفصل زانو در مرحله استانس راه رفتن و در نتیجه احتمال آسیب دیدگی

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-28]

مفصل زانو شود [۲۷].

از آنجایی که زانو روی زمین و انتقال نیروی وزن بدن به وسیله زانو باعث ایجاد آسیب می‌شود [۲۸]. بنابرین افزایش فعالیت عضلات همسترینگ طی فاز پاسخ بارگیری منجر به کاهش فعالیت اکستنسورها و در نهایت منجر به کاهش جذب شوک طی راه رفتن می‌گردد. یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد، فرکانس عضله نیمه‌وتری در گروه تجربی طی فاز پاسخ بارگیری در پس آزمون نسبت به پیش آزمون کاهش معناداری پیداکرده است. و به نظر می‌رسد کاهش فعالیت عضله نیمه وتری منجر بهبود فعالیت عضلات اکستنسور طی فاز پاسخ بارگیری می‌شود. در همین راستا آندراس و همکاران ۲۰۱۹ در مطالعه خود به بررسی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات همسترینگ در تمرینات مختلف پرداختند، این مطالعه نشان می‌دهد که الگوهای فعالیت بین عضلانی وابسته به ورزش هستند و در برخی از تمرینات تحت تأثیر حالت انقباض قرار می‌گیرند. آگاهی از سطوح فعالیت و فعالیت نسبی عضلات همسترینگ در تمرینات مختلف ممکن است به انتخاب ورزش در مدیریت آسیب همسترینگ کمک کند [۲۹].

