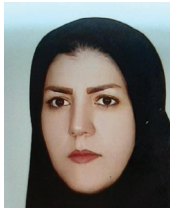
Journal of Anesthesiology and Pain Summer 2021, Vol 13, NO 2



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[*1], Amir letafatkar[2], Reza khanzadeh[1], Farzad Omidi Kashani[3]

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 activition 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, khanzadeh 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

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

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

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

لیلا جهان دیده*[۱]، امیر لطافت‌کار [۲]، رضا خان‌زاده [۱]، فرزاد امیدی کاشانی [۴]

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

تاریخ دریافت: ۱۴۰۰/۹/۵ **تاریخ بازبینی: ۱۴۰۰/۱۱/۱** **تاریخ پذیرش: ۱۴۰۰/۱۱/۷**

چکیده

زمینـه و هـدف: شـاخص گلوتئـال به تنسـور، نسـبت فعالیـت الکتریکی عضلات سـرینی به کشـنده پهن نیام را نشـان می‌دهـد کـه در آن، از فعالیت نرمال شـده الکترومیوگرافی برای عضلات اسـتفاده می‌شـود. نقش عضلات ران در بهبود عملکرد و جلوگیری از آسـیب، همچنین در دوره توان‌بخشـی بعـد از آسـیب در بیمـاران دارای کمـردرد مزمـن غیراختصاصـی موردتوجـه می‌باشـد. هـدف از مطالعـه حاضـر مقایسـه تأثیـر تمرینـات اصلاحـی بـا شـاخص گلوتئـال بـه تنسـور بـالا و پاییـن ۵۰ بر درد، دامنـه حرکتی و کینماتیـک دوبعدی راه رفتـن در زنـان دارای کمردرد مزمـن غیراختصاصی بود.

مـواد و روش‌هـا: ایـن تحقیـق شـامل ۴۵ زن دارای کمـردرد مزمـن غیراختصاصـی بـا دامنـه سـنی بیـن ۳۰ تـا ۴۵ سـال بـود کـه به‌صـورت تصادفـی در یکـی از سـه گـروه کنتـرل و دو گـروه تجربـی (تمرینـات اصلاحـی بـا شـاخص گلوتئـال بـه تنسـور بـالا و پاییـن ۵۰)، هـر گـروه ۱۵ نفر قـرار گرفتند. مداخـلات تمرینـی بـه مـدت هشـت هفتـه تحـت نظـارت محقـق انجـام شـد. در ایـن مطالعـه کـه به‌صـورت پیش‌آزمـون و پس‌آزمـون بـود، از مقیـاس بصـری درد، پرسـش‌نامه رولانـد موریـس، گونیامتـرو دوربیـن فیلم‌بـرداری اسـتفاده شـد.

یافته‌هـا: یافته‌هـا حاکی از آن بود که هر دو مداخله تمرینی (تمرینات اصلاحی با شـاخص گلوتئال به تنسـور بالا و پاییـن ۵۰) باعث کاهش درد، بهبود دامنه حرکتی و کینماتیک راه رفتن شـدند، اما تأثیرگذاری تمرینات شـاخص گلوتئال به تنسـور بالای ۵۰ در بهبودی متغیرهای ذکرشـده بیشـتر بود.

نتیجه‌گیـری: یافته‌هـا نشـانگر کاهـش درد، بهبـود دامنـه حرکتـی و کینماتیـک راه رفتـن زنـان دارای کمـردرد مزمـن غیراختصاصـی در گـروه تمرینـات شـاخص گلوتئـال بـه تنسـور بـالا نسـبت بـه گـروه تمرینـات شـاخص گلوتئـال بـه تنسـور پاییـن بـود؛ بنابرایـن به‌عنـوان یـک درمـان مکمـل اسـتفاده از ایـن تمرینـات در کنـار مداخله‌هـای تمرینـی اثرگـذار دیگـر، بـرای بیمـاران دارای کمـردرد مزمـن غیراختصاصـی توصیه می‌شـود.

واژه‌های کلیدی: کمردرد مزمن غیراختصاصی، فعالسازی عضلانی، کینماتیک دوبعدی

مقدمه

کمـردرد یـک بیمـاری اسـکلتی- عضلانـی اسـت کـه اگـر بیـش از سـه مـاه طـول بکشـد در زندگـی روزمـره مشـکل ایجـاد می‌کنـد[1]. اگرچـه علـت کمـردرد هنـوز به‌روشـنی مشـخص

نویسنده مسئول: کارشناس ارشد حرکات اصلاحی و آسیب شناسی، دانشگاه بین المللی امام رضا(ع)، مشهد، ایران
پست الکترونیک: leila.jahandideh30@gmail.com

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

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[۲]. 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[۳].

هنگامی‌که 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[۴]؛ 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[۵].

در بیماران مبتلابه کمردرد مزمن، تغییرات در سیستم عصبی- عضلانی به دلیل ارتباط بین فعالیت عصبی- عضلانی و پیامدهای بیومکانیکی بر حرکت اثر می‌گذارد. به‌عنوان‌مثال، فعالیت عضلات بالاتر منجر به حرکات کندتر و کاهش دامنه حرکت می‌شود[۶].

