



## Comparison of the effect of corrective exercises with gluteal to tensor activation index to upper and lower tensor 50 on pain, range of motion and two-dimensional kinematics of walking in women with chronic nonspecific low back pain

Leila jahandideh<sup>1</sup> , Amir letafatkar<sup>2</sup>, Reza khazadeh<sup>1</sup>, Farzad Omidi Kashani<sup>3</sup>

1. Master of Science Corrective Exercises and Sport Injury, Imam Reza International University, Mashhad, Iran

2. Department of Biomechanics and Sport Injuries, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran

3. Department of Sports Sciences, Asrar Institute of Higher Education, Mashhad, Iran

4. Orthopedic Department, Faculty of Medicine, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran

### ABSTRACT

**Aims and background:** Gluteal to tensor index indicates the electrical activation ratio of gluteal to tensor fasciae latae muscles, that the normalized electrical activity is used. The role of hip muscles in improving function and preventing injury is also considerable in the rehabilitation process of injury in patients with nonspecific chronic low back pain. This study aimed to compare the effect of corrective exercises with gluteal to tensor activation index above and below that 50 on pain, range of motion and two-dimensional kinematics of walking in women with chronic nonspecific low back pain.

**Material and Methods:** Forty-five women with nonspecific chronic low back pain age ranged from 30 to 45 years selected and were randomly divided into one of three groups of (control, n=15 and two experimental groups (corrective exercises with gluteal index to upper n= 15 and lower tensor n=15)). Exercise interventions were performed for eight weeks under the supervision of the researcher. In this study, which was a pre-test and post-test, visual analog scale, Roland Morris questionnaire, Goniometro video camera was used.

**Result:** The results showed that both training interventions (correction exercises with gluteal index to tensor above and below 50) reduced pain, improved range of motion and kinematics of walking, but the group of gluteal index exercises to tensor above 50 effectiveness has greater improvement of the mentioned variables.

**Discussion:** Findings indicate the superior effectiveness of gluteal to tensor index above 50 intervention group in reduction of pain, improvement of range of motion and kinematics of gait in relation to the other experimental group, therefore using this intervention as a complementary therapy along with other effective training interventions for patients with chronic nonspecific low back pain was recommended.

**Keywords:** low back pain, muscle activation, two-dimensional kinematics

► Please cite this paper as:

Jahandideh L, letafatkar A, khazadeh R, Omidi Kashani F [Comparison of the effect of corrective exercises with gluteal to tensor activation index to upper and lower tensor 50 on pain, range of motion and two-dimensional kinematics of walking in women with chronic nonspecific low back pain (Persian) *J Anesth Pain* 2021;13(2): 11-29.

**Corresponding Author:** Leila jahandideh, Master of Science Corrective Exercises and Sport Injury, Imam Reza International University, Mashhad, Iran

**Email:** leila.jahandideh30@gmail.com

فصلنامه علمی پژوهشی بیهوشی و درد، دوره ۱۳، شماره ۲، تابستان ۱۴۰۱

## مقایسه تأثیر تمرینات اصلاحی با شاخص گلوتهال به تنسور بالا و پایین ۵۰ بر درد، دامنه حرکتی و کینماتیک دوبعدی راه رفتن در زنان دارای کمردرد مزمن غیر اختصاصی

لیلا جهان دیده\*<sup>۱</sup>، امیر لطافت کار<sup>۲</sup>، رضا خان زاده<sup>۱</sup>، فرزاد امیدی کاشانی<sup>۴</sup>

۱. کارشناس ارشد حرکات اصلاحی و آسیب شناسی، دانشگاه بین المللی امام رضا(ع)، مشهد، ایران
۲. گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳. گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، موسسه آموزش عالی اسرار، مشهد، ایران
۴. گروه ارتوپدی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۰/۱۱/۷

تاریخ بازبینی: ۱۴۰۰/۱۱/۱

تاریخ دریافت: ۱۴۰۰/۹/۵

### چکیده

**زمینه و هدف:** شاخص گلوتهال به تنسور، نسبت فعالیت الکتریکی عضلات سرینی به کشنده پهن نیام را نشان می دهد که در آن، از فعالیت نرمال شده الکترومیوگرافی برای عضلات استفاده می شود. نقش عضلات ران در بهبود عملکرد و جلوگیری از آسیب، همچنین در دوره توان بخشی بعد از آسیب در بیماران دارای کمردرد مزمن غیر اختصاصی مورد توجه می باشد. هدف از مطالعه حاضر مقایسه تأثیر تمرینات اصلاحی با شاخص گلوتهال به تنسور بالا و پایین ۵۰ بر درد، دامنه حرکتی و کینماتیک دوبعدی راه رفتن در زنان دارای کمردرد مزمن غیر اختصاصی بود. **مواد و روش ها:** این تحقیق شامل ۴۵ زن دارای کمردرد مزمن غیر اختصاصی با دامنه سنی بین ۳۰ تا ۴۵ سال بود که به صورت تصادفی در یکی از سه گروه کنترل و دو گروه تجربی (تمرینات اصلاحی با شاخص گلوتهال به تنسور بالا و پایین ۵۰)، هر گروه ۱۵ نفر قرار گرفتند. مداخلات تمرینی به مدت هشت هفته تحت نظارت محقق انجام شد. در این مطالعه که به صورت پیش آزمون و پس آزمون بود، از مقیاس بصری درد، پرسش نامه رولاند موریس، گونیامترو دوربین فیلم برداری استفاده شد.

**یافته ها:** یافته ها حاکی از آن بود که هر دو مداخله تمرینی (تمرینات اصلاحی با شاخص گلوتهال به تنسور بالا و پایین ۵۰) باعث کاهش درد، بهبود دامنه حرکتی و کینماتیک راه رفتن شدند، اما تأثیرگذاری تمرینات شاخص گلوتهال به تنسور بالای ۵۰ در بهبودی متغیرهای ذکر شده بیشتر بود. **نتیجه گیری:** یافته ها نشانگر کاهش درد، بهبود دامنه حرکتی و کینماتیک راه رفتن زنان دارای کمردرد مزمن غیر اختصاصی در گروه تمرینات شاخص گلوتهال به تنسور بالا نسبت به گروه تمرینات شاخص گلوتهال به تنسور پایین بود؛ بنابراین به عنوان یک درمان مکمل استفاده از این تمرینات در کنار مداخله های تمرینی اثرگذار دیگر، برای بیماران دارای کمردرد مزمن غیر اختصاصی توصیه می شود. **واژه های کلیدی:** کمردرد مزمن غیر اختصاصی، فعال سازی عضلانی، کینماتیک دوبعدی

### مقدمه

از سه ماه طول بکشد در زندگی روزمره مشکل ایجاد

می کند<sup>(۱)</sup>. اگرچه علت کمردرد هنوز به روشنی مشخص

کمردرد یک بیماری اسکلتی-عضلانی است که اگر بیش

نویسنده مسئول: کارشناس ارشد حرکات اصلاحی و آسیب شناسی، دانشگاه بین المللی امام رضا(ع)، مشهد، ایران

پست الکترونیک: leila.jahandideh30@gmail.com

و نیز راستای صحیح اندام تحتانی در مفاصل ران و زانو را حفظ می‌کنند<sup>(۱۱)</sup>. عضله سرینی بزرگ همکاری زیادی برای راه رفتن دارد و عملکرد غیر مؤثر آن می‌تواند بخش‌های زیادی از چرخه راه رفتن را به خطر بیندازد<sup>(۷)</sup>. وجود هرگونه انحراف در راه رفتن باعث ایجاد اختلال در انجام فعالیت‌های روزانه، شغلی، ورزشی و غیره می‌شود. از عواقب اختلال در راه رفتن می‌توان به سقوط، ناتوانی بدنی، مشکلات روانی و اختلالات ثانویه اشاره کرد<sup>(۸)</sup>. مارشال و همکاران<sup>(۱۲)</sup> و کوپر و همکاران<sup>(۱۳)</sup> گزارش دادند که مبتلایان به کمردرد مزمن از ضعف عضلات گلوئئال و روتیتورهای باسن رنج می‌برند. عضله تنسور فاشیالاتا به‌عنوان چرخش دهنده داخلی ران بیش‌ازاندازه در تمرینات توان‌بخشی فعال می‌شود. این در صورتی است که چرخش دهنده‌های خارجی ران (گلتئوس مدیوس و قسمت فوقانی گلتئوس ماگزیموس) ضعیف باشند؛ که این مهم باعث افزایش والگوس زانو در حین تمرینات می‌شود و به‌عنوان یک ریسک فاکتور آسیب محسوب شده که می‌تواند منجر به آسیب‌های اندام تحتانی و کمردرد شود<sup>(۱۱)</sup>. بخش‌های قدامی و میانی عضله گلتئوس مدیوس دارای کشش عمودی تری هستند و به شروع آبداکشن ران کمک می‌کنند و این عمل توسط ایلوتیبیال باند و تنسور فاشیالاتا، تکمیل می‌شود<sup>(۱۴)</sup>. از طرفی بسیار مهم است که این عضله از طریق مرحله حمایت چرخه راه رفتن، به‌درستی عمل کند زیرا درحالی‌که به ثبات لگن و کنترل آداکشن ران در صفحه عرضی کمک می‌کند به‌طور غیرمعمول، طویل می‌شود<sup>(۱۵)</sup>؛ بنابراین هرگونه عدم تعادل در عملکرد عضلات این گروه، منجر به ایجاد اختلال در کمر و باعث ایجاد کمردرد در بیماران می‌شود، در نتیجه هنگامی که این گروه عضلات تحت تأثیر قرار می‌گیرند، الگوی راه رفتن را تغییر می‌دهند<sup>(۱۶، ۱۷)</sup>.

