Archive of SID

Avicenna Journal of Clinical Medicine No 100, Volume 28, Issue 2, Summer 2021, Pages: 95-103

Original Article

doi: 10.52547/ajcm.28.2.95

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

Mohammad Pouretezad[1], Milad Zarrin[2,*], Reza Salehi[3], Hossein Negahban[4], Mohammad Jafar Shaterzadeh Yazdi[5], Mohammad Mehravar[6]

[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*

Received: 23.04.2021
Accepted: 02.08.2021

How to Cite this Article:
Pouretezad 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

Abstract

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

Copyright © 2021 Avicenna Journal of Clinical Medicine

www.SID.ir

Archive of SID

مجله پزشکی بالینی ابن سینا | دوره ۲۸، شماره ۲، تابستان ۱۴۰۰، صفحات ۹۵ تا ۱۰۳

مقاله پژوهشی

doi: 10.52547/ajcm.28.2.95

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، یران

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

تاریخ دریافت مقاله: ۱۴۰۰/۰۲/۰۳
تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۰/۰۵/۱۱

تمامی حقوق نشر برای دانشگاه علوم پزشکی همدان محفوظ است.

چکیده

سابقه و هدف: ریتم کمری-لگنی، حرکت هماهنگ ستون فقرات کمری و هیپ حین خم‌شدن و برگشت از خم‌شدن تنه است و یکی از نشانه‌های بالینی کمردرد محسوب می‌شود. با این حال الگوهای ریتم کمری-لگنی در بیماران مبتلا به کمردرد متناقض است. برای روشن‌شدن الگوی ریتم کمری-لگنی، مطالعه زیرگروه‌های همگن بیشتر بیماران مبتلا به کمردرد ضروری است. بنابراین، این مطالعه با هدف مقایسه ریتم کمری-لگنی افراد سالم و بیماران مبتلا به بی‌ثباتی بالینی ستون فقرات کمر 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 خم‌شدن تنه و برگشت از خم‌شدن به‌وسیله سیستم آنالیز حرکت Qualisys ثبت شد. زاویه خم‌شدن هیپ، زاویه خم‌شدن کمر و ریتم کمری-لگنی در هر ۲۵ درصد فاز خم‌شدن و بازگشت از خم‌شدن تحلیل آماری شد. داده‌ها با استفاده از آزمون کولموگروف-اسمیرنوف، مربع کای و تی مستقل تحلیل شدند.

یافته‌ها: در چارک دوم حرکت خم‌شدن تنه، زاویه خم‌شدن ستون فقرات کمری در بیماران مبتلا به بی‌ثباتی بالینی ستون فقرات کمری نسبت به گروه کنترل بیشتر بود (P=۰/۰۱۶). زاویه خم‌شدن هیپ در بیماران مبتلا به بی‌ثباتی بالینی ستون فقرات کمری نسبت به گروه کنترل کمتر بود (P=۰/۰۱۱).

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

واژگان کلیدی: بیومکانیک، کمردرد، کینماتیک

مقدمه

کمردرد یکی از شایع ترین اختلالات ماسکولواسکلتال محسوب می‌شود [۱]. بر اساس مدل پزشکی سنتی، برای تشخیص بیماران مبتلا به کمردرد باید مکانیزم پاتولوژیک زمینه‌ای آن تعیین شود. این در حالی است که در بیشتر بیماران مبتلا به کمردرد، تشخیص یک اختلال خاص ساختاری برای درمانگران امکان‌پذیر نیست [۲]. بر اساس مطالعات مختلف، ۸۵ تا ۹۰ درصد از بیماران مبتلا به کمردرد، اطلاعات تشخیصی خاصی ندارند و تحت عنوان کمردردهای غیراختصاصی طبقه‌بندی می‌شوند [۳]، درحالی‌که محققان متعددی معتقدند جمعیت بیماران مبتلا به کمردرد غیراختصاصی یک گروه همگن نیستند؛ بنابراین باید این بیماران را در زیرگروه‌هایی بر اساس مشخصات و اختلالات مشابه تقسیم‌بندی کرد [۲،۴،۵].