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

نقش عضلات ران در بهبود عملکرد و جلوگیری از آسیب و همچنین در دوره توان‌بخشی بعد از آسیب مورد توجه می‌باشد[۹]. به عنوان 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[۱۰]. گلوتئوس ماگزیموس و مدیوس با تحمل و انتقال وزن در مفصل ران، ثبات ساختاری مفصل ران را تأمین می‌کنند و نیز راستای صحیح اندام تحتانی در مفاصل ران و زانو را حفظ می‌کنند[۱۱]. 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[۷]. 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[۸]. مارشال و همکاران[۱۲] و کوپر و همکاران[۱۳] گزارش دادند که مبتلایان به کمردرد مزمن از ضعف عضلات گلوتئال 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[۱۱]. بخش‌های قدامی و میانی عضله گلوتئوس مدیوس دارای کشش عمودی‌تری هستند و به شروع آبداکشن ران کمک می‌کنند و این عمل توسط ایلیوتیبیال باند و تنسور فاشیالاتا، تکمیل می‌شود[۱۴]. 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 اداکشن ران در صفحه عرضی کمک می‌کند به‌طور غیرمعمول، طویل می‌شود[۱۵]؛ بنابراین هرگونه عدم تعادل در عملکرد عضلات این گروه، منجر به ایجاد اختلال در کمر و باعث ایجاد کمردرد در بیماران می‌شود، درنتیجه هنگامی‌که این گروه عضلات تحت تأثیر قرار می‌گیرند، الگوی راه رفتن را تغییر می‌دهند[۵، ۱۶].

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

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

همچنین در افراد دارای اختلالات عصبی، شناخته‌شده است. به همین دلیل، بررسی دقیق بالینی دامنه حرکتی مفصل ران از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است[۱۷].

از طرفی کاهش اکستنشن مفصل ران، به‌عنوان‌مثال به دلیل کوتاه شدن خم کننده‌های ران، ممکن است منجر به نیروی گشتاور خم کننده خارجی در ران شود که می‌تواند منجر به افزایش هزینه متابولیسم درنتیجه عضلات اکستنسور مفصل ران شود که از فروپاشی مفصل ران و زانو در خم شدن کامل جلوگیری می‌کند. ازنظر تئوریک، ممکن است کوتاه شدن خم کننده لگن منجر به افزایش فعال شدن عضلات کمر شود تا تنه را به‌صورت راست و مستقیم در هنگام ایستادن و راه رفتن حفظ کند. درنتیجه فعال شدن بیش‌ازحد اکستنسورهای ستون فقرات کمری ممکن است منجر به خستگی زودهنگام 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[۱۸].

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 درعین‌حال کاهش فعالیت عضلات مخربی مانند کشنده پهن نیام را دربردارند، متمرکز می‌باشد[۱۹]. 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 درواقع معادل باهم انقباضی محاسبه‌شده 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 به‌عنوان وجود تداخل فعالیت کشنده پهن نیام با عضلات سرینی در نظر می‌گیرند.

طبق تحقیقات پیشین نسبت فعالیت عضلات گلوتئال به تنسور فاشیالاتا در تمرینات متعددی موردبررسی قرارگرفته است. به‌عنوان‌مثال فربود و همکاران[۱۱] و سلکوویتس و همکاران[۲۰] در تحقیقات خود به این نکته اشاره‌کرده‌اند که هر چه میزان شاخص گلوتئال بالاتر باشد نشان‌دهنده عملکرد مطلوب عضلات گلوتئال می‌باشد که می‌تواند اثر مخرب تنسور را در حین تمرینات توان‌بخشی کاهش دهد. با این‌حال نتایج متفاوتی از این مطالعات به‌دست‌آمده 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 موردبررسی 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 ازنظر اقتصادی، اجتماعی و روان‌شناختی هم ازنظر هزینه‌های سنگین برای تشخیص و درمان و هم ازنظر زیان‌های اقتصادی که به دلیل غیبت‌های کاری، تغییر شغل و ازکارافتادگی ایجاد می‌کند، انتخاب روش درمانی مناسب و کم‌هزینه که منجر به افزایش توانایی عملکردی فرد شود، بسیار مهم است[۲۱]. هدف مطالعه حاضر مقایسه تأثیر تمرینات اصلاحی با شاخص گلوتئال 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 ۱۴۰۰,۱۱۶۳. 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[۱۱].

معیارهای ورود به تحقیق شامل، افرادی که حداقل در

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

سه ماه گذشته به‌طور تقریباً دائمی کمردرد داشتند[۲۲]، افراد غیر ورزشکاری که طی سال گذشته فعالیت. جدی و منظم ورزشی نداشتند[۱۱] 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[۲۳،۲۴]، سابقه جراحی و وجود سابقه آسیب‌دیدگی در یک تا سه سال گذشته در ناحیه تنه و اندام فوقانی و تحتانی، سابقه شکستگی ستون فقرات[۲۳،۲۵]، بیماری التهابی ستون فقرات[۲۳]، سابقه تومور در کمر[۲۳،۲۵،۲۶]،کمردرد با منشأ غیر مکانیکی، بارداری[۱۹] 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 گلوتئال بالا؛ (n=۱۴) و شاخص گلوتئال پائین؛ (n=۱۴)) و یک گروه کنترل (n=۱۵) 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[۲۷]، از تحقیق حذف شدند. سپس پیش‌آزمون درد، دامنه حرکتی و کینماتیک راه رفتن، از آزمودنی‌ها به‌عمل‌آمده 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) 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 گزارش‌شده است[۱۹،۲۸].

