

Comparison of Lumbopelvic Rhythm between Healthy Individuals and Lumbar Clinical Instability Patients

Mohammad Pouretzad¹ , Milad Zarrin^{2,*} , Reza Salehi³, Hossein Negahban⁴,
Mohammad Jafar Shaterzadeh Yazdi⁵, Mohammad Mehravar⁶

¹ PhD in Physiotherapy, Musculoskeletal Rehabilitation Research Center, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran

² M.Sc Student in Physiotherapy, Student Research Committee, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran

³ Associate Professor, Rehabilitation Research Center, Department of Rehabilitation Management, School of Rehabilitation Sciences, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

⁴ Professor, Orthopedic Research Center Department of Physiotherapy, School of Paramedical Sciences, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran

⁵ Associate Professor, Musculoskeletal Rehabilitation Research Center, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran

⁶ Instructor, Musculoskeletal Rehabilitation Research Center, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran

* **Corresponding Author:** Milad Zarrin, Student Research Committee, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran. Email: miladzarrin.pt1995@gmail.com

Abstract

Received: 23.04.2021

Accepted: 02.08.2021

How to Cite this Article:

Pouretzad M, Zarrin M, Salehi R, Negahban H, Shaterzadeh Yazdi MJ, Mehravar M. Comparison of Lumbopelvic Rhythm between Healthy Individuals and Lumbar Clinical Instability Patients. *Avicenna J Clin Med.* 2021; 28(2): 95-103. DOI: 10.52547/ajcm.28.2.95

Background and Objective: The lumbopelvic rhythm is the coordinated movement of the lumbar spine and hip during trunk flexion and return. It is recognized as a clinical indicator of low back pain (LBP); nonetheless, the reported patterns of lumbopelvic rhythm in patients with LBP are inconsistent. The investigation of more homogeneous subgroups of patients with LBP is essential to clarify the lumbopelvic rhythm patterns. Therefore, the present study aimed to compare lumbopelvic rhythm between healthy individuals and patients with lumbar clinical instability.

Materials and Methods: A total of 44 subjects (22 healthy cases and 22 lumbar clinical instability (LCI) patients) participated in the present study. The kinematic parameters during the trunk flexion and return task were recorded using a Qualisys motion capture system. Hip flexion angle, lumbar flexion angle, and lumbopelvic rhythm were statistically analyzed in every 25% of the flexion and return phase of flexion. Data were analyzed using Kolmogorov-Smirnov, Chi-square, and independent t-test.

Results: In the second quarter of trunk flexion, the flexion angle of the lumbar spine was larger in the lumbar clinical instability group, as compared to that in the control group ($P=0.016$). Furthermore, the hip flexion angle was smaller in the lumbar clinical instability group, in comparison with that in the control group ($P=0.011$).

Conclusion: These results show that the lumbopelvic rhythms are different among healthy subjects and patients with lumbar clinical instability.

Keywords: Biomechanics, Kinematic, Low Back Pain

مقایسه ریتم کم‌ری - لگنی افراد سالم و بیماران مبتلا به بی‌ثباتی بالینی ستون فقرات کم‌ری

محمد پوراعتضاد^۱، میلاد زرین^{۲*}، رضا صالحی^۳، حسین نگهبان^۴، محمدجعفر شاطرزاده یزدی^۵، محمد مهرآور^۶

^۱ دکتری تخصصی فیزیوتراپی، مرکز تحقیقات توانبخشی اسکلتی-عضلانی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران
^۲ دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیوتراپی، کمیته تحقیقات دانشجویی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران
^۳ دانشیار، مرکز تحقیقات توانبخشی، گروه مدیریت توانبخشی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران
^۴ استاد، مرکز تحقیقات ارتوپدی، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران
^۵ دانشیار، مرکز تحقیقات توانبخشی اسکلتی-عضلانی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران
^۶ مربی، مرکز تحقیقات توانبخشی اسکلتی-عضلانی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران

* نویسنده مسئول: میلاد زرین، کمیته تحقیقات دانشجویی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران.
 ایمیل: miladzarrin.pt1995@gmail.com

چکیده

تاریخ دریافت مقاله: ۱۴۰۰/۰۲/۰۳
تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۰/۰۵/۱۱
 تمامی حقوق نشر برای دانشگاه علوم پزشکی همدان محفوظ است.

سابقه و هدف: ریتم کم‌ری-لگنی، حرکت هماهنگ ستون فقرات کم‌ری و هیپ حین خم شدن و برگشت از خم شدن تنه است و یکی از نشانه‌های بالینی کم‌درد محسوب می‌شود. با این حال الگوهای ریتم کم‌ری-لگنی در بیماران مبتلا به کم‌درد متناقض است. برای روشن شدن الگوی ریتم کم‌ری-لگنی، مطالعه زیرگروه‌های همگن بیشتر بیماران مبتلا به کم‌درد ضروری است. بنابراین، این مطالعه با هدف مقایسه ریتم کم‌ری-لگنی افراد سالم و بیماران مبتلا به بی‌ثباتی بالینی ستون فقرات کم‌ری انجام شد.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه مورد-شاهدی ۴۴ نفر (۲۲ فرد سالم و ۲۲ بیمار مبتلا به بی‌ثباتی ستون فقرات کم‌ری) شرکت کردند. متغیرهای حرکتی هنگام خم شدن تنه و برگشت از خم شدن به وسیله سیستم آنالیز حرکت Qualisys ثبت شد. زاویه خم شدن هیپ، زاویه خم شدن کم‌ری و ریتم کم‌ری-لگنی در هر ۲۵ درصد فاز خم شدن و بازگشت از خم شدن تحلیل آماری شد. داده‌ها با استفاده از آزمون کولموگروف-اسمیرنوف، مربع کای و تی مستقل تحلیل شدند.

یافته‌ها: در چارک دوم حرکت خم شدن تنه، زاویه خم شدن ستون فقرات کم‌ری در بیماران مبتلا به بی‌ثباتی بالینی ستون فقرات کم‌ری نسبت به گروه کنترل بیشتر بود ($P=0/016$). زاویه خم شدن هیپ در بیماران مبتلا به بی‌ثباتی بالینی ستون فقرات کم‌ری نسبت به گروه کنترل کمتر بود ($P=0/011$).

نتیجه‌گیری: نتایج این مطالعه نشان داد ریتم کم‌ری-لگنی افراد سالم و بیماران مبتلا به بی‌ثباتی بالینی ستون فقرات متفاوت است.

واژگان کلیدی: بیومکانیک، کم‌درد، کینماتیک

مقدمه

خاصی ندارند و تحت عنوان کم‌دردهای غیراختصاصی طبقه‌بندی می‌شوند [۲]، درحالی‌که محققان متعددی معتقدند جمعیت بیماران مبتلا به کم‌درد غیراختصاصی یک گروه همگن نیستند؛ بنابراین باید این بیماران را در زیرگروه‌هایی بر اساس مشخصات و اختلالات مشابه تقسیم‌بندی کرد [۵،۴،۲].