جدول۲: مقادیر فعالیت الکتریکی عضلات در دو گروه طی پیش و پس‌آزمون

متغیرها	فاز	گروه تجربی		گروه کنترل		سطح معناداری		
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	زمان	گروه	زمان*گروه
عضله دوقلو خارجی	پاسخ بارگیری	۸۷/۴۹ ±۱۵/۸۰	۹۵/۸۱ ± ۲۷/۶۲	۹۰/۰۷ ± ۱۶/۰۹	۷۷/۱۵ ± ۱۵/۵۵	۰/۷۶۴	۰/۲۹۹	۰/۱۷۹
	میانه اتکا	۹۱/۷۰ ± ۲۱/۵۴	۱۰۶/۶۳ ± ۳۲/۲۸	۹۴/۰۸ ± ۲۲/۵۲	۱۱۰/۳۵ ± ۱۶/۹۹	۰/۷۷	۰/۷۶۵	۰/۹۳۶
	هل دادن	۱۰۰/۰۹ ±۲۳/۱۴	۱۰۵/۲۷ ± ۶۰/۷۵	۹۵/۰۳ ± ۱۷/۰۱	۱۰۰/۰۰ ± ۲۳/۳۵	۰/۴۴۶	۰/۹۷۹	۰/۶۴۷
	پاسخ بارگیری	۸۸/۲۹ ±۴۳/۳۸	۹۴/۳۷ ± ۲۹/۵۹	۸۱/۰۶ ± ۱۸/۳۲	۱۳۰/۸۶ ± ۶۲/۳۱	۰/۸۴	۰/۳۲۶	۰/۱۷۳
راست رانی	میانه اتکا	۷۸/۶۱ ± ۲۸/۶۳	۱۳۰/۴۳ ±۵۶/۱۷	۷۷/۱۵ ± ۴۴/۶۱	۷۴/۸۸ ± ۱۹/۲۱	۰/۰۵۲	۰/۱۳۲	*۰/۰۳۶
	هل دادن	۶۳/۵۷ ±۱۸/۱۳	۹۷/۵۶ ±۴۵/۰۴	۱۰۱/۰۲ ±۴۴/۴۶	۷۴/۸۸ ± ۲۲/۹۳	۰/۷۸۲	۰/۵۳۴	*۰/۰۴۳
	پاسخ بارگیری	۹۶/۸۸ ± ۲۵/۴۱	۸۹/۶۶ ±۲۸/۲۳	۵۹/۵۵ ± ۲۰/۷۰	۱۰۱/۲۵ ± ۴۵/۳۲	۰/۰۷۳	۰/۳۳۱	*۰/۰۱۵
عضله نیمه وتری	میانه اتکا	۹۱/۸۹ ±۵۸/۰۰	۱۲۱/۰۷ ±۶۷/۵۴	۷۴/۷۱ ± ۳۵/۶۳	۱۱۹/۴۶ ± ۷۰/۱۸	۰/۱۰۹	۰/۶۸۴	۰/۷۲۴
	هل دادن	۶۳/۸۶ ±۲۳/۰۱	۹۰/۹۰ ±۶۶/۱۵	۷۶/۸۱ ± ۱۵/۹۵	۸۰/۰۵ ± ۳۴/۳۷	۰/۳۸۰	۰/۹۴۳	۰/۴۸۷
	پاسخ بارگیری	۸۳/۹۹ ±۲۶/۶۷	۸۳/۲۲ ±۳۱/۲۱	۷۷/۸۰ ± ۲۱/۷۶	۷۷/۴۶ ± ۳۵/۹۳	۰/۹۵۸	۰/۵۹۸	۰/۹۸۳
سرینی میانی	میانه اتکا	۸۳/۰۲ ±۲۰/۰۹	۹۹/۹۹ ±۵۶/۸۲	۷۲/۴۱ ± ۲۵/۷۴	۷۱/۹۳ ± ۳۸/۲۲	۰/۵۹۲	۰/۱۸۰	۰/۵۷۰
	هل دادن	۷۳/۴۵ ±۲۳/۹۱	۸۴/۷۵ ±۳۰/۶۶	۷۲/۴۱ ± ۳۶/۵۵	۷۱/۹۵ ± ۴۸/۶۰	۰/۷۳۴	۰/۳۹۳	۰/۶۴
راست کننده ستون فقرات قسمت چپ	پاسخ بارگیری	۷۷/۷۳ ±۳۴/۳۳	۸۸/۵۸ ±۲۶/۶۳	۸۱/۵۱ ± ۳۹/۰۴	۸۲/۳۸ ± ۲۴/۹۱	*۰/۰۳۸	۰/۹۲۴	۰/۲۸
	میانه اتکا	۹۵/۴۲ ±۳۱/۳۹	۹۹/۹۹ ±۵۶/۸۲	۸۹/۲۰ ± ۲۴/۵۷	۱۰۱/۹۰ ± ۲۷/۸۹	۰/۱۱۷	۰/۵۴۷	*۰/۰۴
	هل دادن	۷۹/۱۱ ±۱۵/۸۵	۱۰۵/۷۷±۴۱/۵۷	۸۸/۰۶ ± ۳۸/۸۶	۸۳/۹۶ ± ۱۶/۷۶	۰/۳۱۷	۰/۵۹۲	۰/۱۷۹
	پاسخ بارگیری	۹۲/۵۸ ±۲۸/۲۹	۸۵/۰۷ ±۲۴/۵۸	۹۰/۱۶ ± ۳۷/۹۷	۱۰۳/۵۱ ± ۵۵/۹۳	۰/۸۴۴	۰/۵۰۶	۰/۴۸۴
راست کننده ستون فقرات قسمت راست	میانه اتکا	۱۱۳/۰۶ ±۶۶/۲۹	۹۶/۱۰ ±۴۴/۱۶	۹۲/۶۱ ± ۳۴/۹۳	۸۳/۶۸ ± ۲۷/۲۹	۰/۴۸۵	۰/۳۴۷	*۰/۰۴
	هل دادن	۸۶/۶۲ ±۲۸/۶۶	۸۵/۷۵±۴۰/۱ ۴	۱۰۱/۰۸ ± ۴۳/۵۳	۹۰/۱۶ ± ۳۶/۲۷	۰/۷۰۷	۰/۴۱۴	۰/۷۴۸
عضلات چپ شکمی	پاسخ بارگیری	۷۹/۱۲ ±۲۴/۵۴	۷۸/۶۱ ±۲۳/۵۱	۹۳/۵۸ ± ۲۴/۹۹	۸۷/۵۵ ± ۳۹/۳۳	۰/۷۶۶	۰/۲۲۸	۰/۸۰۲
	میانه اتکا	۸۰/۵۷ ±۳۳/۱۵	۱۱۱/۷۲ ±۲۶/۶۸	۷۷/۹۸ ± ۲۹/۰۲	۹۰/۸۳ ± ۵۶/۱۹	۰/۱۰۹	۰/۳۹۷	۰/۴۸۸
	هل دادن	۷۹/۰۰ ±۳۰/۵۰	۹۶/۰۹±۵۱/۲۵	۷۷/۶۳ ± ۳۱/۰۸	۸۶/۹۱ ± ۵۳/۶۵	۰/۴۸۲	۰/۶۷۹	۰/۸۳۴
عضلاتراست شکمی	پاسخ بارگیری	۶۱/۹۳ ±۲۳/۳۱	۹۴/۵۳ ±۲۳/۳۹	۹۸/۳۰ ± ۴۹/۳۷	۷۷/۰۰ ± ۵۰/۲۷	۰/۷۳۲	۰/۲۷۳	۰/۱۱۸
	میانه اتکا	۶۵/۶۷ ±۳۱/۳۲	۸۹/۲۶ ±۲۷/۵۵	۷۰/۳۳ ± ۴۰/۰۰	۸۷/۲۶ ± ۴۷/۶۹	۰/۰۵۵	۰/۹۳۳	۰/۷۳۶
	هل دادن	۷۳/۹۳ ±۲۹/۰۵	۶۳/۳۷±۱۶/۵۷	۸۳/۵۰ ± ۴۳/۵۷	۵۲/۴۱ ± ۱۵/۶۲	۰/۲۶۳	۰/۹۵۱	*۰/۰۳۳