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 درحرکت 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[۲۹].

فاکتورهای کینماتیک حین راه رفتن

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

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

چیدمـــان مارکـــر بـــه شـــیوه (in Gait Plug خـار خاصره قدامی-فوقانـی، خـار خاصـره خلفـی- فوقانـی، بخـش میانـی-خارجـی ران، اپـی کندیـل خارجـی ران، بخـش میانی-خارجـی سـاق، قـوزک خارجـی، پاشـنه و بر روی متاتارسـال دوم و سـوم جهـت ردیابـی مسـیر حرکـت نصـب شـد[۳۰] جهـت ضبـط حـرکات در صفحـه فرونتـال، دوربیـن در ارتفـاع ۱/۰۵ متـر و مسـافت ۲ متـر از تردمیـل طـوری کـه عمـود بـر صفحـه فرونتـال باشـد بـر روی سـه‌پایه قابل‌حمـل قـرار گرفـت و همچنیـن جهـت ضبـط حـرکات در صفحـه سـاجیتال دوربیـن در ارتفـاع ۰/۸۰ متـر و مسـافت ۱/۴۰ متـر از تردمیـل و عمـود بـر صفحـه سـاجیتال بـر روی سـه‌پایه قابل‌حمـل قـرار گرفـت. به‌منظـور بهینه‌سـازی تصویـر بخش‌هـای مختلـف بـدن و بـه حداقـل رسـاندن خطـای آنالیـز ویدئویـی، ایـن فواصـل و موقعیت‌هـا در نظـر گرفتـه شـدند[۳۱]. آزمودنی‌هـا ابتـدا یـک دوره گـرم کـردن دو دقیقـه‌ای جهـت سـازگاری بـا تردمیـل و سـرعت انتخاب‌شـده و همچنیـن رسـیدن بـه یـک سـطح پایـدار راه رفتـن انجـام دادنـد. در ادامـه پـس از یـک ثانیـه ایسـتادن جهـت کالیبراسـیون، آزمودنی‌هـا فعالیـت راه رفتـن بـه مـدت ۲۰ ثانیـه (تقریبـاً ۳۰ گام) بـا سـرعتی کـه خـود فـرد ترجیـح مـی‌داد بـا آن راه بـرود را، انجـام دادنـد تـا اینکـه هریـک از افـراد بـه حداکثـر سـرعت پیـاده‌روی قابل‌تحمـل برسـند. حداکثـر سـرعت راه رفتـن قابل‌تحمـل زمانـی حاصـل می‌شـود کـه فـرد بـه بالاتریـن سـرعت راه رفتـن کـه با آن احسـاس راحتـی در راه رفتـن دارد، رسـیده باشـد. در حیـن افزایـش سـرعت، از آزمودنـی پرسـیده می‌شـد کـه در چـه حالتـی در راه رفتـن احسـاس راحتـی می‌کنـد. همـه آزمودنی‌هـا بـا لبـاس مناسـب، بـدون کفـش و بـدون نگه‌داشـتن ریـل دسـتی روی تردمیـل راه رفتنـد. بعـد از آشـنایی آزمودنی‌هـا بـا راه رفتـن روی تردمیـل، ۱۰ گام متوالـی از انـدام موردنظـر انتخـاب و زوایـای موردنظـر در صفحـه فرونتـال و سـاجیتال و همچنیـن در فـاز میـد اسـتنس راه رفتـن، مـورد بررسـی قـرار گرفـت. بـرای هـر آزمودنـی دو آزمایـش بـا مدت‌زمـان ۲۰ ثانیـه و اسـتراحت ۶۰ ثانیـه بیـن دو آزمایـش انجـام شـد. پارامترهـا در طـی فواصـل اندازه‌گیـری ۲۰ ثانیـه ثبـت شـدند و در هـر سـطح از سـرعت فـرد بـه مدت ۱۰ ثانیـه اطلاعـات مربـوط بـه مرحلـه سـکون، نوسـان، حمایت دوگانـه، طـول و عـرض گام جمـع‌آوری شـد[۳۲] همچنیـن در صفحـه فرونتـال زاویـه افتادگـی لگـن مقابـل، زاویـه آبداکشـن ران، زاویـه اداکشـن ران، زاویـه آبداکشـن زانـو و در صفحـه سـاجیتال زاویـه فلکشـن ران و فلکشـن زانـو موردبررسـی قـرار گرفـت. داده‌هـای ویدئویـی ضبط‌شـده بـا اسـتفاده از بسـته نرم‌افـزاری کینـوا مـورد تجزیه‌وتحلیـل قـرار گرفـت.