بی‌ثباتی ستون فقرات کم‌ری یکی از مهم‌ترین زیرگروه‌های بیماران مبتلا به کم‌دردهای غیراختصاصی محسوب می‌شود که

کم‌درد یکی از شایع‌ترین اختلالات ماسکولواسکتال محسوب می‌شود [۱]. بر اساس مدل پزشکی سنتی، برای تشخیص بیماران مبتلا به کم‌درد باید مکانیزم پاتولوژیک زمینه‌ای آن تعیین شود. این در حالی است که در بیشتر بیماران مبتلا به کم‌درد، تشخیص یک اختلال خاص ساختاری برای درمانگران امکان‌پذیر نیست [۲]. بر اساس مطالعات مختلف، ۸۵ تا ۹۰ درصد از بیماران مبتلا به کم‌درد، اطلاعات تشخیصی

اختلال در ثبات موضعی ستون فقرات می‌شود و از این طریق زمینه را برای آسیب بافتی و دردهای مزمن ناحیه کمر فراهم می‌آورد [۲۱]. در مقالات مرتبط با بی‌ثباتی بالینی، از «برعکس شدن ریتم کمری-لگنی» به‌عنوان یکی از شاخص‌های بالینی در معاینه این بیماران نام برده شده است [۲۲، ۱۱، ۸، ۲]. درحالی‌که این یافته بالینی در این بیماران، در هیچ مطالعه‌ای بررسی دقیق آزمایشگاهی نشده است. در همین راستا، این مطالعه با هدف مقایسه نسبت مشارکت ستون فقرات کمری به هیپ در چارک‌های مختلف حرکت خم‌شدن تنه و برگشت از خم‌شدن بین افراد سالم و افراد مبتلا به بی‌ثباتی ستون فقرات کمری انجام شد.

مواد و روش‌ها

جامعه هدف در این مطالعه مورد-شاهدی، بیماران مبتلا به بی‌ثباتی بالینی ستون فقرات کمری بودند که به مراکز درمانی دولتی و خصوصی فیزیوتراپی شهر اهواز در بازه زمانی شهریور تا اسفند ۱۳۹۶ مراجعه کردند. جامعه در دسترس این مطالعه، بیماران مبتلا به بی‌ثباتی بالینی ستون فقرات کمری ساکن اهواز بودند که یک فیزیوتراپیست (از اعضای این طرح) آن‌ها را معاینه و این تشخیص را برای آن‌ها تأیید کرد. از جامعه در دسترس با استفاده از فرمول حجم نمونه و بنابر میانگین و انحراف معیار متغیرهای مدنظر مستخرج از نزدیک‌ترین مقاله به کار حاضر [۱۳] با حدود اطمینان ۹۵ درصد، ۲۲ نفر برای گروه افراد سالم و ۲۲ نفر برای گروه بیماران مبتلا به بی‌ثباتی ستون فقرات کمری به روش غیراحتمالی ساده انتخاب و وارد مطالعه شدند (یکسان از نظر سن و جنس). بر اساس چارک‌های حرکتی ۱ تا ۴ وظیفه حرکتی خم‌شدن به جلو، بیشترین حجم نمونه بر مبنای چارک اول برابر ۲۲ نفر در هر گروه (سالم و بیمار) برآورد شد [۱۳].

معیارهای ورود گروه مبتلا شامل داشتن سن بین ۱۸ تا ۴۲ سال، وجود حداقل یکی از حرکات نابجا حین خم‌شدن تنه به جلو و برگشت از خم‌شدن، منفی شدن آزمون SLR، شدت درد متوسط بر اساس پرسش‌نامه VAS و مثبت شدن آزمون prone instability بود. معیارهای خروج هم شامل بی‌ثباتی ستون فقرات کمری همراه با سایر مشکلات کمر (اسپوندیلولیتیزیس، تغییرات تخریبی مفاصل کمری و ... که برای بررسی این مورد، از رادیوگراف‌های لترال و قدامی-خلفی کمر استفاده شد)، سابقه جراحی ستون فقرات یا اندام‌های تحتانی، وجود نشانه‌های فشار روی ریشه‌های اعصاب کمری-خاجی از طریق معاینه حسی، حرکتی و رفلکسی، سابقه بیماری‌های روماتولوژی مانند اسپوندیلیت آنکیلوزان و روماتیسم مفصلی، درد ارجاعی به کمر از سایر مفاصل (لگن، مفصل ران، احشای داخلی)، بیماری‌های نورولوژی، وجود کیفوز یا اسکولیوز واضح، حاملگی و استفاده از داروهای ضد درد، مخدر، ضداسفردگی و ضدالتهاب (کورتیکواستروئیدها و داروهای ضدالتهابی غیراستروئیدی) در

Panjabi آن را ناشی از اختلال در الگوی طبیعی حرکت ستون فقرات می‌دانست که باعث ایجاد درد یا اختلال عملکرد عصبی می‌شود [۶]. تشخیص بی‌ثباتی ستون فقرات کمری بر اساس ارزیابی رادیولوژیک و یا بر پایه یافته‌های بالینی بیماران است [۷، ۸]. در بیماران مبتلا به کمردرد مزمن، سازگاری‌های عصبی عضلانی خاصی در انجام فعالیت‌های روزمره رخ می‌دهد. این سازگاری‌ها را می‌توان طی فعالیت‌های عملکردی بیماران مبتلا به کمردرد مزمن با روش‌های ارزیابی کینماتیکی و کینتیکی به‌صورت کمی مشاهده و اندازه‌گیری کرد [۹، ۱۰]. فعالیت‌های فیزیکی که شامل خم‌شدن کامل تنه می‌شوند، طی فعالیت‌های روزمره و حین فعالیت‌های شغلی و ورزشی شایع هستند. بروز درد و اختلال در حرکت خم‌شدن تنه از مهم‌ترین یافته‌های بیماران مبتلا به بی‌ثباتی بالینی ستون فقرات کمری است؛ بنابراین، افزایش دانش پیرامون بیومکانیک خم‌شدن تنه بسیار اهمیت دارد [۱۱-۱۳].