محدودیت در دامنه حرکتی مفصل ران نیز با انواع مختلفی از اختلال عملکرد حرکتی مرتبط است. به‌عنوان مثال، مقدار دامنه حرکتی داخلی مفصل ران، به‌عنوان یک عامل مؤثر در سندرم‌های درد عضلانی اسکلتی مانند کمردرد و

نشده است، اما تغییرات در ساختار کمر به دلیل آسیب اسکلتی عضلانی و عوامل بیومکانیکی بافت‌های اطراف به‌عنوان عوامل اصلی کمردرد در نظر گرفته می‌شود<sup>(۳)</sup>. به‌ندرت می‌توان علت خاصی از کمردرد را مشخص کرد؛ بنابراین، بیشتر کمردردها غیراختصاصی نامیده می‌شوند. کمردرد با طیف وسیعی از ابعاد بیوفیزیکی، روانی و اجتماعی مشخص می‌شود که عملکرد، مشارکت اجتماعی و رفاه مالی شخصی را مختل می‌کند<sup>(۳)</sup>.

هنگامی که درد کمر به مدت چند ماه پیشرفت کند، حرکات بدن محدود می‌شود و عضلات آتروفی پیدا می‌کنند. اگر این بیماری مزمن شود سطح مقطع عضله اطراف بدنه مهره‌ها کاهش می‌یابد و منجر به وخامت درد کمر و آسیب ثانویه و عود مشکل می‌شود<sup>(۴)</sup>؛ بنابراین کمردرد یکی از دلایل اصلی اختلال در عملکرد بدن است که بعدها در عدم تعادل عضلانی منعکس می‌شود و به دلیل ناهنجاری در بیومکانیک عملکردهای مفصل، منجر به عدم تعادل مفاصل می‌شود<sup>(۵)</sup>.

در بیماران مبتلا به کمردرد مزمن، تغییرات در سیستم عصبی - عضلانی به دلیل ارتباط بین فعالیت عصبی - عضلانی و پیامدهای بیومکانیکی بر حرکت اثر می‌گذارد. به‌عنوان مثال، فعالیت عضلات بالاتر منجر به حرکات کندتر و کاهش دامنه حرکت می‌شود<sup>(۶)</sup>.

همچنین این تغییرات در سایر اعمال حرکتی مانند راه رفتن در بیماران با کمردرد مزمن غیراختصاصی مشهود می‌باشد<sup>(۷)</sup>. این تغییر در الگوهای حرکتی می‌تواند از طریق درد، آسیب یا بی‌ثباتی رخ دهد<sup>(۸)</sup>.

نقش عضلات ران در بهبود عملکرد و جلوگیری از آسیب و همچنین در دوره توان‌بخشی بعد از آسیب مورد توجه می‌باشد<sup>(۹)</sup>. به‌عنوان مثال، کارکرد اصلی ابداکتورهای لگن، ثبات سر استخوان ران در استابولوم در طی بخش‌های مختلف چرخه راه رفتن است. همچنین، گروه عضلات دورکننده لگن نقش اساسی در راه رفتن دارند<sup>(۱۰)</sup>. گلتئوس ماگزیموس و مدیوس با تحمل و انتقال وزن در مفصل ران، ثبات ساختاری مفصل ران را تأمین می‌کنند

تنسور فاشیالاتا در تمرینات متعددی مورد بررسی قرار گرفته است. به عنوان مثال فریود و همکاران<sup>(۱۱)</sup> و سلکوویتس و همکاران<sup>(۱۲)</sup> در تحقیقات خود به این نکته اشاره کرده‌اند که هر چه میزان شاخص گلوئئال بالاتر باشد نشان‌دهنده عملکرد مطلوب عضلات گلوئئال می‌باشد که می‌تواند اثر مخرب تنسور را در حین تمرینات توان‌بخشی کاهش دهد. با این حال نتایج متفاوتی از این مطالعات به دست آمده است که شامل تفاوت در میزان اثربخشی مداخلات تمرینی بکار رفته بر متغیرهایی مانند درد، کنترل حرکت، کینتیک و فعالیت الکتریکی عضلات بود. لذا با توجه به اینکه نقش این تمرینات تاکنون بر دامنه حرکتی و کینماتیک دوبعدی راه رفتن در افراد دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی مورد بررسی قرار نگرفته است، بررسی این امر ضروری به نظر می‌رسد. همچنین با توجه به آمار بسیار بالای کمردرد و نیز مشکلاتی که برای فرد و جامعه از نظر اقتصادی، اجتماعی و روان‌شناختی هم از نظر هزینه‌های سنگین برای تشخیص و درمان و هم از نظر زیان‌های اقتصادی که به دلیل غیبت‌های کاری، تغییر شغل و از کارافتادگی ایجاد می‌کند، انتخاب روش درمانی مناسب و کم‌هزینه که منجر به افزایش توانایی عملکردی فرد شود، بسیار مهم است<sup>(۱۳)</sup>. هدف مطالعه حاضر مقایسه تأثیر تمرینات اصلاحی با شاخص گلوئئال به تنسور بالا و پایین ۵۰ بر درد، دامنه حرکتی و کینماتیک دوبعدی راه رفتن در زنان دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی بود.

### روش تحقیق

این تحقیق دارای کد کمیته اخلاق به شماره ۱۱۶۳، ۱۴۰۰ از کمیته اخلاق پژوهشگاه علوم ورزشی می‌باشد. جامعه آماری تحقیق حاضر شامل زنان با دامنه سنی ۳۰ تا ۴۵ سال دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی و حجم نمونه با آلفای ۰/۰۵ و بتای ۰/۰۲ اندازه اثر متوسط و نیز با توجه به تحقیقات قبلی و شرایط مبنی بر رعایت پروتکل‌های بهداشتی، ۴۵ نفر در نظر گرفته شد<sup>(۱۴)</sup>. معیارهای ورود به تحقیق شامل، افرادی که حداقل در

همچنین در افراد دارای اختلالات عصبی، شناخته شده است. به همین دلیل، بررسی دقیق بالینی دامنه حرکتی مفصل ران از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است<sup>(۱۵)</sup>.

از طرفی کاهش اکستنشن مفصل ران، به عنوان مثال به دلیل کوتاه شدن خم‌کننده‌های ران، ممکن است منجر به نیروی گشتاور خم‌کننده خارجی در ران شود که می‌تواند منجر به افزایش هزینه متابولیسم در نتیجه عضلات اکستنسور مفصل ران شود که از فروپاشی مفصل ران و زانو در خم شدن کامل جلوگیری می‌کند. از نظر تئوریک، ممکن است کوتاه شدن خم‌کننده لگن منجر به افزایش فعال شدن عضلات کمر شود تا تنه را به صورت راست و مستقیم در هنگام ایستادن و راه رفتن حفظ کند. در نتیجه فعال شدن بیش از حد اکستنسورهای ستون فقرات کمری ممکن است منجر به خستگی زود هنگام و کاهش محافظت در برابر بارهای برشی و پیچشی به ستون فقرات کمر و همچنین اختلال در استراتژی‌های کنترل وضعیتی شود؛ بنابراین این شواهد نشان می‌دهد که عدم اکستنشن طبیعی ران، ممکن است مکانیسم زمان‌بندی و فعال‌سازی حرکتی ستون فقرات کمر را تغییر دهد<sup>(۱۶)</sup>.

با توجه به ارتباط مشخص بین اختلال ران و آسیب اندام تحتانی، هدف تحقیقات اخیر بر روی تمریناتی که باعث فعال شدن و تقویت عضلات سرینی می‌شوند و در عین حال کاهش فعالیت عضلات مخربی مانند کشنده پهن نیام را دربردارند، متمرکز می‌باشد<sup>(۱۷)</sup>. شاخص GTA نسبت فعالیت الکتریکی عضلات سرینی به کشنده پهن نیام را نشان می‌دهد که در توان‌بخشی بیماری‌هایی مانند کمردرد، شاخص بالینی معتبری می‌باشد و در آن از فعالیت نرمال شده الکترومیوگرافی برای عضلات استفاده می‌شود. این شاخص در واقع معادل باهم انقباضی محاسبه شده برای زانو در حین مانورهای راه رفتن و مانورهای برشی است، در اغلب تحقیقات نسبت فعالیت عضلات سرینی به کشنده پهن نیام زیر ۵۰ را به عنوان وجود تداخل فعالیت کشنده پهن نیام با عضلات سرینی در نظر می‌گیرند. طبق تحقیقات پیشین نسبت فعالیت عضلات گلوئئال به

جهت اندازه‌گیری میزان درد، در پیش‌آزمون و پس‌آزمون استفاده شد. این مقیاس نشان‌دهنده درد بیماران در حالت کلی است و شامل خط‌کشی است به طول ۱۰۰ میلی‌متر و دارای یک نشانگر متحرک که یک انتهای آن مشخص‌کننده حداکثر درد (نمره ۱۰۰) و انتهای دیگرش نشان‌دهنده عدم وجود درد (نمره ۰) می‌باشد. برای سنجش درد، به فرد گفته می‌شود که برحسب طول خط‌کش، با حرکت دادن نشانگر در سمت مربوطه، شدت درد خود را مشخص کند. عدد صفر هیچ‌گونه دردی را نشان نمی‌دهد، عدد ۱ تا ۳ درد خفیف، عدد ۴ تا ۶ درد متوسط و عدد ۷ تا ۱۰ درد شدید را بیان می‌کنند. روایی و پایایی معیار قیاسی بینایی درد در اندازه‌گیری درد، بسیار بالا گزارش شده است<sup>(۲۸،۱۹)</sup>.

### نحوه‌ی اندازه‌گیری دامنه حرکتی مفاصل ران و زانو

برای اندازه‌گیری دامنه‌ی حرکتی توسط گونیامتر بدین‌صورت عمل شد که محور گونیامتر بر روی محور متحرک مفصل که حرکت در حول آن، انجام می‌شود منطبق شد و نیز بازوی ثابت گونیامتر موازی با محور طولی استخوان بالایی تشکیل‌دهنده‌ی مفصل و بازوی متحرک آن، موازی با محور طولی استخوان پایینی تشکیل‌دهنده‌ی مفصل، قرار گرفت. همچنین عواملی نظیر؛ جابه‌جا نشدن محور گونیامتر در حین اندازه‌گیری، اشکال ایجاد نشدن در حرکت مفصل موردنظر، لباس بیمار که باعث محدودیت دامنه‌ی حرکتی مفصل نشود، وضعیت محیط و عوامل وابسته به آن مثل دمای اتاق، نوع گونیامتر و تسلط آزمونگر و در نهایت عکس‌العمل آزمودنی به درد، خستگی، احساس ترس و فشار روحی در حین اندازه‌گیری موردتوجه قرار گرفت<sup>(۲۹)</sup>.