پروتکل‌های تمرینی

بعـد از انجـام مراحـل پیش‌آزمـون و آزمودن‌هـای اولیـه، هـر گـروه پروتـکل تمرینـی خـود را دریافـت کردنـد. در ابتـدای هـر جلسـه بـرای آزمودنی‌هـا در هـر سـه گـروه، تمرینـات به‌طـور کامـل توسـط محقـق توضیـح داده می‌شـد. سـپس آزمودنی‌هـا هـر جلسـه را بـا ۱۰ دقیقـه تمرینـات گـرم کـردن شـروع کـرده و بـه مـدت ۳۰ دقیقـه تمرینـات مربوطـه را انجـام دادنـد و درنهایـت بـه مـدت ۵ دقیقـه تمرینـات سـرد کـردن را انجـام دادنـد. تمرینـات در هـر سـه گـروه بـا حضـور آزمونگـر انجـام می‌شـد. هـر سـه گـروه پروتـکل تمرینـی خـود را بـه مـدت هشـت هفتـه، هفتـه‌ای سـه جلسـه و هـر جلسـه ۴۵ دقیقـه انجـام می‌دادنـد. در طـول ایـن مـدت گروهـا هیچ‌گونـه درمـان دیگـری ماننـد دارودرمانـی یـا فیزیوتراپـی و... نداشـتند و در برنامـه تمرینـی دیگـری شـرکت نکردنـد. در طـی دو هفته اول اگـر بیمـاران در اجـرای حـرکات، درد شـدید و یـا ناتوانـی گـزارش می‌کردنـد از شـدت تمرینـات و اجـرا در دامنـه حرکتـی کامـل کاسـته می‌شـد تـا بیمـار حرکـت را به‌راحتـی و بـدون درد انجـام دهـد. بـا توجـه بـه این‌کـه تمرینـات بـا وزن بـدن انجـام می‌شـد، در ابتـدا، برنامه‌ریـزی تمرینـات بـا شـدت و تعـداد سـت پاییـن ولـی بـا تکـرار بـالا در نظـر گرفتـه شـد. در طـی سـه هفتـه اول فقـط تعـداد تکرارهـا افزایـش پیـدا کـرد. از ابتـدای هفتـه چهـارم از تعـداد تکرارهـا کاسـته شـد و تعـداد سـت‌ها افزایـش پیـدا کـرد و همچنیـن بـا توجـه بـه توانایـی فـرد اضافه‌بـار بـا اسـتفاده از وزنـه انجـام شـد. پروتـکل تمرینـات پژوهـش حاضـر، در دو گـروه تجربـی

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

بـر اسـاس مطالعـات سـلکوویتس و همـکاران[۲۰] و فربـود و همـکاران[۱۱] صـورت گرفـت. ایـن محققیـن در تحقیقـات جداگانـه‌ای فعالیـت الکتریکـی عضـلات گلوتئـال بـه تنسـور را در حیـن اجـرای تمرینـات منتخـب مـورد بررسـی قراردادنـد و شـاخص نسـبت فعالیـت الکتریکـی عضـلات گلوتئـال بـه تنسـور را حیـن تمرینـات محاسـبه کردنـد. هـدف از انجـام ایـن تمرینـات، افزایـش تقویـت و عملکـرد مطلـوب عضـلات گلوتئـال می‌باشـد کـه بتوانـد هم‌زمـان میـزان فعالیـت عضلـه تنسـور فاشـیالاتا را کاهـش دهـد.

روش تجزیه‌وتحلیل داده‌ها

در تحقیـق حاضـر به‌منظـور توصیـف و شـرح اطلاعـات به‌دسـت‌آمده از روش‌هـای آمـار توصیفـی شـامل جـداول، نمودارهـا، میانگیـن و انحـراف اسـتاندارد اسـتفاده شـد. همچنیـن بـرای بررسـی نرمـال بـودن توزیـع داده‌هـا در پیش‌آزمـون هـر سـه گـروه کنتـرل و مداخلـه از آزمـون شـاپیروویلک اسـتفاده شـد. بـا توجـه بـه نرمـال بـودن داده‌هـا، از آزمـون آنالیـز واریانـس بـا اندازه‌هـای تکـراری بـرای بررسـی تعامـل زمـان گـروه، از آنالیـز واریانـس یک‌طرفـه، از آزمـون تعقیبـی بونفرونـی بـرای بررسـی تغییـرات بیـن گروهـی و همچنیـن از آزمـون تـی زوجـی بـرای بررسـی تغییـرات درون‌گروهـی در سـطح معنـاداری $P\leq ۰/۰۵$ اسـتفاده شـد. بـرای انجـام تمـام محاسـبات از نرم‌افـزار آمـاری SPSS، ورژن ۲۱ اسـتفاده شـد. انـدازه اثـر نیـز بـه روش دی کوهـن محاسـبه گردیـد.

یافته‌های تحقیق

لازم بـه ذکـر اسـت کـه تعـداد کل آزمودنی‌هـا ۴۵ نفـر بـود کـه یـک نفـر از گـروه تجربـی ۱ (تمرینـات شـاخص بـالا) و یـک نفـر از گـروه تجربـی ۲ (تمرینـات شـاخص پاییـن) بـه دلیـل عـدم تکمیـل جلسـات تمرینـی، از مطالعـه حذف شـدند. بـا توجـه بـه نتایـج ارائه‌شـده در جـدول یـک، بیـن آزمودنی‌هـای سـه گـروه در شـاخص‌های دموگرافیـک اختـلاف آمـاری قابل‌توجهـی مشـاهده نشـد.