از ریتم کمری-لگنی (Lumbopelvic Rhythm) به‌عنوان یک متغیر مهم کینماتیکی در ارزیابی‌های بالینی و مطالعات آزمایشگاهی بیماران مبتلا به کمردرد حین حرکت خم‌شدن تنه استفاده می‌شود [۱۴]. این ریتم در واقع یک الگوی ویژه سازمان‌یافته است که با هماهنگی ناحیه کمر و لگن هنگام خم‌شدن تنه و بازگشت آن انجام می‌شود. در افراد سالم حرکت خم‌شدن تنه در حالت ایستاده شامل فلکسیون کمر و هیپ، همراه با تیلت قدامی لگن است. در ریتم نرمال کمری-لگنی حین حرکت خم‌شدن تنه، در مراحل ابتدایی حرکت، فلکسیون ستون فقرات کمری غالب است و در انتهای حرکت فلکسیون هیپ غالب می‌شود، درحالی‌که در بازگشت از حرکت خم‌شدن تنه ریتم کمری-لگنی برعکس می‌شود [۱۵، ۱۳].

مطالعات مختلفی الگوی ریتم کمری-لگنی را در بیماران مبتلا به کمردرد بررسی کرده‌اند [۱۶، ۱۷، ۱۳، ۳]. در بیشتر مطالعات انجام‌شده، اختلاف معنی‌داری بین افراد سالم و بیماران مبتلا به کمردرد از نظر نسبت مشارکت ستون فقرات کمری به هیپ در انتهای دامنه خم‌شدن تنه دیده نشده است و بر این اساس ارتباط بین کمردرد و ریتم کمری-لگنی مشخص نیست [۱۸-۲۰]. یکی از مهم‌ترین علل احتمالی عدم مشاهده تفاوت معنی‌دار در ریتم کمری-لگنی افراد سالم و بیماران مبتلا به کمردرد در تحقیقات این است که در مطالعات پیشین گروه ناهمگنی از زیرگروه‌های مختلف بیماران مبتلا به کمردرد شرکت کرده‌اند، درحالی‌که نتایج مطالعه Kim و همکاران نشان داد در بین زیرگروه‌های مختلف بیماران مبتلا به کمردرد، الگوی ریتم کمری-لگنی کاملاً متفاوت است. به این صورت که در یک زیرگروه (فلکسیون-روتاسیون) نسبت مشارکت به نفع ستون فقرات کمری و در زیرگروه دیگر (اکستانسیون-روتاسیون) این نسبت به نفع هیپ تغییر یافته بود [۱۳].

نقص در کنترل دینامیک مجموعه کمری-لگنی باعث

زمان انجام مطالعه بود.

افراد شرکت‌کننده در گروه سالم نیز علاوه بر جوربودن از نظر مشخصات دموگرافیک، آنتروپومتریک و سطح فعالیت با گروه بیماران، در زمان انجام مطالعه هیچ‌گونه بیماری نورولوژی، روماتولوژی و ارتوپدی خاص نداشتند و حداقل در یک سال گذشته سابقه کمردرد نداشتند. تمامی افراد شرکت‌کننده در این مطالعه پس از پرکردن فرم رضایت‌نامه و تکمیل پرسش‌نامه عمومی وارد تحقیق شدند.

در این مطالعه از تکلیف حرکتی خم‌شدن تنه و بازگشت از خم‌شدن تنه استفاده شد. دستور کلامی، نشان‌دادن حرکت به بیمار و تمرین این حرکت توسط بیمار قبل از انجام آزمون صورت پذیرفت. حین وظیفه حرکتی، شرکت‌کننده‌ها به حالت دست‌به‌سینه و با پاهای کاملاً صاف می‌ایستادند، به طوری که پاها به اندازه عرض شانه‌ها باز و فاصله پاها تا خط وسط برابر باشد [۲۳]. چرخه کامل حرکت شامل ۵ فاز حرکتی مختلف است که عبارت است از: ۱) ایستادن آرام، ۲) خم‌شدن، ۳) حفظ وضعیت خمیده، ۴) برگشت از خم‌شدن و ۵) بازبایی ایستادن. ابتدا از نمونه‌ها خواسته شد به‌طور راحت برای مدت ۵ ثانیه صاف بایستند (فاز ایستادن آرام). سپس درحالی‌که دست‌ها بر روی سینه قرار داشت، به آرامی تا جای ممکن به سمت جلو خم شوند (فاز خم‌شدن). سپس وضعیت خمیده را به مدت ۳ ثانیه نگه می‌داشتند (فاز حفظ بازبایی گشتند (فاز برگشت از خم‌شدن) و نهایتاً وضعیت ایستاده را به مدت ۵ ثانیه نگه می‌داشتند (فاز بازبایی ایستادن) [۱۳]. در تحلیل داده‌های کینماتیکی از میانگین ۳ تکرار استفاده شد. اگر حین انجام تکلیف حرکتی، زانوهای فرد خم می‌شدند، آزمون تکرار می‌شد.

در این مطالعه از سیستم سه بعدی Qualisys Motion Capture (Qualisys Medical AB, Sweden, Gothenburg) شامل ۷ دوربین مادون قرمز برای ثبت داده‌های کینماتیکی استفاده شد. اطلاعات کینماتیکی با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰ هرتز جمع‌آوری شدند. در مجموع ۲۰ نشانگر منعکس‌کننده مادون قرمز به قطر ۱۴ میلی‌متر با چسب دوطرفه روی ستون فقرات کمری و اندام تحتانی نمونه‌ها نصب شد. دو نشانگر متصل به ستون فقرات، روی زائده خاری مهره دوازدهم پشتی و مهره دوم کمری نصب شدند. ۱۸ نشانگر دیگر روی اندام‌های تحتانی (۹ نشانگر در هر اندام تحتانی) نصب شدند. این نشانگرها روی خار خارصه‌ای قدامی فوقانی، خار خارصه‌ای خلفی فوقانی، تروکانتر بزرگ استخوان ران، اپی‌کندیل خارجی ران، نقطه مرکزی خط اتصال‌دهنده تروکانتر بزرگ استخوان ران به اپی‌کندیل خارجی ران، قوزک خارجی، نقطه مرکزی خط اتصال دهنده اپی‌کندیل خارجی ران به قوزک خارجی، سطح خلفی استخوان پاشنه و سرانتهایی دومین استخوان متاتارس در هر دو سمت متصل شدند [۱۳].