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-28]

مطالعات گذشته فعالیت عضلات تنه طی راه رفتن در سرعت‌های مختلف را گزارش داده‌اند اندرس و همکاران ۲۰۱۴ گزارش کردند، که فعالیت عضلات راست کننده ستون فقرات و شکمی در طول راه رفتن با سرعت‌های بالاتر افزایش می‌یابد، اگرچه این تغییر در سرعت‌های پایین‌تر کم می‌شود [۳۰]. مطالعه دیگری نشان می‌دهد که افزایش سرعت راه رفتن باعث ایجاد فعالیت عضلانی به طور قابل توجهی می‌شود [۳۱]. نتایج پژوهش حاضر نشان داد، مقادیر میانه فرکانس عضله راست کننده ستون فقرات سمت چپ طی فاز پاسخ بارگیری و میانه اتکا معنادار می‌باشد، و این فرکانس در گروه تجربی در پس آزمون نسبت به پیش آزمون طی هر دو فاز افزایش یافته است. و به نظر می‌رسد افزایش فعالیت این عضله ناشی از افزایش خستگی و لوردوز کمری در بیماران مبتلا به این عارضه باشد [۳، ۳۲]. در همین راستا سورنس و همکاران ۲۰۱۵ در پژوهشی به بررسی اینکه آیا لوردوز کمری با ایجاد کمردرد در هنگام ایستادن طولانی مدت مرتبط است نتایج نشان می‌دهد، که ایستادن در لوردوز کمری بیشتر ممکن است یک عامل خطر برای ایجاد کمردرد در طی ایستادن در دوره‌های طولانی باشد. شناسایی عوامل خطر برای ایجاد کمردرد می توانند راهبردهای پیشگیرانه و مداخله زودهنگام را مشخص کند [۳۳].

از آنجایی که افراد برای انجام فعالیت‌های روزمره نیاز به فعالیت کمتر عضلات شکمی دارند، لذا افزایش فعالیت این عضلات منجر به اختلال در تعادل بیومکانیکی و ایجاد خستگی عضلانی می‌گردد [۳۴]، نتایج نشان داد، میانه فرکانس عضله راست شکمی در گروه تجربی در پس آزمون نسبت به پیش آزمون طی فاز هل دادن کاهش یافته است، در مطالعه‌ای که توسط آنسگارد و همکارانش در سال ۲۰۱۲ جهت بررسی رابطه‌ی میزان فعالیت عضله‌ی عرضی شکمی و مایل داخلی و باورهای اجتنابی‌تر بر روی ۱۰۸ بیمار مبتلا به کمر درد مزمن انجام گرفت، نتایج نشان داد یک رابطه منفی بین میزان فعالیت عضلات مذکور طی حرکت سریع بازو به بالا و ترس از حرکات وجود دارد [۳۵].