### فاکتورهای کینماتیک حین راه رفتن

جهت مراحل آنالیز راه رفتن آزمودنی‌ها، مارک‌هایی بر روی دو طرف بدن و بر روی لند مارک‌های (بر طبق

سه ماه گذشته به‌طور تقریباً دائمی کم‌ر درد داشتند<sup>(۳۳)</sup>، افراد غیر ورزشکاری که طی سال گذشته فعالیت. جدی و منظم ورزشی نداشتند<sup>(۱۱)</sup> و همچنین اخذ تأییدیه از پزشک متخصص ارتوپد، بود.

معیارهای خروج از تحقیق شامل شرکت در برنامه تمرینات توان‌بخشی و تمرین درمانی در یک سال گذشته، وجود ناهنجاری در ناحیه تنه و اندام فوقانی و تحتانی<sup>(۲۴،۲۳)</sup>، سابقه جراحی و وجود سابقه آسیب‌دیدگی در یک تا سه سال گذشته در ناحیه تنه و اندام فوقانی و تحتانی، سابقه شکستگی ستون فقرات<sup>(۲۵،۲۳)</sup>، بیماری التهابی ستون فقرات<sup>(۲۳)</sup>، سابقه تومور در کمر<sup>(۲۶،۲۵،۲۳)</sup>، کم‌ر درد با منشأ غیر مکانیکی، بارداری<sup>(۱۹)</sup> بود. همچنین عدم تمایل آزمودنی‌ها به ادامه روند تحقیق، آسیب‌دیدگی و ایجاد درد در طول روند انجام تحقیق و حین انجام پس‌آزمون و غیبت در دو جلسه متوالی، از موارد حذف آزمودنی‌ها در طول انجام تحقیق بود.

آزمودنی‌ها به‌صورت تصادفی در دو گروه تجربی (تمرینات با شاخص گلوئئال بالا؛  $n=14$ ) و شاخص گلوئئال پایین؛  $(n=14)$ ) و یک گروه کنترل  $(n=15)$  تقسیم شدند. بعد از تشریح طرح تحقیق و با توجه به رعایت اصل اخلاق در پژوهش و اخذ فرم رضایت‌نامه کتبی شرکت در تحقیق، آزمودنی‌ها توسط پزشک متخصص و جراح ستون فقرات معاینه و پس از تکمیل فرم جمع‌آوری اطلاعات، افراد دارای شرایط اولیه وارد تحقیق شدند. همچنین افرادی که طبق نظر پزشک متخصص دارای شیوه اجرای پروتکل تمرینی و آزمون‌های موردنظر نبودند و نمره پرسش‌نامه رولاند-موریس آن‌ها کمتر از چهار بود<sup>(۲۷)</sup>، از تحقیق حذف شدند. سپس پیش‌آزمون درد، دامنه حرکتی و کینماتیک راه رفتن، از آزمودنی‌ها به‌عمل آمده و هر گروه به مدت هشت هفته به انجام پروتکل تمرینی خود پرداختند. در پایان هشت هفته پس‌آزمون به روش و با حفظ شرایط پیش‌آزمون انجام شد.

### روش اندازه‌گیری میران درد

در این تحقیق از پرسش‌نامه مقیاس بصری درد (VAS)

۲۰ ثانیه ثبت شدند و در هر سطح از سرعت فرد به مدت ۱۰ ثانیه اطلاعات مربوط به مرحله سکون، نوسان، حمایت دوگانه، طول و عرض گام جمع‌آوری شد<sup>(۳۳)</sup> همچنین در صفحه فرونتال زاویه افتادگی لگن مقابل، زاویه آبداکشن ران، زاویه آداکشن ران، زاویه فلکشن ران و فلکشن زانو و در صفحه ساجیتال زاویه فلکشن ران و فلکشن زانو مورد بررسی قرار گرفت. داده‌های ویدئویی ضبط‌شده با استفاده از بسته نرم‌افزاری کینوا مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

### پروتکل‌های تمرینی

بعد از انجام مراحل پیش‌آزمون و آزمون‌های اولیه، هر گروه پروتکل تمرینی خود را دریافت کردند. در ابتدای هر جلسه برای آزمودنی‌ها در هر سه گروه، تمرینات به‌طور کامل توسط محقق توضیح داده می‌شد. سپس آزمودنی‌ها هر جلسه را با ۱۰ دقیقه تمرینات گرم کردن شروع کرده و به مدت ۳۰ دقیقه تمرینات مربوطه را انجام دادند و در نهایت به مدت ۵ دقیقه تمرینات سرد کردن را انجام دادند. تمرینات در هر سه گروه با حضور آزمونگر انجام می‌شد. هر سه گروه پروتکل تمرینی خود را به مدت هشت هفته، هفته‌ای سه جلسه و هر جلسه ۴۵ دقیقه انجام می‌دادند. در طول این مدت گروه‌ها هیچ‌گونه درمان دیگری مانند دارودرمانی یا فیزیوتراپی و... نداشتند و در برنامه تمرینی دیگری شرکت نکردند. در طی دو هفته اول اگر بیماران در اجرای حرکات، درد شدید و یا ناتوانی گزارش می‌کردند از شدت تمرینات و اجرا در دامنه حرکتی کامل کاسته می‌شد تا بیمار حرکت را به راحتی و بدون درد انجام دهد. با توجه به این که تمرینات با وزن بدن انجام می‌شد، در ابتدا، برنامه‌ریزی تمرینات با شدت و تعداد ست پایین ولی با تکرار بالا در نظر گرفته شد. در طی سه هفته اول فقط تعداد تکرارها افزایش پیدا کرد. از ابتدای هفته چهارم از تعداد تکرارها کاسته شد و تعداد ست‌ها افزایش پیدا کرد و همچنین با توجه به توانایی فرد اضافه‌بار با استفاده از وزنه انجام شد. پروتکل تمرینات پژوهش حاضر، در دو گروه تجربی

چیدمان مارکر به شیوه (in Gait Plug) خار خاصه قدامی-فوقانی، خار خاصه خلفی-فوقانی، بخش میانی-خارجی ران، اپی کندیل خارجی ران، بخش میانی-خارجی ساق، قوزک خارجی، پاشنه و بر روی متاتارسال دوم و سوم جهت ردیابی مسیر حرکت نصب شد<sup>(۳۴)</sup> جهت ضبط حرکات در صفحه فرونتال، دوربین در ارتفاع ۱/۰۵ متر و مسافت ۲ متر از تردمیل طوری که عمود بر صفحه فرونتال باشد بر روی سه پایه قابل حمل قرار گرفت و همچنین جهت ضبط حرکات در صفحه ساجیتال دوربین در ارتفاع ۰/۸۰ متر و مسافت ۱/۴۰ متر از تردمیل و عمود بر صفحه ساجیتال بر روی سه پایه قابل حمل قرار گرفت. به منظور بهینه‌سازی تصویر بخش‌های مختلف بدن و به حداقل رساندن خطای آنالیز ویدئویی، این فواصل و موقعیت‌ها در نظر گرفته شدند<sup>(۳۱)</sup>. آزمودنی‌ها ابتدا یک دوره گرم کردن دو دقیقه‌ای جهت سازگاری با تردمیل و سرعت انتخاب‌شده و همچنین رسیدن به یک سطح پایدار راه رفتن انجام دادند. در ادامه پس از یک ثانیه ایستادن جهت کالیبراسیون، آزمودنی‌ها فعالیت راه رفتن به مدت ۲۰ ثانیه (تقریباً ۳۰ گام) با سرعتی که خود فرد ترجیح می‌داد با آن راه برود را، انجام دادند تا اینکه هریک از افراد به حداکثر سرعت پیاده‌روی قابل تحمل برسند. حداکثر سرعت راه رفتن قابل تحمل زمانی حاصل می‌شود که فرد به بالاترین سرعت راه رفتن که با آن احساس راحتی در راه رفتن دارد، رسیده باشد. در حین افزایش سرعت، از آزمودنی پرسیده می‌شد که در چه حالتی در راه رفتن احساس راحتی می‌کند. همه آزمودنی‌ها با لباس مناسب، بدون کفش و بدون نگاه‌داشتن ریل دستی روی تردمیل راه رفتند. بعد از آشنایی آزمودنی‌ها با راه رفتن روی تردمیل، ۱۰ گام متوالی از اندام موردنظر انتخاب و زوایای موردنظر در صفحه فرونتال و ساجیتال و همچنین در فاز مید استنس راه رفتن، مورد بررسی قرار گرفت. برای هر آزمودنی دو آزمایش با مدت زمان ۲۰ ثانیه و استراحت ۶۰ ثانیه بین دو آزمایش انجام شد. پارامترها در طی فواصل اندازه‌گیری

از آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری برای بررسی تعامل زمان گروه، از آنالیز واریانس یک‌طرفه، از آزمون تعقیبی بونفرونی برای بررسی تغییرات بین گروهی و همچنین از آزمون تی زوجی برای بررسی تغییرات درون گروهی در سطح معناداری  $P \leq 0/05$  استفاده شد. برای انجام تمام محاسبات از نرم‌افزار آماری SPSS، ورژن ۲۱ استفاده شد. اندازه اثر نیز به روش دی کوهن محاسبه گردید.

### یافته‌های تحقیق

لازم به ذکر است که تعداد کل آزمودنی‌ها ۴۵ نفر بود که یک نفر از گروه تجربی ۱ (تمرینات شاخص بالا) و یک نفر از گروه تجربی ۲ (تمرینات شاخص پایین) به دلیل عدم تکمیل جلسات تمرینی، از مطالعه حذف شدند. با توجه به نتایج ارائه‌شده در جدول یک، بین آزمودنی‌های سه گروه در شاخص‌های دموگرافیک اختلاف آماری قابل توجهی مشاهده نشد.