پس از نصب نشانگرها، از فرد خواسته شد در حالت ایستادن آرام قرار گیرد و این وضعیت به‌عنوان تست کالیبراسیون با دوربین‌های مادون قرمز ثبت می‌شد. همه تکرارها با نرم‌افزاره Qualisys Medical AB, Qualisys Track Manager (Sweden, Gothenburg) پردازش شدند. اطلاعات کینماتیکی ثبت‌شده با فیلتر مرتبه چهار دوطرفه Butter-worth فیلتر شدند. متغیرهای کینماتیکی شامل زاویه خم‌شدن ستون فقرات کمری، زاویه خم‌شدن هیپ و نسبت مشارکت ستون فقرات کمری به هیپ (نسبت زاویه خم‌شدن ستون فقرات به زاویه خم‌شدن هیپ) بودند. زاویه خم‌شدن ستون فقرات کمری به‌عنوان زاویه فلکسیون (زاویه محور Y) و بین قطعه ستون فقرات کمری و قطعه لگن در نظر گرفته شد. زاویه هیپ در صفحه ساجیتال به‌عنوان فلکسیون (زاویه دوران حول محور Y) بین قطعات لگن و ران تعریف می‌شود. هر رابط بین قطعات در یک سیستم مختصات مفصلی با محور x قدامی خلفی، محور y داخلی خارجی و محور z فوقانی تحتانی تنظیم شد [۱۳]. اطلاعات کینماتیکی حین فاز خم‌شدن و برگشت از خم‌شدن به ۱۰۱ نقطه داده تقسیم شدند که در هر ربع دامنه حرکت ۲۵ نقطه قرار می‌گرفت. زاویه خم‌شدن هیپ، زاویه خم‌شدن کمر و ریتم کمری-لگنی (نسبت زاویه خم‌شدن ستون فقرات کمری به زاویه خم‌شدن هیپ) در هر ۲۵ درصد فاز خم‌شدن و بازگشت از خم‌شدن تحلیل آماری شد [۱۳].

در این مطالعه برای تحلیل داده‌ها از نرم‌افزار SPSS (IL, USA) نسخه ۲۴ استفاده شد. داده‌های کمی به‌صورت میانگین و انحراف معیار و داده‌های کیفی به‌صورت فراوانی و درصد گزارش شدند و $P < 0.05$ معنی‌دار در نظر گرفته شد. برای بررسی توزیع نرمال داده‌ها از آزمون کولموگروف-اسمیرنوف، برای مقایسه داده‌های کیفی از آزمون مربع کای دو و برای مقایسه میانگین بین دو گروه مورد و شاهد از آزمون تی مستقل استفاده شد.

یافته‌ها

بر اساس نتایج این مطالعه، هیچ تفاوت معنی‌داری در متغیرهای سن، جنس، وزن، قد، شاخص توده بدنی و سطح فعالیت (بر اساس نمره پرسش‌نامه بک) بین دو گروه وجود نداشت ($P \geq 0.05$) (جدول ۱). با توجه به اینکه تفاوت معنی‌داری بین داده‌های کینماتیک سمت راست و چپ در افراد شرکت‌کننده (هم گروه افراد سالم و هم گروه بیماران) دیده نشد ($P \geq 0.05$)، تنها داده‌های کینماتیکی سمت راست افراد شرکت‌کننده تجزیه و تحلیل شد (اطلاعات نشان داده نشده است). میانگین شدت درد بیماران 5.0 ± 1.7 بود. میانگین جابه‌جایی زاویه‌ای ستون فقرات کمری و هیپ در گروه افراد سالم در دوره‌های خم‌شدن و برگشت از خم‌شدن در جدول ۲ و ۳ نشان داده شده است. بررسی ریتم کمری-لگنی در گروه افراد سالم شرکت‌کننده در مطالعه حاضر نشان داد در چارک اول دوره خم‌شدن، میزان حرکت ستون فقرات کمری نسبت به حرکت

جدول ۱: مشخصات دموگرافیک افراد شرکت کننده در مطالعه

متغیر	گروه سالم (۲۲ نفر)	گروه بیمار (۲۲ نفر)	ارزش P
سن (سال)	۲۵/۶۸ ± ۶/۰۴	۲۸/۸۶ ± ۵/۰۴	۰/۰۶۵
قد (متر)	۱/۷۲ ± ۰/۰۸	۱/۷۰ ± ۰/۰۷	۰/۵۰۶
وزن (کیلوگرم)	۶۹/۱۸ ± ۸/۸۶	۷۱/۱۴ ± ۷/۵۷	۰/۴۳۶
شاخص توده بدنی	۲۳/۲۵ ± ۲/۸	۲۴/۳۳ ± ۱/۶۶	۰/۰۶۴
جنسیت تعداد (درصد)			
مرد	۱۸ (۸۱/۸)	۱۸ (۸۱/۸)	۱/..
زن	۴ (۱۸/۲)	۴ (۱۸/۲)	
سطح فعالیت (نمره پرسش نامه بک)	۷/۴۲ ± ۱/۸	۷/۰۹ ± ۰/۹۰	۰/۲۹۸

داده‌ها به صورت میانگین ± انحراف معیار برای متغیرهای کمی تعریف شده‌اند.

جدول ۲: جابه‌جایی زاویه‌ای (درجه) ستون فقرات کمری و هیپ (میانگین ± انحراف معیار) در هر چارک حرکتی از تکلیف حرکتی خم شدن تنه

چارک	گروه سالم	گروه بیمار	ارزش P
زاویه خم شدن ستون فقرات کمری			
اول	۹/۴۴ ± ۰/۷۳	۸/۸۱ ± ۱/۴۴	۰/۰۷۹
دوم	۱۸/۹۲ ± ۱/۵۹	۱۹/۹۰ ± ۰/۹۰	۰/۰۱۶
سوم	۱۳/۸۱ ± ۱/۶۹	۹/۴۴ ± ۰/۷۳	۰/۴۳۸
چهارم	۵/۱۳ ± ۲/۰۲	۴/۲۵ ± ۰/۸۶	۰/۰۷۰
زاویه خم شدن هیپ			
اول	۶/۷۳ ± ۰/۶۴	۷/۱۶ ± ۰/۷۸	۰/۰۷۵
دوم	۲۰/۳۵ ± ۰/۸۹	۱۹/۶۶ ± ۰/۸۴	۰/۰۱۱
سوم	۱۹/۷۶ ± ۰/۷۳	۱۹/۲۴ ± ۱/۰۶	۰/۰۷۱
چهارم	۹/۳۴ ± ۰/۷۳	۹/۸۵ ± ۱/۰۶	۰/۰۷۱

داده‌ها به صورت میانگین ± انحراف معیار برای متغیرهای کمی تعریف شده‌اند.

جدول ۳: جابه‌جایی زاویه‌ای (درجه) ستون فقرات کمری و هیپ (میانگین ± انحراف معیار) در هر چارک حرکتی از تکلیف حرکتی برگشت از خم شدن تنه

چارک	گروه سالم	گروه بیمار	ارزش P
زاویه خم شدن ستون فقرات کمری			
اول	۶/۶۸ ± ۲/۲۵	۶/۵۰ ± ۱/۶۳	۰/۷۸۴
دوم	۲۲/۰۱ ± ۳/۰۰	۲۰/۷۳ ± ۳/۱۹	۰/۱۷۹
سوم	۱۶/۸۶ ± ۰/۷۳	۱۶/۳۴ ± ۱/۰۶	۰/۰۷۱
چهارم	۴/۶۷ ± ۰/۸۹	۴/۲۶ ± ۰/۸۴	۰/۱۲۲
زاویه خم شدن هیپ			
اول	۱۱/۴۳ ± ۰/۸۳	۱۱/۷۹ ± ۱/۰۶	۰/۲۲۴
دوم	۲۲/۵۳ ± ۱/۰۶	۲۲/۶۵ ± ۰/۷۱	۰/۶۵۸
سوم	۱۴/۵۴ ± ۰/۸۹	۱۴/۸۳ ± ۰/۷۶	۰/۲۴۹
چهارم	۴/۸۴ ± ۰/۷۳	۵/۳۵ ± ۱/۰۶	۰/۰۷۱

داده‌ها به صورت میانگین ± انحراف معیار برای متغیرهای کمی تعریف شده‌اند.