این مطالعه دارای چند محدودیت است که باید مورد بحث قرار گیرد. پژوهش حاضر بر روی جامعه آماری مردان انجام شد، به همین دلیل نتایج این مطالعه مختص جمعیت مورد بررسی است. بر این اساس، آن‌ها را نمی‌توان به نمونه‌های دیگر منتقل نمود. در این زمینه تحقیق بیشتری مورد نیاز است، همچنین ما فعالیت عضلات برخی عضلات دیگر اندام تحتانی و فوقانی به دلیل محدودیت نصب الکترودهادر این مطالعه ثبت نکردیم، بر این اساس، ما نمی‌دانیم عضلات دیگر اندام تحتانی و فوقانی چگونه به شرایط مختلف طی راه رفتن و دویدن در این افراد واکنش نشان می‌دهد، این باید در تحقیقات آینده انجام شود.

نتیجه‌گیری

از آنجایی عضلات چهارسران طی راه رفتن در مرحله اتکا و پاسخ بارگیری به صورت اکسترینگ منقبض می‌شوند، به نظر می‌رسد اجرای حرکات تمرینی با توپ مدیسین بال در بیماران مبتلا به عارضه کمر درد منجر به افزایش فعالیت این عضله و در نهایت منجر به افزایش جذب شوک نیروها می‌شود.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-28]

References

1. Gudavalli M. Biomechanics research on flexion-distraction procedure. Low back pain: mechanisms, diagnosis and treatment. 1999.
2. De Luca CJ. Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine. 1993;16(2):210-6.
3. McGregor A, Bull A, Byng-Maddick R. A comparison of rowing technique at different stroke rates: a description of sequencing, force production and kinematics. International journal of sports medicine. 2004;25(06):465-70.
4. Candotti CT, Loss JF, Pressi AMS, de Souza Castro FA, La Torre M, de Oliveira Melo M, et al. Electromyography for assessment of pain in low back muscles. Physical therapy. 2008;88(9):1061-7.
5. Ambroz C, Scott A, Ambroz A, Talbott EO. Chronic low back pain assessment using surface electromyography. Journal of occupational and environmental medicine. 2000;42(6):660-9.
6. Bekkering GE, Hendriks H, Koes BW, Oostendorp R, Ostelo R, Thomassen J, et al. Dutch physiotherapy guidelines for low back pain. Physiotherapy. 2003;89(2):82-96.
7. George A, Kumar D, Nikhil N. Effectiveness of trunk proprioceptive neuromuscular facilitation training in mechanical low back pain. International Journal of Current Research. 2013;5(7.1965-8:(
8. Kofotolis N, Kellis E. Effects of two 4-week proprioceptive neuromuscular facilitation programs on muscle endurance, flexibility, and functional performance in women with chronic low back pain. Physical therapy. 2006;86(7):1001-12.
9. Owen PJ, Miller CT, Mundell NL, Verswijveren SJ, Tagliaferri SD, Brisby H, et al. Which specific modes of exercise training are most effective for treating low back pain? Network meta-analysis. British journal of sports medicine. 2020;54(21):1279-87.
10. Karlsson M, Bergenheim A, Larsson ME, Nordeman L, van Tulder M, Bernhardsson S. Effects of exercise therapy in patients with acute low back pain: a systematic review of systematic reviews. Systematic reviews. 2020;9(1):1-25.
11. Ikeda Y, Kijima K, Kawabata K, Fuchimoto T, Ito A. Relationship between side medicine-ball throw performance and physical ability for male and female athletes. European Journal of Applied Physiology. 2007;99:47-55.
12. Aksen-Cengizhan P, Onay D, Sever O, Doğan AA. A comparison between core exercises with Theraband and Swiss Ball in terms of core stabilization and balance performance. Isokinetics and Exercise Science. 2018;26(3):183-91.
13. Faigenbaum AD, Mediate P. Effects of medicine ball training on fitness performance of high school physical education students. Physical Educator. 2006;63(3):160.
14. de Oliveira AS, de Morais Carvalho M, de Brum DPC. Activation of the shoulder and arm muscles during axial load exercises on a stable base of support and on a medicine ball. Journal of electromyography and kinesiology. 2008;18(3):472-9.
15. Mousavi SJ, Parnianpour M, Mehdian H, Montazeri A, Mobini B. The Oswestry disability index, the Roland-Morris disability questionnaire, and the Quebec back pain disability scale: translation and validation studies of the Iranian versions. Spine. 2006;31(14):E454-E9.
16. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. European recommendations for surface electromyography. Roessingh research and development. 1999;8(2):13-54.
17. Murley GS, Buldt AK, Trump PJ, Wickham JB. Tibialis posterior EMG activity during barefoot walking in people with neutral foot posture. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2009;19(2):e69-e77.
18. Brumitt J, Dale RB. Functional rehabilitation exercise prescription for golfers. 2008.
19. Kavcic N, Grenier S, McGill SM. Determining the stabilizing role of individual torso muscles during rehabilitation exercises. Spine. 2004;29(11):1254-65.
20. Ignjatovic AM, Markovic ZM, Radovanovic DS.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-28]