بر اساس مطالعات سلکوویتس و همکاران<sup>(۲۰)</sup> و فریود و همکاران<sup>(۲۱)</sup> صورت گرفت. این محققین در تحقیقات جداگانه‌ای فعالیت الکتریکی عضلات گلوتهال به تنسور را در حین اجرای تمرینات منتخب مورد بررسی قرار دادند و شاخص نسبت فعالیت الکتریکی عضلات گلوتهال به تنسور را حین تمرینات محاسبه کردند. هدف از انجام این تمرینات، افزایش تقویت و عملکرد مطلوب عضلات گلوتهال می‌باشد که بتواند هم‌زمان میزان فعالیت عضله تنسور فاشیالاتا را کاهش دهد.

### روش تجزیه و تحلیل داده‌ها

در تحقیق حاضر به‌منظور توصیف و شرح اطلاعات به‌دست‌آمده از روش‌های آمار توصیفی شامل جداول، نمودارها، میانگین و انحراف استاندارد استفاده شد. همچنین برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها در پیش‌آزمون هر سه گروه کنترل و مداخله از آزمون شاپیروویلیک استفاده شد. با توجه به نرمال بودن داده‌ها،

جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد شاخص‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها (آزمون ANOVA)

متغیر	گروه تجربی ۱ (n=۱۴)	گروه تجربی ۲ (n=۱۴)	گروه کنترل (n=۱۵)	معناداری
سن، سال	۳۶/۹۲ ± ۵/۳۹	۳۶ ± ۴/۴	۳۷/۱۳ ± ۳/۶	۰/۷۷
وزن، کیلوگرم	۷۱/۰۷ ± ۶/۰۸	۶۹/۱۴ ± ۶/۷	۷۲ ± ۸/۷	۰/۵۶
قد، سانتی‌متر	۱۶۵/۳۵ ± ۴/۴۴	۱۶۵/۴۲ ± ۴/۹۷	۱۶۸/۰۶ ± ۴/۷۲	۰/۲۲
شاخص توده‌ی بدنی، کیلوگرم/مترمربع	۲۶/۱۲ ± ۳/۰۴	۲۵/۴۱ ± ۲/۸۱	۲۵/۵۳ ± ۲/۳	۰/۱۴

نتایج آزمون شاپیروویلیک بیانگر نرمال بودن داده‌ها و همچنین نتایج آزمون لون بیانگر برقراری همگنی واریانس بود.

میزان درد ( $F=52/23, P=0/001$ ) معنادار می‌باشد. نتایج نشان داد که تغییرات درون‌گروهی میزان درد (تفاوت بین پیش و پس‌آزمون) در گروه‌های تجربی ۱ (با اندازه اثر  $0/91$ ) و ۲ (با اندازه اثر  $0/86$ ) و کنترل (با اندازه اثر  $0/36$ )

بررسی تأثیر تمرینات توان‌بخشی با شاخص گلوئتال به تنسور بالا و پایین بر میزان درد  
نتایج آزمون آنالیز واریانس با تصحیح گرین‌هاوس گیزر بیان‌گر آن بود که اثر تعاملی زمان بر گروه در متغیر

کاهش معناداری داشته است ( $P<0/05$ ) (جدول ۲).

جدول ۲: مقایسه میانگین نمرات پیش و پس‌آزمون میزان درد در سه گروه

تفاوت‌های بین گروهی (آنالیز واریانس و آزمون تعقیبی)			تغییرات درون‌گروهی		پس‌آزمون	پیش‌آزمون	گروه‌بندی	متغیر
گروه ۳ و ۲	گروه ۳ و ۱	گروه ۱ و ۲	سطح معناداری	t				
			$0/01^*$	۲/۸۲	$5/86 \pm 1/06$	$6/33 \pm 1/04$	کنترل	
$1/14$ $0/04^*$	$1/23$ $0/03^*$	$3/88$ $0/001^*$	$0/001^*$	۱۱/۵۳	$2/64 \pm 0/84$	$6/35 \pm 1/21$	تجربی ۱	نمرات درد، بازه ۰ تا ۱۰
			$0/001^*$	۹/۹۳	$4/28 \pm 1/48$	$5/85 \pm 1/29$	تجربی ۲	

نتایج آزمون آنالیز واریانس با تصحیح گرین‌هاوس گیزر بیان‌گر آن بود که اثر تعاملی زمان بر گروه در متغیرهای دامنه حرکتی معنادار می‌باشد. همچنین نتایج آزمون تحلیل واریانس یک‌راهه بیانگر وجود تفاوت بین گروه‌ها در تمام متغیرهای دامنه حرکتی می‌باشد. نتایج نشان داد که تغییرات درون‌گروهی تمام متغیرهای دامنه حرکتی (تفاوت بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون) در گروه تجربی ۱ و گروه تجربی ۲ معنادار بوده است اما در گروه کنترل معنادار نبود ( $P<0/05$ )، اما در متغیر اکستنشن زانو تغییرات درون‌گروهی (تفاوت بین پیش و پس‌آزمون) در گروه تجربی ۱ معنادار بوده و در گروه تجربی ۲ و کنترل معنادار نبود (جدول ۳).

۱=گروه کنترل / تجربی ۱=گروه تمرینات شاخص بالا / ۳ تجربی ۲=گروه تمرینات شاخص پایین  
\* سطح معناداری  $P<0/05$  در نظر گرفته شده است.

نتایج آزمون تحلیل واریانس یک‌راهه بیانگر وجود تفاوت بین گروه‌ها می‌باشد ( $F=8/06, P=0/001$ )؛ با توجه به نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی تمرینات توان‌بخشی با شاخص گلوئتال به تنسور بالا و پایین هر دو بر میزان درد زنان دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی، تأثیر معناداری داشته است ( $P<0/05$ ) و برتری با گروه شاخص بالا می‌باشد.

بررسی تأثیر تمرینات توان‌بخشی با شاخص گلوئتال به تنسور بالا و پایین بر دامنه حرکتی



جدول ۳: مقایسه میانگین نمرات پیش‌آزمون و پس‌آزمون متغیرهای دامنه حرکتی در سه گروه

تفاوت‌های بین گروهی (آنالیز واریانس و آزمون تعقیبی)			تغییرات درون‌گروهی		پس‌آزمون	پیش‌آزمون	گروه‌بندی	متغیر
گروه ۳ و ۲	گروه ۳ و ۱	گروه ۲ و ۱	t	سطح معناداری				
			۲/۸۲	۰/۰۱°	۲۶/۴۶ ± ۳/۷	۲۶/۴ ± ۴/۳	کنترل	
۰/۴۶	۰/۷۷	۱/۱	۱۱/۵۳	۰/۰۰۱°	۳۰/۹۲ ± ۴/۳۹	۲۶/۲۸ ± ۳/۵۳	تجربی ۱	ابداکشن پای راست، درجه ۰-۴۵
۰/۰۴°	۰/۱۵	۰/۰۰۸°	۹/۹۳	۰/۰۰۱°	۲۹/۱۴ ± ۳/۲	۲۷/۹۲ ± ۲/۹۲	تجربی ۲	
			۲/۸۲	۰/۸۵	۲۷/۸ ± ۳/۰۷	۲۷/۹۳ ± ۴/۱۴	کنترل	
۰/۷۱	۰/۲۹	۱/۰۶	۱۱/۵۳	۰/۰۰۱°	۳۲ ± ۴/۷	۲۸/۰۷ ± ۴/۱۴	تجربی ۱	ابداکشن پای چپ، درجه ۰-۴۵
۰/۰۳°	۰/۷۵	۰/۰۰۱°	۹/۹۰۹۳	۰/۰۰۴°	۲۸/۸۵ ± ۴/۰۷	۲۷/۵۷ ± ۴/۳۹	تجربی ۲	
			۲/۸۲	۰/۷۶	۲۱/۸ ± ۲/۲۷	۲۱/۵۳ ± ۲/۸۷	کنترل	
۱/۶۱	۰/۳۱	۲/۰۹	۱۱/۵۳	۰/۰۰۱°	۲۶/۷۱ ± ۲/۴۳	۲۲/۹۲ ± ۴/۰۲	تجربی ۱	اداکشن پای راست، درجه ۰-۲۵
۰/۰۰۱°	۰/۶۷	۰/۰۰۱°	۹/۹۰۹۳	۰/۰۲°	۲۲/۵۷ ± ۲/۶۸	۲۰/۷۱ ± ۳/۴۷	تجربی ۲	
			۰/۷۷	۰/۴۵	۲۲/۰۶ ± ۲/۶۳	۲۱/۸ ± ۳/۱۲	کنترل	
۰/۸۵	۰/۵	۱/۵۳	۴/۲۸	۰/۰۰۱°	۲۶/۲۱ ± ۲/۷۷	۲۲/۵ ± ۳/۲	تجربی ۱	اداکشن پای چپ، درجه ۰-۲۵
۰/۰۴°	۰/۳۶	۰/۰۰۱°	۳/۹۷	۰/۰۰۲°	۲۳/۵۷ ± ۳/۳۶	۲۲/۱۴ ± ۳/۹۱	تجربی ۲	
			۰/۸۸	۰/۳۸	۹۷/۴ ± ۹/۰۳	۹۷/۶ ± ۱۰/۱۵	کنترل	
۰/۹۳	۰/۳	۱/۲۷	۷/۸۳	۰/۰۰۱°	۱۰۹/۱۴ ± ۸/۰۳	۹۷/۵ ± ۱۲/۴۳	تجربی ۱	فلکشن ران پای راست، درجه ۰-۱۲۰
۰/۰۴°	۰/۶۳	۰/۰۰۴°	۵/۷	۰/۰۰۱°	۱۰۰/۵ ± ۱۰/۳۴	۹۸ ± ۹/۶۶	تجربی ۲	
			۰/۳۴	۰/۷۳	۱۰۰/۴ ± ۶/۲۵	۱۰۰/۳۳ ± ۷/۷۲	کنترل	
۰/۸۸	۰/۲۶	۱/۲۱	۴/۹۲	۰/۰۰۱°	۱۱۰/۴۲ ± ۹/۹۵	۱۰۰/۵۷ ± ۱۳/۳۴	تجربی ۱	فلکشن ران پای چپ، درجه ۰-۱۲۰ تا ۱۳۰
۰/۰۳°	۰/۸	۰/۰۰۷°	۴/۶۱	۰/۰۰۱°	۱۰۲/۳۵ ± ۸/۲	۹۹/۹۲ ± ۹/۲۱	تجربی ۲	