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

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

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

بررسی تأثیر تمرینات توان‌بخشی با شاخص گلوتئال به تنسور بالا و پایین‌بر میزان درد

نتایج آزمون آنالیز واریانس با تصحیح گرین‌هاوس گیزر بیان‌گر آن بود که اثر تعاملی زمان بر گروه در متغیر میزان درد (F=۵۲/۲۳ ،P=۰/۰۰۱) معنادار می‌باشد. نتایج نشان داد که تغییرات درون‌گروهی میزان درد (تفاوت بین پیش و پس‌آزمون) در گروه‌های تجربی ۱ (با اندازه اثر ۰/۹۱) و ۲ (با اندازه اثر ۰/۸۶) و کنترل (با اندازه اثر ۰/۳۶) کاهش معناداری داشته است (P<۰/۰۵) (جدول ۲).

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

متغیر	گروه‌بندی	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	تغییرات درون‌گروهی		تفاوت‌های بین گروهی (آنالیز واریانس و آزمون تعقیبی)		
				t	سطح معناداری	گروه ۱ و ۲	گروه ۱ و ۳	گروه ۲ و ۳
نمرات درد، بازه ۰ تا ۱۰	کنترل	۶/۳۳ ± ۱/۰۴	۵/۸۶ ± ۱/۰۶	۲/۸۲	۰/۰۱*			
	تجربی ۱	۶/۳۵ ± ۱/۲۱	۲/۶۴ ± ۰/۸۴	۱۱/۵۳	۰/۰۰۱*	۳/۸۸ ۰/۰۰۱*	۱/۲۳ ۰/۰۳*	۱/۱۴ ۰/۰۴*
	تجربی ۲	۵/۸۵ ± ۱/۲۹	۴/۲۸ ± ۱/۴۸	۹/۹۳	۰/۰۰۱*			

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

* سطح معناداری P<۰/۰۵ در نظر گرفته‌شده است.

نتایج آزمون تحلیل واریانس یک‌راهه بیانگر وجود تفاوت بین گروه‌ها می‌باشد (F=۸/۰۶ ،P=۰/۰۰۱)؛ با توجه به نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی تمرینات توان‌بخشی با شاخص گلوتئال به تنسور بالا و پایین هر دو بر میزان درد زنان دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی، تأثیر معناداری داشته است (P<۰/۰۵) و برتری با گروه شاخص بالا می‌باشد.

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

نتایج آزمون آنالیز واریانس با تصحیح گرین‌هاوس گیزر بیان‌گر آن بود که اثر تعاملی زمان‌بر 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<۰/۰۵)، 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 (جدول۳).

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

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

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

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

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

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

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

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

* سطح معناداری $P<۰/۰۵$ در نظر گرفته‌شده است. ۱=گروه کنترل / تجربی ۱=گروه تمرینات شاخص بالا / ۳ تجربی ۲ گروه تمرینات شاخص پایین

با توجه به نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی تمرینات توان‌بخشی با شاخص گلوتئال به تنسور بالا و پایین هر دو بر میزان متغیرهای دامنه حرکتی زنان دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی تأثیر معناداری داشته است ($P<۰/۰۵$) اما برتری با گروه تمرینات توان‌بخشی شاخص گلوتئال به تنسور بالا می‌باشد.

بررسی تأثیر تمرینات توان‌بخشی با شاخص گلوتئال به تنسور بالا و پایین بر کینماتیک دوبعدی راه رفتن

نتایج آزمون آنالیز واریانس با تصحیح گرین‌هاوس گیزر بیان‌گر آن بود که اثر تعاملی زمان‌بر گروه در متغیرهای کینماتیک 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 درون‌گروهی 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 ($P<۰/۰۵$)؛ اما در متغیرهای آبداکشن ران و عرض گام تغییرات درون‌گروهی (تفاوت بین پیش و پس‌آزمون) در گروه تجربی ۱ معنادار بوده و در گروه تجربی ۲ و کنترل معنادار نبود (جدول ۴).