Effects of 12-week medicine ball training on muscle strength and power in young female handball players. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2012;26(8):2166-73.
21. Earp JE, Kraemer WJ. Medicine ball training implications for rotational power sports. Strength & Conditioning Journal. 2010;32(4):20-5.
22. Hackett DA, Davies TB, Ibel D, Cobley S, Sanders R. Predictive ability of the medicine ball chest throw and vertical jump tests for determining muscular strength and power in adolescents. Measurement in Physical Education and Exercise Science. 2018;22(1):79-87.
23. Parijat P, Lockhart TE. Effects of quadriceps fatigue on the biomechanics of gait and slip propensity. Gait & posture. 2008;28(4):568-73.
24. Panzer VP, Bandinelli S, Hallett M. Biomechanical assessment of quiet standing and changes associated with aging. Archives of physical medicine and rehabilitation. 1995;76(2):151-7.
25. White SC, Yack HJ, Winter DA. A three-dimensional musculoskeletal model for gait analysis. Anatomical variability estimates .Journal of biomechanics. 1989;22(8-9):885-93.
26. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement: John Wiley & Sons; 2009.
27. بهروز ح, مهرداد ع, حامد ا, سارا ص. اثر خستگی موضعی عضلات چهارسر رانی بر فعالیت الکترومایوگرافی برخی عضلات اطراف زانو در مرحله استانس راه رفتن.
28. امیری, گلپایگانی, مسعود, وستگانی م, میرقاسمی, محمد. بررسی اثر تمرینات حس عمقی بر بازسازی وضعیت مفصل و درد زانوی ورزشکاران مبتلا به ژنووالگوم. فصلنامه بیومکانیک ورزشی. ۲۰۲۰;۶(۳):۹-۱۷۰.
29. Hegyi A, Csala D, Péter A, Finni T ,Cronin NJ. High-density electromyography activity in various hamstring exercises. Scandinavian journal of medicine & science in sports. 2019;29(1):34-43.
30. Nam S-J, Kim M-J, Yim S-J, Oh D-W, Park H-J, Kim C-Y. Influence of walking speed on electromyographic activity of the rectus abdominis and erector spinae during high-heeled walking. J Back Musculoskelet Rehabil. 2014;27(3):355-60.
31. Chiu M-C, Wang M-J. The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking. Gait & posture. 2007;25(3):385-92.
32. Lee Y, Gong W, Kim B. Correlations between cervical lordosis, vital capacity, T-spine ROM and equilibrium. Journal of Physical Therapy Science. .103-5:(1)23;2011
33. Sorensen CJ, Norton BJ, Callaghan JP, Hwang C-T, Van Dillen LR. Is lumbar lordosis related to low back pain development during prolonged standing? Manual therapy. 2015;20(4):553-7.
34. Lee C-M, Jeong E-H, Freivalds A. Biomechanical effects of wearing high-heeled shoes. International journal of industrial ergonomics. 2001;28(6):321-6.
35. Unsgaard-Tøndel M, Nilsen TIL, Magnussen J, Vasseljen O. Are fear avoidance beliefs associated with abdominal muscle activation outcome for patients with low back pain? Physiotherapy Research International. 2013;18(3):131-9.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-28]