دوره خم شدن، میزان میانگین نسبت مشارکت ستون فقرات کمری به هیپ در این افراد به ۰/۵۴ رسید. بالعکس، در دوره برگشت از خم شدن، در چارک اول، میزان حرکت هیپ نسبت به ستون فقرات کمری به میزان قابل توجهی بیشتر بود، اما در مراحل بعدی تقریباً ستون فقرات کمری و هیپ به یک میزان

هیپ بیشتر بود و به همین خاطر، همان‌طور که در جدول ۴ دیده می‌شود، میانگین نسبت مشارکت ستون فقرات کمری به هیپ در چارک اول در این افراد ۱/۴۱ بود.

به تدریج با افزایش دامنه خم شدن به جلو، میزان مشارکت هیپ در این گروه افزایش یافت، تا جایی که در چارک چهارم

۱ بود (جدول ۴).

در چارک دوم دوره خم‌شدن تنه، زاویه خم‌شدن ستون فقرات کم‌ری به‌طور معنی‌داری در گروه بیماران مبتلا به بی‌ثباتی ستون فقرات کم‌ری نسبت به گروه افراد سالم بیشتر بود ($P=0/016$). از طرف دیگر، در همین چارک، زاویه خم‌شدن هیپ به‌طور معنی‌داری در گروه بیماران مبتلا به بی‌ثباتی ستون فقرات کم‌ری نسبت به گروه افراد سالم کمتر بود؛ اما در دوره برگشت از خم‌شدن، هیچ‌کدام از تفاوت‌ها بین متغیرها در چارک‌های مختلف از نظر آماری معنی‌دار نشد (جدول ۲ و ۳). همان‌طور که در جدول ۵ مشخص است، حین حرکت خم‌شدن تنه، حداکثر حرکت ستون فقرات کم‌ری و هیپ در گروه بیماران تفاوت معنی‌داری با اندازه این متغیر در گروه افراد سالم ندارد، اما در دوره برگشت از خم‌شدن، با وجود نبود تفاوت معنی‌دار بین حداکثر حرکت ستون فقرات کم‌ری، در گروه بیماران مبتلا به بی‌ثباتی ستون فقرات کم‌ری، مجموع حرکت هیپ به‌طور معنی‌داری بیشتر از افراد سالم است ($P=0/016$) و این موضوع باعث شده است نسبت مشارکت کلی ستون فقرات کم‌ری به هیپ حین برگشت از خم‌شدن تنه در گروه بیماران به‌طور معنی‌داری کمتر از افراد سالم باشد ($P=0/001$).

مشارکت داشتند (جدول ۳). نسبت مشارکت ستون فقرات کم‌ری به هیپ در گروه افراد سالم شرکت‌کننده در این مطالعه، در چارک اول دوره خم‌شدن، بیشتر از ۱ و در چارک‌های ۲، ۳ و ۴ دوره خم‌شدن کمتر از ۱ بود. این نسبت در همین افراد در دوره برگشت از خم‌شدن، در چارک اول، دوم و چهارم حرکت کمتر از ۱ و در چارک سوم بیشتر از ۱ بود. در گروه بیماران مبتلا به بی‌ثباتی بالینی ستون فقرات کم‌ری نیز در چارک‌های ابتدایی دوره خم‌شدن تنه، میزان حرکت ستون فقرات کم‌ری نسبت به حرکت هیپ بیشتر بود و به تدریج با افزایش دامنه خم‌شدن به جلو، میزان مشارکت هیپ در این گروه افزایش یافت. در دوره برگشت از خم‌شدن نیز در چارک اول، میزان حرکت هیپ نسبت به ستون فقرات کم‌ری به میزان قابل توجهی بیشتر بود، اما در مراحل بعدی تقریباً ستون فقرات کم‌ری و هیپ به یک میزان مشارکت داشتند (جدول ۲ و ۳). نسبت مشارکت ستون فقرات کم‌ری به هیپ در گروه بیماران مبتلا به بی‌ثباتی ستون فقرات در چارک اول و دوم دوره خم‌شدن، بیشتر از ۱ و در چارک‌های سوم و چهارم دوره خم‌شدن کمتر از ۱ بود. این نسبت در همین افراد در دوره برگشت از خم‌شدن، در چارک اول، دوم و چهارم حرکت کمتر از ۱ و در چارک سوم بیشتر از

جدول ۴: نسبت مشارکت ستون فقرات کم‌ری به هیپ (میانگین \pm انحراف معیار) در هر چارک حرکتی از تکلیف حرکتی خم‌شدن تنه و برگشت از خم‌شدن

چارک	گروه سالم	گروه بیمار	ارزش P
دوره خم‌شدن تنه			
اول	$1/41 \pm 0/16$	$1/25 \pm 0/29$	$0/033$
دوم	$0/93 \pm 0/09$	$1/01 \pm 0/05$	$0/001$
سوم	$0/70 \pm 0/08$	$0/74 \pm 0/08$	$0/139$
چهارم	$0/54 \pm 0/20$	$0/44 \pm 0/10$	$0/029$
دوره برگشت از خم‌شدن تنه			
اول	$0/58 \pm 0/25$	$0/55 \pm 0/14$	$0/661$
دوم	$0/98 \pm 0/15$	$0/91 \pm 0/13$	$0/150$
سوم	$1/16 \pm 0/08$	$1/10 \pm 0/08$	$0/031$
چهارم	$0/99 \pm 0/28$	$0/82 \pm 0/23$	$0/038$

داده‌ها به‌صورت میانگین \pm انحراف معیار برای متغیرهای کمی تعریف شده‌اند.