تفاوت‌های بین گروهی (آنالیز واریانس و آزمون تعقیبی)			تغییرات درون گروهی		پس آزمون	پیش آزمون	گروه‌بندی	متغیر
گروه ۳ و ۲	گروه ۳ و ۱	گروه ۲ و ۱	سطح معناداری	t				
			۰/۸۹	۰/۱۴	۹/۶ ± ۱/۹۹	۹/۴ ± ۲/۶۱	کنترل	
۱/۲۳ ۰/۰۰۴°	۰/۲۴ ۰/۷۹	۱/۵۷ ۰/۰۰۱°	۰/۰۰۱°	۶/۰۹	۱۳/۰۷ ± ۲/۴	۹/۲۱ ± ۳/۳۳	تجربی ۱	اکستنشن ران پای راست، ۲۰ تا ۱۵-درجه
			۰/۰۰۱°	۴/۵۶	۱۰/۱۴ ± ۲/۳۴	۹/۱۴ ± ۲/۵	تجربی ۲	
			۰/۳۸	۰/۸۹	۹/۳۳ ± ۱/۷۹	۹/۶۶ ± ۲/۶	کنترل	
۰/۵۲ ۰/۰۳°	۰/۶۱ ۰/۲۴	۱/۲۸ ۰/۰۰۸°	۰/۰۰۱°	۸/۰۵	۱۱/۸۵ ± ۲/۱۴	۷/۶۴ ± ۲/۱۳	تجربی ۱	اکستنشن ران پای چپ، ۲۰ تا ۱۵-درجه
			۰/۰۴°	۲/۲۴	۱۰/۶۴ ± ۲/۴۶	۹ ± ۲/۳۸	تجربی ۲	
			۰/۳۳	۱	۲۶/۶ ± ۴/۴۸	۲۵/۰۶ ± ۴/۷۷	کنترل	
۱/۲۷ ۰/۰۱°	۰/۱۷ ۰/۷۹	۱/۲۱ ۰/۰۰۴°	۰/۰۰۱°	۹/۴۲	۳۱/۱۴ ± ۲/۶۸	۲۳ ± ۳/۳	تجربی ۱	چرخش داخلی ران پای راست، ۴۵-۰ درجه
			۰/۰۰۱°	۱۲/۳۶	۲۷/۲۸ ± ۳/۳۳	۲۵/۳۵ ± ۳/۰۵	تجربی ۲	
			۰/۰۶	۱/۹۸	۲۶/۶ ± ۳/۶۸	۲۶/۷۳ ± ۴/۵۲	کنترل	
۱/۰۸ ۰/۰۱°	۰/۳۶ ۰/۶۷	۱/۳۴ ۰/۰۰۱°	۰/۰۰۱°	۷/۸۹	۳۲/۴۲ ± ۴/۹۵	۲۹/۵۷ ± ۴/۰۱	تجربی ۱	چرخش داخلی ران پای چپ، ۴۵-۰ درجه
			۰/۰۰۱°	۶/۳۲	۲۷/۸۵ ± ۳/۲۳	۲۵/۸۵ ± ۳/۰۸	تجربی ۲	
			۰/۶۹	۰/۳۹	۳۵/۴۶ ± ۴/۷	۳۵/۴ ± ۵/۰۸	کنترل	
۰/۷۸ ۰/۰۴°	۰/۰۸ ۰/۹	۰/۹ ۰/۰۱°	۰/۰۱°	۲/۷۶	۳۸/۸۵ ± ۲/۲۸	۳۲/۷۸ ± ۴/۷۷	تجربی ۱	چرخش خارجی ران پای راست، ۴۵-۰ درجه
			۰/۰۰۳°	۳/۶۷	۳۵/۸۵ ± ۴/۹۱	۳۴ ± ۵/۳۷	تجربی ۲	
			۰/۷۵	۰/۳۲	۳۳/۶۶ ± ۴/۴۸	۳۴/۱۳ ± ۴/۹۶	کنترل	
۱/۸۹ ۰/۰۰۱°	۰/۰۵ ۰/۹۸	۱/۹۱ ۰/۰۰۱°	۰/۰۰۱°	۶/۴۱	۴۰/۱۴ ± ۱/۵۱	۳۱/۸۵ ± ۵/۸۱	تجربی ۱	چرخش خارجی ران پای چپ، ۴۵-۰ درجه
			۰/۰۰۶°	۳/۲۹	۳۳/۴۲ ± ۴/۸۶	۳۱/۸۵ ± ۵/۸۱	تجربی ۲	

تفاوت‌های بین گروهی (آنالیز واریانس و آزمون تعقیبی)			تغییرات درون گروهی		پس آزمون	پیش آزمون	گروه‌بندی	متغیر
گروه ۳ و ۲	گروه ۳ و ۱	گروه ۲ و ۱	سطح معناداری	t				
			۰/۲۲	۱/۲۸	۱۲۵/۰۶ ± ۹/۰۱	۱۲۵/۲ ± ۹/۵۴	کنترل	
۰/۵۳	۰/۸۵	۱/۳۵	۰/۰۰۱*	۶/۸۲	۱۳۴/۶۴ ± ۴/۱	۱۲۵/۲۸ ± ۶/۸	تجربی ۱	فلکشن زانو پای راست، ۰-۱۳۵ درجه
۰/۰۳*	۰/۵۲	۰/۰۰۲*	۰/۰۰۳*	۳/۶۶	۱۳۱/۷۸ ± ۶/۳۸	۱۳۰/۰۱ ± ۷/۴۲	تجربی ۲	
			۰/۶۳	۰/۴۸	۱۲۸/۲۶ ± ۵/۹۲	۱۲۸/۳۳ ± ۶/۳۳	کنترل	
۱/۰۴	۰/۳۶	۱/۵۸	۰/۰۰۱*	۷/۱۱	۱۳۵/۷۱ ± ۲/۸۴	۱۲۷/۶۴ ± ۷/۳۲	تجربی ۱	فلکشن زانو پای چپ، ۰-۱۳۵ درجه
۰/۰۳*	۰/۵	۰/۰۰۲*	۰/۰۰۳*	۳/۶۱	۱۳۰/۵ ± ۶/۴۴	۱۲۹ ± ۷/۱۳	تجربی ۲	
			۰/۷۹	۰/۲۶	۲/۴ ± ۰/۹۸	۲/۴ ± ۰/۹۸	کنترل	
۰/۵۲	۰/۰۵	۰/۲	۰/۰۰۱*	۴/۶۳	۲/۴۲ ± ۰/۸۵	۲/۵۷ ± ۰/۹۳	تجربی ۱	اکستنشن زانو پای راست، ۰-۱۳۵ درجه
۰/۰۰۱*	۰/۲۱	۰/۰۰۵*	۰/۰۰۲*	۳/۸۵	۲/۹۲ ± ۰/۹۱	۳ ± ۰/۸۷	تجربی ۲	
			۰/۹۹	۱	۲/۴ ± ۰/۹۸	۲/۴ ± ۰/۹۸	کنترل	
۰/۷۳	۰/۴۸	۰/۲	۰/۰۰۱*	۴/۰۵	۲/۲۱ ± ۰/۸۹	۲/۴۲ ± ۰/۸۵	تجربی ۱	اکستنشن زانو پای چپ، ۰-۱۳۵ درجه
۰/۰۰۱*	۰/۲۲	۰/۰۰۵*	۰/۳۳	۱/۰۱	۲/۸۵ ± ۰/۸۶	۳/۰۱ ± ۰/۸۷	تجربی ۲	

۱=گروه کنترل / تجربی ۱=گروه تمرینات شاخص بالا / ۳= تجربی ۲=گروه تمرینات شاخص پایین

\* سطح معناداری  $P < 0.05$  در نظر گرفته شده است. ۱=گروه کنترل / تجربی ۱=گروه تمرینات شاخص بالا / ۳= تجربی ۲=گروه تمرینات شاخص پایین

دوبعدی راه رفتن معنادار می‌باشد. همچنین نتایج آزمون تحلیل واریانس یک‌راهه بیانگر وجود تفاوت بین گروه‌ها در تمام متغیرهای دامنه حرکتی می‌باشد. نتایج نشان داد که تغییرات درون گروهی تمام متغیرهای کینماتیک (تفاوت بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون) در گروه تجربی ۱ و گروه تجربی ۲ معنادار بوده است اما در گروه کنترل معنادار نبود ( $P < 0.05$ ); اما در متغیرهای آبداکشن ران و عرض گام تغییرات درون گروهی (تفاوت بین پیش و پس‌آزمون) در گروه تجربی ۱ معنادار بوده و در گروه تجربی ۲ و کنترل معنادار نبود (جدول ۴).