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

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

متغییر	گروه‌بندی	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	تغییرات درون‌گروهی		تفاوت‌های بین گروهی (آنالیز واریانس و آزمون تعقیبی)		
				t	سطح معناداری	گروه ۱ و ۲	گروه ۱ و ۳	گروه ۲ و ۳
افتادگی لگن	کنترل	۶ ± ۱/۶	۵/۹۳ ± ۱/۶۳	۰/۵۶	۰/۵۸	۱/۷۵ ۰/۰۰۱*	۰/۰۴ ۰/۹۹	۱/۷۱ ۰/۰۰۱*
	تجربی ۱	۶/۲۸ ± ۱/۶۳	۳ ± ۱/۷۱	۴/۸۳	۰/۰۰۱*			
	تجربی ۲	۶/۲۸ ± ۱/۷۷	۵/۸۵ ± ۱/۶۱	۳/۱۲	۰/۰۰۸*			
آبداکشن ران	کنترل	۱/۹ ± ۰/۹۶	۱/۸۶ ± ۰/۸۹	۰/۴۳	۰/۶۷	۱/۴۷ ۰/۰۰۲*	۰/۰۱ ۰/۹۹	۱/۴۶ ۰/۰۰۳*
	تجربی ۱	۲/۳۵ ± ۰/۹۴	۰/۸۲ ± ۰/۴۲	۶/۱۸	۰/۰۰۱*			
	تجربی ۲	۱/۸۹ ± ۰/۹۲	۱/۸۵ ± ۰/۹	۱/۱۲	۰/۳۳			
فلکشن ران	کنترل	۲۰/۶ ± ۳/۰۶	۲۱/۰۸ ± ۲/۸۲	۳/۰۵	۰/۰۰۹*	۱/۳۸ ۰/۰۰۲*	۰/۵۳ ۰/۳۲	۰/۷۷ ۰/۰۴*
	تجربی ۱	۲۰/۴۲ ± ۳/۹۵	۲۵/۵ ± ۳/۵۴	۶/۸۱	۰/۰۰۱*			
	تجربی ۲	۲۱/۵۷ ± ۳/۹۳	۲۲/۷۸ ± ۳/۵۱	۴/۶۶	۰/۰۰۱*			
فلکشن زانو	کنترل	۱۸/۱۳ ± ۳/۴۶	۱۸/۴ ± ۳/۱۵	۱/۷۴	۰/۱	۱/۵ ۰/۰۰۱*	۰/۶۲ ۰/۲۳	۰/۸۳ ۰/۰۴*
	تجربی ۱	۲۰/۷۸ ± ۴/۷۷	۲۳/۵ ± ۳/۶۱	۵/۴۶	۰/۰۰۱*			
	تجربی ۲	۱۹/۴۲ ± ۳/۸۷	۲۰/۵ ± ۳/۵۴	۴/۰۲	۰/۰۰۱*			
آبداکشن زانو	کنترل	۹/۴۶ ± ۳/۰۶	۹/۲۶ ± ۲/۵۴	۰/۸۹	۰/۱	۰/۶ ۰/۰۱*	۰/۱۲ ۰/۲۳	۰/۵۲ ۰/۰۴*
	تجربی ۱	۹/۴۲ ± ۲/۷۶	۸/۵ ± ۲/۴	۴/۱۶	۰/۰۰۱*			
	تجربی ۲	۸/۵۷ ± ۲/۲	۸/۰۷ ± ۲/۰۹	۳/۶	۰/۰۰۳*			
طول گام	کنترل	۱۰۲/۱۳ ± ۷/۱۸	۱۰۲/۶ ± ۶/۴۶	۱/۸۲	۰/۰۸	۱/۲۱ ۰/۰۱*	۰/۱۴ ۰/۹۱	۱/۲۲ ۰/۰۰۴*
	تجربی ۱	۱۰۰/۱۴ ± ۷/۹۸	۱۱۰/۲۸ ± ۶/۱۳	۹/۶۳	۰/۰۰۱*			
	تجربی ۲	۱۰۰/۲۸ ± ۷/۶۴	۱۰۱/۵۷ ± ۷/۵۹	۲/۱۲	۰/۰۴*			
عرض گام	کنترل	۱۹/۶۶ ± ۲/۹۴	۱۹/۹۳ ± ۲/۷۸	۱/۲۹	۰/۲۱	۱/۰۵ ۰/۰۱*	۰/۰۳ ۰/۹۹	۱/۱ ۰/۰۲*
	تجربی ۱	۱۹/۰۱ ± ۳/۲۳	۲۲/۶۴ ± ۲/۳۴	۴/۷	۰/۰۰۱*			
	تجربی ۲	۱۹/۷۱ ± ۲/۹۴	۲۰/۰۱ ± ۲/۴۴	۱/۱۷	۰/۲۶			

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

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

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

با توجه به نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی تمرینات توان‌بخشی با شاخص گلوتئال به تنسور بالا و پایین هر دو بر بهبود متغیرهای کینماتیک دوبعدی راه رفتن زنان دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی تأثیر معناداری داشته است (P<۰/۰۵) اما برتری با گروه تمرینات توان‌بخشی شاخص گلوتئال به تنسور بالا می‌باشد.