جدول ۵: مجموع جابه‌جایی زاویه‌ای ستون فقرات کم‌ری و هیپ (درجه) و نسبت مشارکت ستون فقرات کم‌ری به هیپ (میانگین \pm انحراف معیار) حین تکلیف حرکتی خم‌شدن تنه و برگشت از خم‌شدن

ارزش P	گروه سالم	گروه بیمار	
دوره خم‌شدن تنه			
	$47/30 \pm 3/35$	$47/17 \pm 2/48$	$0/884$
زاویه خم‌شدن ستون فقرات کم‌ری			
	$56/19 \pm 1/06$	$55/92 \pm 1/40$	$0/476$
زاویه خم‌شدن هیپ			
	$0/84 \pm 0/06$	$0/84 \pm 0/05$	$0/912$
نسبت مشارکت ستون فقرات کم‌ری به هیپ			
دوره برگشت از خم‌شدن			
	$50/15 \pm 4/56$	$47/84 \pm 3/67$	$0/073$
زاویه خم‌شدن ستون فقرات کم‌ری			
	$53/35 \pm 1/62$	$54/63 \pm 1/19$	$0/005$
زاویه خم‌شدن هیپ			
	$0/94 \pm 0/10$	$0/87 \pm 0/06$	$0/017$
نسبت مشارکت ستون فقرات کم‌ری به هیپ			

داده‌ها به‌صورت میانگین \pm انحراف معیار برای متغیرهای کمی تعریف شده‌اند.

رباطها، به عنوان عوامل اصلی کنترل ناحیه خنثی نام برده می‌شد؛ اما در سال‌های اخیر، توجه به عوامل اکتیو که در کنترل ناحیه خنثی نقش دارند، بیشتر شده است و بر این اساس، ناحیه خنثی عصبی عضلانی در کنار ناحیه خنثی بیومکانیکی مطرح شده است [۲۶]. صدمات تدریجی یا ناگهانی به ستون فقرات ممکن است باعث افزایش ناحیه خنثی در ستون فقرات شود که ممکن است از این طریق ثبات ستون فقرات را کاهش دهد و باعث بروز درد شود [۱۳].

در بیماران مبتلا به بی‌ثباتی ستون فقرات کمری به نظر می‌رسد هم عوامل پاسیو مانند رباط‌های ستون فقرات و دیسک‌های بین‌مهره‌ای و هم عوامل اکتیو عصبی عضلانی دچار اختلال می‌شوند؛ بنابراین، می‌توان انتظار داشت ناحیه خنثی در این بیماران افزایش یابد. احتمال می‌رود افزایش زاویه خم شدن ستون فقرات کمری در چارک دوم حرکت خم شدن تنه در بیماران مبتلا به بی‌ثباتی بالینی ستون فقرات کمری، تظاهری از افزایش ناحیه خنثی ستون فقرات کمری باشد. نیروهای عضلانی نقش اصلی و اولیه در تقویت ثبات مختل شده ستون فقرات دارند [۲۵]. در بیماران مبتلا به بی‌ثباتی بالینی ستون فقرات کمری، به نظر می‌رسد نیروهای عضلانی به خصوص در دامنه‌های میانی توانایی کنترل حرکات بین‌سگمانی را ندارند و این عدم کنترل کافی که به صورت هیپرموبیلیتی بروز می‌یابد، ممکن است علت درد این بیماران در دامنه‌های میانی حرکت خم شدن تنه باشد [۸، ۲۵، ۲۷، ۲۸].

در مطالعه حاضر، در چارک دوم حرکت خم شدن تنه، زاویه خم شدن هیپ نیز در افراد مبتلا به بی‌ثباتی بالینی ستون فقرات کمری نسبت به گروه سالم به‌طور معنی‌داری کمتر بود. خم شدن کامل تنه همراه با خم شدن ستون فقرات کمری نیازمند چرخش قدامی لگن است. انقباض اکسنتریک عضلات ارکتوراسپاین حین خم شدن ستون فقرات و همین‌طور انقباض اکسنتریک عضلات اکستنسور هیپ و به‌خصوص عضله هامسترینگ باعث کنترل حرکات ستون فقرات و لگن حین تکلیف حرکتی خم شدن تنه می‌شوند [۲۹]. نتایج مطالعات پیشین نشان داده است سطح فعالیت هامسترینگ در بیماران مبتلا به بی‌ثباتی ستون فقرات بیشتر از افراد سالم است [۱۳]. این موارد توجه‌کننده کم‌تر بودن حرکت هیپ حین چارک دوم حرکت خم شدن تنه در بیماران مبتلا به بی‌ثباتی ستون فقرات کمری نسبت به افراد سالم در مطالعه حاضر است. افزایش فعالیت احتمالی عضلات هامسترینگ در این بیماران ممکن است با بیشتر بودن تمایل این بیماران در حرکت برگشت از خم شدن ارتباط داشته باشد که از یافته‌های مطالعه حاضر است.

تشخیص دقیق بی‌ثباتی بالینی ستون فقرات کمری به‌واسطه در دسترس نبودن آزمون‌هایی با مشخصات روان‌سنجی و بالینی عالی، یکی از محدودیت‌های این مطالعه بود. با توجه به اینکه در

مطالعه حاضر با هدف مقایسه ریتم کمری-لگنی در بیماران مبتلا به بی‌ثباتی بالینی ستون فقرات کمری نسبت به افراد سالم انجام شد. نتایج مطالعه حاضر نشان داد در ابتدای حرکت خم شدن تنه، حرکت ستون فقرات کمری بر حرکت هیپ غالب است و در ادامه حرکت هیپ بر ستون فقرات کمری غالب می‌شود و بالعکس، در حرکت برگشت از خم شدن تنه، در ابتدا حرکت هیپ بر ستون فقرات کمری غالب است و در ادامه این نسبت تقریباً مساوی می‌شود. این یافته‌ها با نتایج مطالعات پیشین در این زمینه در یک راستا است. Esola و همکاران (۱۹۹۶) به‌منظور بررسی ریتم کمری-لگنی، الگوی خم شدن تنه را به سه فاز ۰ تا ۳۰ درجه، ۳۰ تا ۶۰ درجه و ۶۰ تا ۹۰ درجه تقسیم کردند. نتایج این مطالعه نشان داد نسبت مشارکت ستون فقرات کمری به هیپ در این سه فاز به ترتیب ۱/۶، ۱/۱ و ۰/۵ بود [۱۶]. Mayer و همکاران (۱۹۸۴) ریتم کمری-لگنی را در دو فاز ۰ تا ۹۰ درجه و ۹۰ تا ۱۸۰ درجه در افراد سالم ارزیابی کردند. در این مطالعه نیز نسبت مشارکت ستون فقرات کمری به هیپ در فاز اول ۱/۷ و در فاز دوم ۰/۲ بود. Kim و همکاران (۲۰۱۳) ریتم کمری-لگنی را در ۴ فاز ۰ تا ۲۵ درصد، ۲۵ تا ۵۰ درصد، ۵۰ تا ۷۵ درصد و ۷۵ تا ۱۰۰ درصد چرخه خم شدن و برگشت از خم شدن بررسی کردند. آنان نشان دادند نسبت مشارکت ستون فقرات کمری به هیپ در فازهای اول تا چهارم حرکت خم شدن به ترتیب ۱/۴، ۱، ۰/۷ و ۰/۵ و در فازهای اول تا چهارم حرکت برگشت از خم شدن به ترتیب ۱، ۰/۶، ۱ و ۱/۲ بود [۱۳]. فرض برعکس بودن ریتم کمری-لگنی در بیماران مبتلا به بی‌ثباتی بالینی ستون فقرات کمری که در منابع مرتبط به آن اشاره شده بود و به معنی بیشتر بودن حرکت هیپ در ابتدا و بیشتر بودن حرکت ستون فقرات کمری در انتهای حرکت خم شدن است [۲، ۸، ۱۱، ۲۴]. در مطالعه حاضر تأیید نشد. در منابع بالینی مرتبط، از اصطلاح برعکس شدن ریتم کمری لگنی استفاده شده است، در حالی که مطالعات آزمایشگاهی این مورد را تأیید نکرده‌اند. به نظر می‌رسد استفاده از اصطلاح «برعکس شدن ریتم» یک اصطلاح غیردقیق است و بهتر است از اصطلاح «اختلال در ریتم» استفاده شود [۱۳].