با توجه به نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی تمرینات توان بخشی با شاخص گلوئوتال به تنسور بالا و پایین هر دو بر میزان متغیرهای دامنه حرکتی زنان دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی تأثیر معناداری داشته است ( $P < 0.05$ ) اما برتری با گروه تمرینات توان بخشی شاخص گلوئوتال به تنسور بالا می‌باشد. بررسی تأثیر تمرینات توان بخشی با شاخص گلوئوتال به تنسور بالا و پایین بر کینماتیک دوبعدی راه رفتن نتایج آزمون آنالیز واریانس با تصحیح گرین‌هاوس گیزر بیانگر آن بود که اثر تعاملی زمان بر گروه در متغیرهای کینماتیک

جدول ۴: مقایسه میانگین نمرات پیش‌آزمون و پس‌آزمون متغیرهای کینماتیک در سه گروه

تفاوت‌های بین گروهی (آنالیز واریانس و آزمون تعقیبی)			تغییرات درون گروهی		پس‌آزمون	پیش‌آزمون	گروه‌بندی	متغیر
گروه ۳ و ۲	گروه ۳ و ۱	گروه ۲ و ۱	t	سطح معناداری				
			۰/۵۸	۰/۵۶	۵/۹۳ ± ۱/۶۳	۶ ± ۱/۶	کنترل	
۱/۷۱	۰/۰۴	۱/۷۵	۰/۰۰۱*	۴/۸۳	۳ ± ۱/۷۱	۶/۲۸ ± ۱/۶۳	تجربی ۱	افتادگی لگن
۰/۰۰۱*	۰/۹۹	۰/۰۰۱*	۰/۰۰۸*	۳/۱۲	۵/۸۵ ± ۱/۶۱	۶/۲۸ ± ۱/۷۷	تجربی ۲	
			۰/۶۷	۰/۴۳	۱/۸۶ ± ۰/۸۹	۱/۹ ± ۰/۹۶	کنترل	
۱/۴۶	۰/۰۱	۱/۴۷	۰/۰۰۱*	۶/۱۸	۰/۸۲ ± ۰/۴۲	۲/۳۵ ± ۰/۹۴	تجربی ۱	آبداکشن ران
۰/۰۰۳*	۰/۹۹	۰/۰۰۳*	۰/۳۳	۱/۱۲	۱/۸۵ ± ۰/۹	۱/۸۹ ± ۰/۹۲	تجربی ۲	
			۰/۰۰۹*	۳/۰۵	۲/۰۸ ± ۲/۸۲	۲/۰۶ ± ۳/۰۶	کنترل	
۰/۷۷	۰/۵۳	۱/۳۸	۰/۰۰۱*	۶/۸۱	۲۵/۵ ± ۳/۵۴	۲۰/۴۲ ± ۳/۹۵	تجربی ۱	فلکشن ران
۰/۰۴*	۰/۳۲	۰/۰۰۲*	۰/۰۰۱*	۴/۶۶	۲۲/۷۸ ± ۳/۵۱	۲۱/۵۷ ± ۳/۹۳	تجربی ۲	
			۰/۱	۱/۷۴	۱۸/۴ ± ۳/۱۵	۱۸/۱۳ ± ۳/۴۶	کنترل	
۰/۸۳	۰/۶۲	۱/۵	۰/۰۰۱*	۵/۴۶	۲۳/۵ ± ۳/۶۱	۲۰/۷۸ ± ۴/۷۷	تجربی ۱	فلکشن زانو
۰/۰۴*	۰/۲۳	۰/۰۰۱*	۰/۰۰۱*	۴/۰۲	۲۰/۵ ± ۳/۵۴	۱۹/۴۲ ± ۳/۸۷	تجربی ۲	
			۰/۱	۰/۸۹	۹/۲۶ ± ۲/۵۴	۹/۴۶ ± ۳/۰۶	کنترل	
۰/۵۲	۰/۱۲	۰/۶	۰/۰۰۱*	۴/۱۶	۸/۵ ± ۲/۴	۹/۴۲ ± ۲/۷۶	تجربی ۱	آبداکشن زانو
۰/۰۴*	۰/۲۳	۰/۰۱*	۰/۰۰۳*	۳/۶	۸/۰۷ ± ۲/۰۹	۸/۵۷ ± ۲/۲	تجربی ۲	
			۰/۰۸	۱/۸۲	۱۰/۲/۶ ± ۶/۴۶	۱۰/۲/۱۳ ± ۷/۱۸	کنترل	
۱/۲۲	۰/۱۴	۱/۲۱	۰/۰۰۱*	۹/۶۳	۱۱۰/۲۸ ± ۶/۱۳	۱۰۰/۱۴ ± ۷/۹۸	تجربی ۱	طول گام
۰/۰۰۴*	۰/۹۱	۰/۰۱*	۰/۰۴*	۲/۱۲	۱۰۱/۵۷ ± ۷/۵۹	۱۰۰/۲۸ ± ۷/۶۴	تجربی ۲	
			۰/۲۱	۱/۲۹	۱۹/۹۳ ± ۲/۷۸	۱۹/۶۶ ± ۲/۹۴	کنترل	
۱/۱	۰/۰۳	۱/۰۵	۰/۰۰۱*	۴/۷	۲۲/۶۴ ± ۲/۳۴	۱۹/۰۱ ± ۳/۲۳	تجربی ۱	عرض گام
۰/۰۰۲*	۰/۹۹	۰/۰۱*	۰/۲۶	۱/۱۷	۲۰/۰۱ ± ۲/۴۴	۱۹/۷۱ ± ۲/۹۴	تجربی ۲	

۱=گروه کنترل / تجربی ۱=گروه تمرینات شاخص بالا / ۳ تجربی ۲=گروه تمرینات شاخص پایین

\* سطح معناداری  $P < 0.05$  در نظر گرفته شده است. ۱=گروه کنترل / تجربی ۱=گروه تمرینات شاخص بالا / ۳ تجربی ۲=گروه تمرینات شاخص پایین

کمردرد، با شدت درد و تخریب عملکرد فیزیکی در ارتباط است<sup>(۳۵، ۳۶)</sup>. با توجه به اینکه آستانه درد در این افراد نسبت به افراد سالم پایین تر است، پانگمالی و همکاران (۲۰۱۷) در مطالعه‌ای به این نتیجه رسیدند که تمرینات ثبات مرکزی تأثیر معناداری در افزایش آستانه درد افراد مبتلا به کمردرد دارد<sup>(۳۷)</sup>. تمرینات به کار گرفته شده در پژوهش حاضر علاوه بر عضلات گلوئئال، عضلات ثبات دهنده مرکزی از قبیل مولتی فیدوس، عرضی شکمی، راست شکمی، مربع کمری و عضلات عمقی ستون فقرات را نیز تقویت می‌کند. تنها تفاوت دو پروتکل تمرینی، تفاوت موجود در فعال‌سازی عضلات گلوئئال می‌باشد. ثبات ستون فقرات حاصل تعامل دستگاه عصبی-عضلانی، سیستم کنترل غیرفعال (لیگامنت‌ها و استخوان‌ها) و سیستم کنترل فعال (عضلات) است. توانایی ستون فقرات نه تنها به قدرت عضلات، بلکه به ورودی حسی مناسب وابسته است که سیستم عصبی را از برهم‌کنش بین بدن و محیط آگاه می‌سازد و با ایجاد بازخورد به اصلاح حرکت کمک می‌کند؛ بنابراین یک برنامه ثباتی کامل، اجزای حسی و حرکتی در ارتباط این سیستم‌ها را برای ثبات ستون فقرات در نظر می‌گیرد<sup>(۳۸)</sup>. یکی از مهم‌ترین اختلالاتی که پس از کمردرد مزمن غیراختصاصی برای بیماران به وجود می‌آید، کاهش دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی متعاقب کوتاهی عضلات اطراف مفاصل می‌باشد. دلیل این کوتاهی گارد عضلانی است که در ادامه آسیب به ساختارهای اطراف کمر رخ می‌دهد. وجود درد، خود باعث ایجاد گارد عضلانی در عضلات اطراف کمر، به صورت خودکار می‌شود<sup>(۳۹)</sup>.

محققان رابطه معنی‌داری را بین کاهش دامنه حرکتی مفصل ران و کمردرد نشان داده‌اند. کمردرد مزمن منجر به اختلال عملکرد لگن می‌شود و در عضلات اطراف مفصل ران تنش ایجاد می‌کند<sup>(۴۰)</sup>. محققان گزارش کرده‌اند محدودیت دامنه حرکت ران با تحرک بیش‌ازحد و حرکات تکراری در ناحیه کمر جبران می‌شود<sup>(۴۱)</sup>. همچنین سپهرمن توصیه کرد به دلیل ویژگی‌های مفصل ران و نزدیک بودن به ناحیه لومبوسلویک عملکرد مفصل ران و کمردرد باهم در

با توجه به نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی تمرینات توان‌بخشی با شاخص گلوئئال به تنسور بالا و پایین هر دو بر بهبود متغیرهای کینماتیک دوبعدی راه رفتن زنان دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی تأثیر معناداری داشته است ( $P < 0/05$ ) اما برتری با گروه تمرینات توان‌بخشی شاخص گلوئئال به تنسور بالا می‌باشد.

### بحث

هدف مطالعه حاضر مقایسه تأثیر تمرینات اصلاحی با شاخص گلوئئال به تنسور بالا و پایین ۵۰ بر درد، دامنه حرکتی و کینماتیک دوبعدی راه رفتن در زنان دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی بود. بر همین اساس دو برنامه تمرین درمانی منتخب برای دو گروه تجربی در نظر گرفته شد. بر همین اساس دو برنامه تمرین درمانی منتخب برای دو گروه تجربی در نظر گرفته شد. این برنامه هشت‌هفته‌ای به منظور تقویت و افزایش فعالیت عضلات گلوئئال و کاهش فعالیت عضله تنسور فاشیالاتا اجرا شد. این پروتکل تمرینی قدرت عضلات مربوطه و دامنه حرکتی مفصل ران را افزایش داده و موجب بهبود کینماتیک راه رفتن در سرعت دلخواه شده و در نهایت منجر به کاهش درد کمر شد. نتایج تحقیق حاضر تغییرات معناداری را در هر دو گروه مداخله‌ای تمرینات با شاخص گلوئئال به تنسور بالا و پایین نشان داد؛ اما تمرینات با شاخص گلوئئال به تنسور بالا تأثیر بیشتری نسبت به تمرینات با شاخص پایین داشته است. افزایش قدرت و هماهنگی عضلات گلوئئال، نقش کلیدی در حفظ ثبات ستون فقرات دارد و بازآموزی و تسهیل آن، اولین گام در بهبود کمردرد محسوب می‌گردد<sup>(۳۳)</sup>. ضعف عضلات اطراف ستون فقرات نقش مهمی در کمردرد دارد. ضعف این عضلات (سطحی و عمقی) منجر به کاهش حمایت ساختارهای فعال در برابر بار اضافی می‌شود که این امر فشار زیادی بر ساختارهای غیرفعال می‌آورد که در نهایت باعث تخریب ساختارهای حساس به درد و نهایتاً موجب درد می‌گردد<sup>(۳۴)</sup>. در مطالعات پیشین گزارش شده است که پایین آمدن سطح آستانه درد بیماران مبتلا به

ارتباط هستند.