بحث

هدف مطالعه حاضر مقایسه تأثیر تمرینات اصلاحی با شاخص گلوتئال 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 به‌منظور تقویت و افزایش فعالیت عضلات گلوتئال 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 گلوتئال به تنسور بالا و پایین نشان داد؛ اما تمرینات با شاخص گلوتئال به تنسور بالا تأثیر بیشتری نسبت به تمرینات با شاخص پایین داشته است. افزایش قدرت و هماهنگی عضلات گلوتئال، نقش کلیدی در حفظ ثبات ستون فقرات دارد و بازآموزی و تسهیل آن، اولین گام در بهبود کمردرد محسوب می‌گردد[۳۳]. ضعف عضلات اطراف ستوان 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 درنهایت باعث تخریب ساختارهای حساس به درد و نهایتاً موجب درد می‌گردد[۳۴]. در مطالعات پیشین گزارش‌شده است که پایین آمدن سطح آستانه درد بیماران مبتلابه کمردرد، با شدت درد و تخریب عملکرد فیزیکی در ارتباط است[۳۵، ۳۶]. با توجه به اینکه آستانه درد در این افراد نسبت به افراد سالم پایین‌تر است، پانگمالی و همکاران(۲۰۱۷) در مطالعه‌ای به این نتیجه رسیدند که تمرینات ثبات مرکزی تأثیر معناداری در افزایش آستانه درد افراد مبتلابه کمردرد دارد[۳۷]. تمرینات به کار گرفته‌شده در پژوهش حاضر علاوه بر عضلات گلوتئال، 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 گلوتئال می‌باشد. ثبات ستون فقرات حاصل تعامل دستگاه عصبی- عضلانی، سیستم کنترل غیرفعال (لیگامنت‌ها و استخوان‌ها) و سیستم کنترل فعال (عضلات) است. توانایی ستون فقرات نه‌تنها 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[۳۸]. 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، به‌صورت خودکار می‌شود[۳۹].

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[۴۰]. محققان گزارش کرده‌اند محدودیت دامنه حرکت ران با تحرک بیش‌ازحد و حرکات تکراری در ناحیه کمر جبران می‌شود[۴۱]. همچنین سهرمن توصیه کرد به دلیل ویژگی‌های مفصل ران و نزدیک بودن به ناحیه لومبوپلویک عملکرد مفصل ران و کمردرد باهم در

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

ارتباط هستند.

گوت چالک و همکاران (۱۹۸۹) گزارش کردند در صورت کوتاهی تنسور فاشیالاتا مفصل لگن به‌صورت داخلی چرخانده می‌شود که منجر چرخش لگن و چرخش بیش‌ازحد داخلی مفصل ران باعث تراز غیرطبیعی ستون فقرات کمری و مفصل ران شده که منجر به درد در ناحیه کمر و لگن می‌شود. چرخش نامتقارن مفصل ران نیز با کمردرد مزمن مرتبط است[۱۵]. کاهش حرکت مفصل ران می‌تواند منجر به افزایش نیروهای مکانیکی در ستون فقرات کمر شده و به کمردرد کمک کند. چرخش داخلی لگن که به‌طور قابل توجهی کمتر از چرخش خارجی می‌باشد که در افراد مبتلابه کمردرد مشاهده‌شده است[۴۲]. وقتی افراد در حین راه رفتن از مفصل ران مناسب برخوردار نباشند، می‌توانند آن را از طریق ساز و کارهایی مانند شیب بیش از حد قدامی لگن با افزایش لوردوز کمر، جبران کنند. این جبران می‌تواند به‌طور بالقوه منجر به استفاده بیش‌ازحد، خستگی و تغییر الگوهای فعال‌سازی حرکتی در ناحیه کمر و ناحیه ران شود. کاهش حرکت نرمال لومبوپلویک ممکن است منجر به جبران کمبود انرژی و فشار کششی الاستیک در ساختارهای دیگر شود که به‌طور معمول با کشش ناحیه قدامی مفصل ران در مرحله استنس راه رفتن اتفاق می‌افتد. عدم کشش منفعل ممکن است منجر به نیاز بیش از حد به عوامل انقباضی به روشی شود که از نظر انرژی کارآمد نباشد[۴۳].

همان‌طور که بیان شد میزان درد افراد پس از اجرای تمرینات شاخص گلوتئال به تنسور بالا و پایین به‌طور معناداری کاهش یافت. تمرینات به کار گرفته‌شده در پژوهش حاضر، احتمالاً باعث توسعه کنترل حسی حرکتی عضلات تنه و عضلات مرکزی تنه شده است. با توسعه ثبات تنه، نیروهای اضافی آسیب‌رسان به ستون فقرات کاهش‌یافته و موجب کاهش درد می‌شود[۱۶]. بعلاوه آگاهی از راستای طبیعی ستون فقرات و تقویت عضلات پوسچرال عمقی که این راستا را حمایت می‌کنند، فشارهای زیان‌آور نگه‌دارنده‌های غیرفعال ستون فقرات را کاهش می‌دهد. به نظر می‌رسد که با این تمرینات عدم تقارن پوسچرال اصلاح می‌شود. درنتیجه تخریب ناشی از فشارهای ناهمسان روی مفاصل و دیسک‌های بین مهرهای کاهش خواهد یافت. این روش تمرینی باعث کاهش فشار شدید به بدن، افزایش سلامت عمومی و به‌کارگیری تمرکز مناسب و کار آیی عضلات به هنگام فعالیت‌های عادی روزمره شده و فشار به ستون فقرات را کاهش می‌دهد. درنتیجه این نوع تمرینات باعث کاهش میزان کمردرد می‌شوند. کاهش درد به‌طور ثانویه موجب افزایش دامنه حرکتی در تمامی صفحات حرکتی می‌شود[۴۴].