نتایج مطالعه حاضر نشان داد در میانه حرکت خم شدن تنه، حرکت خم شدن ستون فقرات کمری در بیماران مبتلا به بی‌ثباتی ستون فقرات نسبت به افراد سالم بیشتر است. این نتایج هم‌راستا با نتایج شواهدی است که نشان می‌دهد زاویه خم شدن ستون فقرات کمری در زیرگروه بیماران مبتلا به سندروم فلکسیون-روتاسیون نسبت به افراد سالم در میانه حرکت خم شدن تنه بیشتر است [۱۳]. یکی از مهم‌ترین فرضیات توجیه‌کننده این یافته، فرضیه ناحیه خنثی است [۲۵]. ناحیه خنثی بخش ابتدایی تا میانی دامنه حرکتی مفصل است که در این دامنه، سفتی حرکت کم است و با حداقل نیرو، بیشترین جابه‌جایی در مفصل رخ می‌دهد. در گذشته از عوامل پاسیو مانند نیروی مقاومت

مالی برای انجام این طرح تشکر و قدردانی می‌کنند.

تضاد منافع

نتایج مطالعه حاضر با منافع نویسندگان در تعارض نیست.

ملاحظات اخلاقی

این طرح از کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز به شناسه IR.AJUMS.REC.1394.715 تأییدیه دارد.

سهم نویسندگان

نویسنده اول (پژوهشگر اصلی): تدوین پروپوزال، جمع‌آوری داده‌ها ۳۰ درصد؛ نویسنده دوم (پژوهشگر اصلی): مسئول مکاتبات، مشارکت در تدوین پروپوزال، نگارش مقاله ۳۰ درصد؛ نویسنده سوم (پژوهشگر اصلی): تدوین بخش‌های مختلف پروژه و ویرایش علمی مقاله ۱۵ درصد؛ نویسنده چهارم (پژوهشگر همکار): تفسیر نتایج و مشاوره علمی ۱۰ درصد؛ نویسنده پنجم (پژوهشگر همکار): مشارکت در طراحی پروژه و مشاوره علمی ۵ درصد؛ نویسنده ششم (پژوهشگر همکار): معرفی بیماران و مشاوره علمی ۱۰ درصد.

حمایت مالی

طرح حاضر از سوی معاونت توسعه پژوهش و فناوری دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز تأمین مالی شده است.

REFERENCES

1. Staal J, Hlobil H, Van Tulder M, Waddell G, Burton AK, Koes B, et al. Occupational health guidelines for the management of low back pain: an international comparison. *Occup Environ Med.* 2003;**60**(9):618-26. PMID: 12937181 DOI: 10.1136/oem.60.9.618
2. Hicks GE, Fritz JM, Delitto A, Mishock J. Interrater reliability of clinical examination measures for identification of lumbar segmental instability. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003;**84**(12):1858-64. PMID: 14669195 DOI: 10.1016/S0003-9993(03)00365-4
3. Moissenet F, Rose-Dulcina K, Armand S, Genevay S. A systematic review of movement and muscular activity biomarkers to discriminate non-specific chronic low back pain patients from an asymptomatic population. *Sci Rep.* 2021;**11**(1):5850. PMID: 33712658 DOI: 10.1038/s41598-021-84034-x
4. Dankaerts W, O'Sullivan P, Burnett A, Straker L. Altered patterns of superficial trunk muscle activation during sitting in nonspecific chronic low back pain patients: importance of subclassification. *Spine.* 2006;**31**(17):2017-23. PMID: 16924221 DOI: 10.1097/01.brs.0000228728.11076.82
5. Hooker QL, Lanier VM, van Dillen LR. Consistent differences in lumbar spine alignment between low back pain subgroups and genders during clinical and functional activity sitting tests. *Musculoskelet Sci Pract.* 2021;**52**:102336. PMID: 33548765 DOI: 10.1016/j.msksp.2021.102336
6. Panjabi MM. Clinical spinal instability and low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003;**13**(4):371-9. PMID: 12832167 DOI: 10.1016/S1050-6411(03)00044-0
7. Rathod AK, Garg BK, Sahetia VM. Lumbar rocking test: a new clinical test for predicting lumbar instability. *J Craniovertebr Junction Spine.* 2019;**10**(1):33-8. PMID: 31000978 DOI: 10.4103/jcvjs.JCVJS_5_19
8. Demoulin C, Distree V, Tomasella M, Crielaard JM,

این بیماران احتمال چرخش ستون فقرات کمربندی حین حرکت خم‌شدن تنه وجود دارد، پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده متغیرهای مرتبط با ریتم کمربندی-لگنی به صورت سه‌بعدی و در صفحات مختلف بررسی شود. با توجه به اینکه طول عضله هامسترینگ بر حرکت خم‌شدن تنه اثرگذار است، پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده ارتباط طول هامسترینگ با ریتم کمربندی-لگنی و پدیده آسودگی خمشی بیماران مبتلا به بی‌ثباتی بالینی ستون فقرات کمربندی مورد توجه قرار گیرد.

نتیجه‌گیری

بر اساس یافته‌های مطالعه حاضر می‌توان نتیجه گرفت ریتم کمربندی-لگنی در بیماران مبتلا به بی‌ثباتی بالینی ستون فقرات کمربندی در مقایسه با افراد سالم به شکل افزایش زاویه خم‌شدن ستون فقرات کمربندی و کاهش زاویه خم‌شدن هیپ در بیماران مبتلا به بی‌ثباتی بالینی ستون فقرات کمربندی نسبت به افراد سالم دامنه میانی حرکت خم‌شدن تنه تغییر می‌یابد. از این شاخص‌ها می‌توان در ارزیابی، تشخیص و بررسی نتیجه درمان در بیماران مبتلا به بی‌ثباتی بالینی ستون فقرات کمربندی استفاده کرد.