گوت چالک و همکاران (۱۹۸۹) گزارش کردند در صورت کوتاهی تنسور فاشیالاتا مفصل لگن به صورت داخلی چرخانده می شود که منجر چرخش لگن و چرخش بیش از حد داخلی مفصل ران باعث تراز غیرطبیعی ستون فقرات کمری و مفصل ران شده که منجر به درد در ناحیه کمر و لگن می شود. چرخش نامتقارن مفصل ران نیز با کمردرد مزمن مرتبط است<sup>(۱۵)</sup>. کاهش حرکت مفصل ران می تواند منجر به افزایش نیروهای مکانیکی در ستون فقرات کمر شده و به کمردرد کمک کند. چرخش داخلی لگن که به طور قابل توجهی کمتر از چرخش خارجی می باشد که در افراد مبتلا به کمردرد مشاهده شده است<sup>(۴۳)</sup>. وقتی افراد در حین راه رفتن از مفصل ران مناسب برخوردار نباشند، می توانند آن را از طریق ساز و کارهایی مانند شیب بیش از حد قدامی لگن با افزایش لوردوز کمر، جبران کنند. این جبران می تواند به طور بالقوه منجر به استفاده بیش از حد، خستگی و تغییر الگوهای فعال سازی حرکتی در ناحیه کمر و ناحیه ران شود. کاهش حرکت نرمال لومبوسالوندیک ممکن است منجر به جبران کمبود انرژی و فشار کششی الاستیک در ساختارهای دیگر شود که به طور معمول با کشش ناحیه قدامی مفصل ران در مرحله استنس راه رفتن اتفاق می افتد. عدم کشش منفعل ممکن است منجر به نیاز بیش از حد به عوامل انقباضی به روشی شود که از نظر انرژی کارآمد نباشد<sup>(۴۳)</sup>.

همان طور که بیان شد میزان درد افراد پس از اجرای تمرینات شاخص گلوئتال به تنسور بالا و پایین به طور معناداری کاهش یافت. تمرینات به کار گرفته شده در پژوهش حاضر، احتمالاً باعث توسعه کنترل حسی حرکتی عضلات تنه و عضلات مرکزی تنه شده است. با توسعه ثبات تنه، نیروهای اضافی آسیب رسان به ستون فقرات کاهش یافته و موجب کاهش درد می شود<sup>(۱۶)</sup>. بعلاوه آگاهی از راستای طبیعی ستون فقرات و تقویت عضلات پوسچرال عمقی که این راستا را حمایت می کنند، فشارهای زیان آور نگه دارنده های غیرفعال ستون فقرات را کاهش

می دهد. به نظر می رسد که با این تمرینات عدم تقارن پوسچرال اصلاح می شود. در نتیجه تخریب ناشی از فشارهای ناهمسان روی مفاصل و دیسک های بین مهره های کاهش خواهد یافت. این روش تمرینی باعث کاهش فشار شدید به بدن، افزایش سلامت عمومی و به کارگیری تمرکز مناسب و کار آیی عضلات به هنگام فعالیت های عادی روزمره شده و فشار به ستون فقرات را کاهش می دهد. در نتیجه این نوع تمرینات باعث کاهش میزان کمردرد می شوند. کاهش درد به طور ثانویه موجب افزایش دامنه حرکتی در تمامی صفحات حرکتی می شود<sup>(۴۴)</sup>.

ضعف عضلانی یا عدم تعادل عضلانی آبداکتورها و روتیتورها های مفصل ران، به خصوص گلوئتال ماگزیموس و مدیوس که منجر به نقص در کینماتیک اندام تحتانی می شود، در تعدادی از شرایط ناتوان کننده و دردناک کمر، ران و زانو مشاهده شده است<sup>(۴۵-۴۷)</sup>. گروه عضلانی آبداکتورها های هیپ، گلوئتوس مدیوس، گلوئتوس مینیموس و تنسور فاشیالاتا نقش بسزایی در تثبیت لگن در طی راه رفتن برای حفظ سطح لگن دوطرفه در هنگام ایستادن یک پا دارند<sup>(۴۸، ۴۹)</sup>. گلوئتوس مدیوس به عنوان یک دور کننده قوی و چرخاننده داخلی ران، در طی راه رفتن در مرحله استنس از افتادگی لگن مقابل جلوگیری می کند. عملکرد گلوئتوس مینیموس شبیه به فعالیت گلوئتوس مدیوس است و در شرایط فیزیولوژیکی شیب لگن را در طی راه رفتن و در مرحله استنس کنترل می کنند<sup>(۱۵)</sup>. افزایش شیب لگن هنگام راه رفتن به دنبال ضعف عضلات گلوئتال و افزایش فعالیت تنسور فاشیالاتا، علامت ترندلنبرگ را ایجاد می کند<sup>(۵۰)</sup>. در آزمون ترندلنبرگ دلیل افتادگی لگن به این علت است که ضعف گلوئتوس مدیوس نمی تواند سر استخوان ران را در استابلوم ثابت نگه دارد و قرارگیری مجرای تنسور فاشیالاتا به آن اجازه نمی دهد که از کج شدن لگن جلوگیری کند زیرا چرخش روی سر استخوان ران ناپایدار اتفاق می افتد<sup>(۱۵، ۵۱)</sup>. انقباض قسمت خلفی مدیوس از آغاز مرحله استنس در اثر ضربه پاشنه می شود و تا پایان چرخه راه رفتن ادامه دارد.

نتایج به دست آمده از این تحقیق را با توجه به شرایط روحی، اجتماعی و نوع کمردرد فرد استفاده کرده و از تأثیر مثبت هر کدام از تمرینات بر افراد دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی سود برد.

#### تقدیر و تشکر

مقاله حاضر برگرفته از پایان نامه کارشناسی ارشد لیلا جهان دیده به راهنمایی دکتر امیر لطافت کار و دکتر رضا خانزاده و مشاوره دکتر فرزاد امیدی کاشانی می باشد. بدین وسیله از تمام افرادی که در انجام تحقیق پیش رو ما را یاری رساندند، تشکر و قدردانی می گردد.

#### تامین مالی

کار تحقیق حاضر برگرفته از پایان نامه دانشجویی می باشد و منبع تامین مالی نداشته است.

همچنین قسمت قدامی مدیوس در مرحله استنس و حمایت دوگانه حداکثر فعالیت خود را نشان می دهد<sup>(۵۲، ۵۳)</sup>. گلوتهوس ماگزیموس سهم زیادی در راه رفتن دارد و عملکرد ناکارآمد آن می تواند بسیاری از جنبه های این چرخه را به خطر بیندازد. عضله در حمایت از اندام تحتانی از طریق نیروی عکس العمل عمودی زمین در مرحله استنس اولیه از صافی پا تا درست بعد از انگشت طرف مقابل کمک می کند<sup>(۴۸)</sup>. علاوه بر این اکستنشن زانو را هنگام ایستادن، به عنوان عضله آنتاگونیست کنترل می کند. همچنین در طی مراحل استنس و نوسان، به اکستنشن مفصل ران کمک می کند و میزان خم شدن مفصل ران را نیز کنترل می کند<sup>(۵۴)</sup>.

رحیمی و همکاران (۲۰۲۰)، در یک تجزیه و تحلیل سه بعدی گزارش کردند، الگوهای حرکتی لگن در افراد با کمردرد مزمن در سه صفحه در مرحله استنس شبیه هم بود. گروه کمردرد در مفصل زانو الگوی خمشی متفاوتی را در صفحه ساژیتال نشان دادند<sup>(۵۵)</sup>. زانو با انعطاف پذیری کمتری در اواخر مرحله استنس حرکت کرد که طبق یافته های مارشال و همکاران ممکن است به دلیل ضعف همسترینگ باشد<sup>(۵۶، ۱۲)</sup>.

#### نتیجه گیری نهایی

با توجه به نتایج به دست آمده از یافته های تحقیق حاضر مبنی بر تأثیر مثبت هشت هفته تمرینات شاخص گلوتهال به تنسور بالا و پایین مورد استفاده در این تحقیق بر روی میزان درد، بهبود دامنه حرکتی و کینماتیک دوبعدی راه رفتن در زنان دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی در گروه های تجربی، می توان استفاده از این تمرینات را در کنار دیگر پروتکل های درمانی مورد استفاده برای افراد دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی مفید دانست. همچنین با توجه به تفاوت معنادار گزارش شده در کاهش درد، بهبود دامنه حرکتی و کینماتیک راه رفتن زنان دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی بین دو گروه تمرینات با شاخص گلوتهال بالا و پایین، می توان عنوان کرد که