ضعف عضلانی یا عدم تعادل عضلانی آبداکتورها و روتیتورهای مفصل ران، به‌خصوص گلوتئال ماگزیموس و مدیوس که منجر به نقص در کینماتیک اندام تحتانی می‌شود، در تعدادی از شرایط ناتوان‌کننده و دردناک کمر، ران و زانو مشاهده‌شده است[۴۵-۴۷]. گروه عضلانی آبداکتورهای هیپ، گلوتئوس مدیوس، گلوتئوس مینیموس و تنسور فاشیالاتا نقش بسزایی در تثبیت لگن در طی راه رفتن برای حفظ سطح لگن دوطرفه در هنگام ایستادن یک‌پا دارند[۴۸، ۴۹]. گلوتئوس مدیوس به‌عنوان یک دورکننده قوی و چرخاننده داخلی ران، در طی راه رفتن در مرحله استنس از افتادگی لگن مقابل جلوگیری می‌کند. عملکرد گلوتئوس مینیموس شبیه به فعالیت گلوتئوس مدیوس است و در شرایط فیزیولوژیکی شیب لگن را در طی راه رفتن و در مرحله استنس کنترل می‌کنند[۱۵]. افزایش شیب لگن هنگام راه رفتن به دنبال ضعف عضلات گلوتئال و افزایش فعالیت تنسور فاشیالاتا، علامت ترندلنبرگ را ایجاد می‌کند[۵۰]. در آزمون ترندلنبرگ دلیل افتادگی لگن به‌این‌علت است که ضعف گلوتئوس مدیوس نمی‌تواند سر استخوان ران را در استابولوم ثابت نگه دارد و قرارگیری مجرای تنسور فاشیالاتا به آن اجازه نمی‌دهد که از کج شدن لگن جلوگیری کند زیرا چرخش روی سر استخوان ران ناپایدار اتفاق می‌افتد[۱۵،۵۱].

انقباض قسمت خلفی مدیوس از آغاز مرحله استنس در اثر ضربه پاشنه می‌شود و تا پایان چرخه راه رفتن ادامه دارد.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

همچنین قسمت قدامی مدیوس در مرحله استنس و حمایت دوگانه حداکثر فعالیت خود را نشان می‌دهد[۱۵، ۵۲، ۵۳]. گلوتئوس ماگزیموس سهم زیادی در راه رفتن دارد و عملکرد ناکارآمد آن می‌تواند بسیاری از جنبه‌های این چرخه را به خطر بیاندازد. عضله در حمایت از اندام تحتانی از طریق نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در مرحله استنس اولیه از صافی پا تا درست بعد از انگشت طرف مقابل کمک می‌کند[۴۸]. علاوه بر این اکستنشن زانو را هنگام ایستادن، به‌عنوان عضله آنتاگونیست کنترل می‌کند. همچنین در طی مراحل استنس و نوسان، به اکستنشن مفصل ران کمک می‌کند و میزان خم شدن مفصل ران را نیز کنترل می‌کند[۵۴].

رحیمی و همکاران (۲۰۲۰)، در یک تجزیه و تحلیل سه‌بعدی 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[۵۵]. زانو با انعطاف‌پذیری کمتری در اواخر مرحله استنس حرکت کرد که طبق یافته‌های مارشال و همکاران ممکن است به دلیل ضعف همسترینگ باشد[۱۲، ۵۶].

نتیجه‌گیری نهایی

با توجه به نتایج به‌دست‌آمده از یافته‌های تحقیق حاضر مبنی بر تأثیر مثبت هشت هفته تمرینات شاخص گلوتئال به تنسور بالا و پایین مورداستفاده در این تحقیق بر روی میزان درد، بهبود دامنه حرکتی و کینماتیک دوبعدی راه رفتن در زنان دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی در گروه‌های تجربی، می‌توان استفاده از این تمرینات را در کنار دیگر پروتکل‌های درمانی مورداستفاده برای افراد دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی مفید دانست. همچنین با توجه به تفاوت معنادار گزارش‌شده در کاهش درد، بهبود دامنه حرکتی و کینماتیک راه رفتن زنان دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی بین دو گروه تمرینات با شاخص گلوتئال بالا و پایین، می‌توان عنوان کرد که نتایج به‌دست‌آمده از این تحقیق را با توجه به شرایط روحی، اجتماعی و نوع کمردرد فرد استفاده کرده و از تأثیر مثبت هرکدام از تمرینات بر افراد دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی سود برد.

تقدیر و تشکر

مقاله حاضر برگرفته از پایان‌نامه کارشناسی ارشد لیلا جهان‌دیده به راهنمایی دکتر امیر لطافت‌کار و دکتر رضا خان‌زاده و مشاوره دکتر فرزاد امیدی کاشانی می‌باشد. بدین‌وسیله از تمام افرادی که در انجام تحقیق پیش رو ما را یاری رساندند، تشکر و قدردانی می‌گردد.

تامین مالی

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

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

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, andTushar Dhawale SSP. Association of gluteus medius strength and disability in patients with chornic 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 Reletive 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, Sahrmann 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

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

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. Sokhanguei 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.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

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, Sitilertpisan 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, Sahrmann 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

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

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.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]