تشکر و قدردانی

این مقاله مستخرج از پایان‌نامه مصوب دانشگاه جندی شاپور در مقطع دکتری تخصصی فیزیوتراپی با شماره طرح pht-9435 است. نویسندگان مقاله از معاونت توسعه پژوهش و فناوری دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز به خاطر حمایت‌های

- Vanderthommen M. Lumbar functional instability: a critical appraisal of the literature. *Annales de readaptation et de médecine physique. Ann Readapt Med Phys.* 2007;**50**(8):677-84. PMID: 17597247 DOI: 10.1016/j.annrmp.2007.05.007
9. Olson MW. Biomechanical characteristics of low back tissues during trunk flexion-extension. Baton Rouge, Louisiana: Louisiana State University and Agricultural & Mechanical College; 2006.
10. Watson PJ, Booker C, Main C, Chen A. Surface electromyography in the identification of chronic low back pain patients: the development of the flexion relaxation ratio. *Clin Biomech.* 1997;**12**(3):165-71. PMID: 11415689 DOI: 10.1016/S0268-0033(97)00065-x
11. Cook C, Brismée JM, Sizer PS Jr. Subjective and objective descriptors of clinical lumbar spine instability: a Delphi study. *Man Ther.* 2006;**11**(1):11-21. PMID: 15996889 DOI: 10.1016/j.math.2005.01.002
12. Alessa F, Ning X. Changes of lumbar posture and tissue loading during static trunk bending. *Hum Mov Sci.* 2018;**57**:59-68. PMID: 29161614 DOI: 10.1016/j.humov.2017.11.006
13. Kim MH, Yi CH, Kwon OY, Cho SH, Cynn HS, Kim YH, et al. Comparison of lumbopelvic rhythm and flexion-relaxation response between 2 different low back pain subtypes. *Spine.* 2013;**38**(15):1260-7. PMID: 23514875 DOI: 10.1097/BRS.0b013e318291b502
14. Zawadka M, Skublewska-Paszowska M, Gawda P, Lukasik E, Smolka J, Jablonski M. What factors can affect lumbopelvic flexion-extension motion in the sagittal plane? A literature review. *Hum Mov Sci.* 2018;**58**:205-18. PMID: 29482120 DOI: 10.1016/j.humov.2018.02.008
15. Vazirian M, Van Dillen L, Bazrgari B. Lumbopelvic rhythm during trunk motion in the sagittal plane: A review of the kinematic measurement methods and characterization

- approaches. *Phys Ther Rehabil.* 2016;**3**:5. PMID: 29034099 DOI: 10.7243/2055-2386-3-5
16. Hidalgo B, Gilliaux M, Poncin W, Detrembleur C. Reliability and validity of a kinematic spine model during active trunk movement in healthy subjects and patients with chronic non-specific low back pain. *J Rehabil Med.* 2012;**44**(9):756-63. PMID: 22847223 DOI: 10.2340/16501977-1015
 17. Porter JL, Wilkinson A. Lumbar-hip flexion motion: a comparative study between asymptomatic and chronic low back pain in 18-to 36-year-old men. *Spine.* 1997;**22**(13):1508-13. PMID: 9231971 DOI: 10.1097/00007632-199707010-00017
 18. Esola MA, McClure PW, Fitzgerald GK, Siegler S. Analysis of lumbar spine and hip motion during forward bending in subjects with and without a history of low back pain. *Spine.* 1996;**21**(1):71-8. PMID: 9122766 DOI: 10.1097/00007632-199601010-00017
 19. Paquet N, Malouin F, Richards CL. Hip-spine movement interaction and muscle activation patterns during sagittal trunk movements in low back pain patients. *Spine.* 1994;**19**(5):596-603. PMID: 8184355 DOI: 10.1097/00007632-199403000-00016
 20. Porter JL, Wilkinson A. Lumbar-hip flexion motion. A comparative study between asymptomatic and chronic low back pain in 18- to 36-year-old men. *Spine.* 1997;**22**(13):1508-13. PMID: 9231971 DOI: 10.1097/00007632-199707010-00017
 21. Henriksen M, Lund H, Bliddal H, Danneskiold-Samsøe B. Dynamic control of the lumbopelvic complex; lack of reliability of established test procedures. *Eur Spine J.* 2007;**16**(6):733-40. PMID: 16957945 DOI: 10.1007/s00586-006-0198-5
 22. Wattananon P, Ebaugh D, Biely SA, Smith SS, Hicks GE, Silfies SP. Kinematic characterization of clinically observed aberrant movement patterns in patients with non-specific low back pain: a cross-sectional study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2017;**18**(1):455. PMID: 29141615 DOI: 10.1186/s12891-017-1820-x
 23. O'Shaughnessy J, Roy JF, Descarreaux M. Changes in flexion-relaxation phenomenon and lumbo-pelvic kinematics following lumbar disc replacement surgery. *J Neuroeng Rehabil.* 2013;**10**(1):72. PMID: 23842284 DOI: 10.1186/1743-0003-10-72
 24. Delitto A, Erhard RE, Bowling RW. A treatment-based classification approach to low back syndrome: identifying and staging patients for conservative treatment. *Phys Ther.* 1995;**75**(6):470-85. PMID: 7770494 DOI: 10.1093/ptj/75.6.470
 25. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord.* 1992;**5**:390-6. PMID: 1490035 DOI: 10.1097/00002517-199212000-00002
 26. Youssef J, Davidson B, Zhou BH, Lu Y, Patel V, Solomonow M. Neuromuscular neutral zones response to static lumbar flexion: muscular stability compensator. *Clin Biomech.* 2008;**23**(7):870-80. PMID: 18468744 DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2008.03.069
 27. Ahmadi A, Maroufi N, Behtash H, Zekavat H, Parnianpour M. Kinematic analysis of dynamic lumbar motion in patients with lumbar segmental instability using digital videofluoroscopy. *Eur Spine J.* 2009;**18**(11):1677-85. PMID: 19727854 DOI: 10.1007/s00586-009-1147-x
 28. Baecke JA, Burema J, Frijters JE. A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. *Am J Clin Nutr.* 1982;**36**(5):936-42. PMID: 7137077 DOI: 10.1093/ajcn/36.5.936
 29. van Wingerden JP, Vleeming A, Buyruk H, Raissadat K. Stabilization of the sacroiliac joint in vivo: verification of muscular contribution to force closure of the pelvis. *Eur Spine J.* 2004;**13**(3):199-205. PMID: 14986072 DOI: 10.1007/s00586-003-0575-2