## References

1. Sherafat S, Salavati M, Takamjani IE, Akhbari B, Mohammadirad S, Mazaheri M, et al. Intrasession and intersession reliability of postural control in participants with and without nonspecific low back pain using the Biodex Balance System. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*. 2013;36(2):111-8.
2. Bae H-I, Kim D-Y, Sung Y-H. Effects of a static stretch using a load on low back pain patients with shortened tensor fascia lata. *Journal of exercise rehabilitation*. 2017;13(2):227.
3. Hartvigsen J, Hancock MJ, Kongsted A, Louw Q, Ferreira ML, Genevay S, et al. What low back pain is and why we need to pay attention. *The Lancet*. 2018;391(10137):2356-67.
4. Kim D-H, Kim T-H. Comparison of the effects of stability exercise and balance exercise on muscle activity in female patients with chronic low back pain. *Journal of exercise rehabilitation*. 2018;14(6):1053.
5. Ahiwale A, Yeole U, and Tushar Dhawale SSP. Association of gluteus medius strength and disability in patients with chronic low back pain. 2019.
6. Koch C, Hänsel F. Chronic non-specific low back pain and motor control during gait. *Frontiers in psychology*. 2018;9:2236.
7. Elbaz A, Mirovsky Y, Mor A, Enosh S, Debbi E, Segal G, et al. A novel biomechanical device improves gait pattern in patient with chronic nonspecific low back pain. *Spine*. 2009;34(15):E507-E12.
8. Hodges PW, Tucker K. Moving differently in pain: a new theory to explain the adaptation to pain. *Pain*. 2011;152(3):S90-S8.
9. Reiman MP, Bolgla LA, Loudon JK. A literature review of studies evaluating gluteus maximus and gluteus medius activation during rehabilitation exercises. *Physiotherapy theory and practice*. 2012;28(4):257-68.
10. Kendall KD, Schmidt C, Ferber R. The relationship between hip-abductor strength and the magnitude of pelvic drop in patients with low back pain. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2010;19(4):422-35.
11. Farbod H, Abbasi A, Letafatkar A. Comparison of Electrical Activity Ratio in Gluteus Maximus and Gluteus Medius Relative to Tensor Fascia Lata in Participants with Non-Specific Chronic Low Back Pain and Healthy Participants during Selected Rehabilitation Exercises. 2018.
12. Marshall PW, Patel H, Callaghan JP. Gluteus medius strength, endurance, and co-activation in the development of low back pain during prolonged standing. *Human movement science*. 2011;30(1):63-73.
13. Cooper NA, Scavo KM, Strickland KJ, Tipayamongkol N, Nicholson JD, Bewyer DC, et al. Prevalence of gluteus medius weakness in people with chronic low back pain compared to healthy controls. *European Spine Journal*. 2016;25(4):1258-65.
14. Arab AM, Nourbakhsh MR. The relationship between hip abductor muscle strength and iliotibial band tightness in individuals with low back pain. *Chiropractic & osteopathy*. 2010;18(1):1-5.
15. Gottschalk F, Kourosh S, Leveau B. The functional anatomy of tensor fasciae latae and gluteus medius and minimus. *Journal of anatomy*. 1989;166:179.
16. Cho H-y, Kim E-h, Kim J. Effects of the CORE exercise program on pain and active range of motion in patients with chronic low back pain. *Journal of physical therapy science*. 2014;26(8):1237-40.
17. Van Dillen LR, McDonnell MK, Fleming DA, Sahrman SA. Effect of knee and hip position on hip extension range of motion in individuals with and without low back pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2000;30(6):307-16.
18. Roach SM, San Juan JG, Suprak DN, Lyda M, Bies AJ, Boydston CR. Passive hip range of motion is



- reduced in active subjects with chronic low back pain compared to controls. *International journal of sports physical therapy*. 2015;10(1):13.
19. Ahmadi P, Letafatkar A. Comparing the effect of lumbo-pelvic general and selected exercises on pain, movement control and gluteal and tensor fascia lata muscles electromyography in subjects with lumbar movement controlling impairment. *Medical Journal of Tabriz University of Medical Sciences*. 2018;40(3):7-15.
  20. Selkowitz DM, Beneck GJ, Powers CM. Which exercises target the gluteal muscles while minimizing activation of the tensor fascia lata? Electromyographic assessment using fine-wire electrodes. *journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2013;43(2):54-64.
  21. Streicher H, Mätzold F, Hamilton C, Wagner P. Comparison of group motor control training versus individual training for people suffering from back pain. *Journal of bodywork and movement therapies*. 2014;18(3):489-96.
  22. Sokhanguie Y, SadoughiNoorabadi M, SadoughiNoorabadi N, Hatami M. The Effect of a Pilates Program on Chronic Non-Specific Lower Back Pain and Stable Range of Motion in 40 to 60 Year Old Women. *J Adv Med Biomed Res*. 2017;25(108):20-30.
  23. da Fonseca JL, Magini M, de Freitas TH. Laboratory gait analysis in patients with low back pain before and after a Pilates intervention. *Journal of sport rehabilitation*. 2009;18(2):269-82.
  24. Lamoth CJ, Meijer OG, Daffertshofer A, Wuisman PI, Beek PJ. Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control. *European Spine Journal*. 2006;15(1):23-40.
  25. Hefford C. McKenzie classification of mechanical spinal pain: profile of syndromes and directions of preference. *Manual therapy*. 2008;13(1):75-81.
  26. Mok NW, Brauer SG, Hodges PW. Postural recovery following voluntary arm movement is impaired in people with chronic low back pain. *Gait & posture*. 2011;34(1):97-102.
  27. Wand BM, O'Connell NE, Di Pietro F, Bulsara M. Managing chronic nonspecific low back pain with a sensorimotor retraining approach: exploratory multiple-baseline study of 3 participants. *Physical therapy*. 2011;91(4):535-46.
  28. Gutknecht M, Mannig A, Waldvogel A, Wand BM, Luomajoki H. The effect of motor control and tactile acuity training on patients with non-specific low back pain and movement control impairment. *Journal of bodywork and movement therapies*. 2015;19(4):722-31.
  29. Fakhari Z, Javaherian M, Bahramian A. Muscle testing range of motion gate posture. Tehran2019.
  30. Jafarnezhadgero A, Heshmatizadeh S. Lower limb kinematic in low back pain patients with pronated foot before and after a selected training protocol during walking. *Anesthesiology and Pain*. 2019;9(4):89-99.
  31. Dingenen B, Barton C, Janssen T, Benoit A, Malliaras P. Test-retest reliability of two-dimensional video analysis during running. *Physical therapy in Sport*. 2018;33:40-7.
  32. Scheidt S, Hofmann UK, Mittag F. Evaluation of Patients' Posture and Gait Profile After Lumbar Fusion Surgery by Video Rasterstereography and Treadmill Gait Analysis. *JoVE (Journal of Visualized Experiments)*. 2019(145):e59103.
  33. Cholewicki J, Vanvliet Iv JJ. Relative contribution of trunk muscles to the stability of the lumbar spine during isometric exertions. *Clinical biomechanics*. 2002;17(2):99-105.
  34. Cairns MC, Foster NE, Wright C. Randomized controlled trial of specific spinal stabilization exercises and conventional physiotherapy for recurrent low back pain. *Spine*. 2006;31(19):E670-E81.

35. Clauw DJ, Williams D, Lauerman W, Dahlman M, Aslami A, Nachemson AL, et al. Pain sensitivity as a correlate of clinical status in individuals with chronic low back pain. *Spine*. 1999;24(19):2035.
36. Goubert D, Meeus M, Willems T, De Pauw R, Coppieters I, Crombez G, et al. The association between back muscle characteristics and pressure pain sensitivity in low back pain patients. *Scandinavian journal of pain*. 2018;18(2):281-93.
37. Paungmali A, Joseph LH, Sitalertpisan P, Pirunsan U, Uthaikhup S. Lumbopelvic core stabilization exercise and pain modulation among individuals with chronic nonspecific low back pain. *Pain Practice*. 2017;17(8):1008-14.
38. Karimi N, Golpour M, Arab A, Ezzati K, Talimkhani K, Zarvar M. Compact core stabilization exercises on pain and disability in women with chronic non-specific low back pain. *Specific Physical Therapy Journal*. 2011;1(1):35-42.
39. Cho S, Kim S, Cha H, Lee K, Park H, Kang K. The effect of 8 weeks of lumbar stabilization exercise on lumbar strength in premenopausal & postmenopausal women with chronic low back pain. *Journal of sport and leisure studies*. 2012;47(2):803-10.
40. wk Lee S, Kim SY. Comparison of chronic low-back pain patients hip range of motion with lumbar instability. *Journal of physical therapy science*. 2015;27(2):349-51.
41. Van Dillen LR, Bloom NJ, Gombatto SP, Susco TM. Hip rotation range of motion in people with and without low back pain who participate in rotation-related sports. *Physical Therapy in Sport*. 2008;9(2):72-81.
42. Mellin G. Correlations of hip mobility with degree of back pain and lumbar spinal mobility in chronic low-back pain patients. *Spine*. 1988;13(6):668-70.
43. Gracovetsky S, Iacono S. Energy transfers in the spinal engine. *Journal of biomedical engineering*. 1987;9(2):99-114.
44. Barbee Ellison J, Rose SJ, Sahrman SA. Patterns of hip rotation range of motion: a comparison between healthy subjects and patients with low back pain. *Physical therapy*. 1990;70(9):537-41.
45. Bishop BN, Greenstein J, Etnoyer-Slaski JL, Sterling H, Topp R. Electromyographic analysis of gluteus maximus, gluteus medius, and tensor fascia latae during therapeutic exercises with and without elastic resistance. *International journal of sports physical therapy*. 2018;13(4):668.
46. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2010;40(2):42-51.
47. Tanamas S, Hanna FS, Cicuttini FM, Wluka AE, Berry P, Urquhart DM. Does knee malalignment increase the risk of development and progression of knee osteoarthritis? A systematic review. *Arthritis Care & Research: Official Journal of the American College of Rheumatology*. 2009;61(4):459-67.
48. Anderson FC, Pandy MG. Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait & posture*. 2003;17(2):159-69.
49. Flack N, Nicholson H, Woodley S. The anatomy of the hip abductor muscles. *Clinical anatomy*. 2014;27(2):241-53.
50. Grimaldi A. Assessing lateral stability of the hip and pelvis. *Manual therapy*. 2011;16(1):26-32.
51. Jiménez-del-Barrio S, Mingo-Gómez MT, Estébanez-de-Miguel E, Saiz-Cantero E, del-Salvador-Miguélez AI, Ceballos-Laita L. Adaptations in pelvis, hip and knee kinematics during gait and muscle extensibility in low back pain patients: a cross-sectional study. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*. 2020;33(1):49-56.
52. Al-Hayani A. The functional anatomy of hip abductors. *Folia morphologica*. 2009;68(2):98-103.
53. Penney T. Gluteus medius muscle activation in

- chronic low back pain patients during single leg stance: Memorial University of Newfoundland; 2012.
54. Wilson J, Ferris E, Heckler A, Maitland L, Taylor C. A structured review of the role of gluteus maximus in rehabilitation. *New Zealand Journal of Physiotherapy*. 2005;33(3).
55. Rahimi A, Arab AM, Nourbakhsh MR, Hosseini SM, Forghany S. Lower limb kinematics in individuals with chronic low back pain during walking. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2020;51:102404.
56. Mannion A, Caporaso F, Pulkovski N, Sprott H. Spine stabilisation exercises in the treatment of chronic low back pain: a good clinical outcome is not associated with improved abdominal muscle function. *European Spine Journal*. 2012;21(7):1301-10.