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

www.SID.ir

Archive of SID

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 کمّی 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 [۱۳، ۱۵].

مطالعات مختلفی الگوی ریتم کمری-لگنی را در بیماران مبتلا به کمردرد بررسی کرده‌اند [۳، ۱۳، ۱۶، ۱۷]. 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 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 «برعکس‌شدن ریتم کمری-لگنی» به‌عنوان یکی از شاخص‌های بالینی در معاینه این بیماران نام برده شده است [۲، ۸، ۱۱، ۲۲]، 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 ۱۳۹۶مراجعه 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، منفی‌شدن آزمون SLR، شدت درد متوسط بر اساس پرسش‌نامه VAS و مثبت‌شدن آزمون prone instability بود. معیارهای خروج هم شامل بی‌ثباتی ستون فقرات کمری همراه با سایر مشکلات کمر (اسپوندیلولیستزیس، 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 ضددرد، مخدر، ضدافسردگی و ضدالتهاب (کورتیکواستروئیدها و داروهای ضدالتهابی غیراستروئیدی) در

www.SID.ir

Archive of SID

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 دست‌به سینه و با پاهای کاملاً صاف می‌ایستادند، به‌طوری‌که 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) بازیابی 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، به‌آرامی تا جای ممکن به سمت جلو خم شوند (فاز خم‌شدن). سپس وضعیت خمیده را به مدت ۳ ثانیه نگه می‌داشتند (فاز حفظ وضعیت خمیده) و بعد از آن به‌آرامی مجدداً به وضعیت ایستاده بازمی‌گشتند (فاز برگشت از خم‌شدن) و نهایتاً وضعیت ایستاده را به مدت ۵ ثانیه نگه می‌داشتند (فاز بازیابی 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 خاصره‌ای قدامی فوقانی، خار خاصره‌ای خلفی فوقانی، تروکانتر بزرگ استخوان ران، اپی‌کندیل خارجی ران، نقطه مرکزی خط اتصال‌دهنده تروکانتر بزرگ استخوان ران به اپی کندیل خارجی ران، قوزک خارجی، نقطه مرکزی خط اتصال دهنده اپی‌کندیل خارجی ران به قوزک خارجی، سطح خلفی استخوان پاشنه و سر انتهایی 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 نرم‌افزارسه بعدی Qualisys Track Manager (Qualisys Medical AB, 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 کمّی به‌صورت میانگین و انحراف معیار و داده‌های کیفی به‌صورت فراوانی و درصد گزارش شدند و P<۰/۰۵ 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 معنی داری در متغیرهای سن، جنس، وزن، قد، شاخص توده بدنی و سطح فعالیت (بر اساس نمره پرسش‌نامه بک) بین دو گروه وجود نداشت (P≥۰/۰۵) (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≥۰/۰۵)، تنها داده‌های کینماتیکی سمت راست افراد شرکت‌کننده تجزیه‌وتحلیل شد (اطلاعات نشان داده نشده است). میانگین شدت درد بیماران ۱۷±۵۰ 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

www.SID.ir

Archive of SID

جدول ۱: مشخصات دموگرافیک افراد شرکت‌کننده 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 ± ۰/۸	۱/۷۰ ±۰/۷	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 پرسش‌نامه بک)	۷/۴۲± ۱/۸	۷/۰۹ ±۰/۹.	۰/۲۹۸

داده‌ها به‌صورت میانگین ± انحراف معیار برای متغیرهای کمّی تعریف شده‌اند.

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

چارک	گروه سالم	گروه بیمار	ارزش P
	زاویه خم‌شدن 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 خم‌شدن 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 به‌صورت میانگین ± انحراف معیار برای متغیرهای کمّی تعریف شده‌اند.

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

چارک	گروه سالم	گروه بیمار	ارزش P
	زاویه خم‌شدن 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 خم‌شدن 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 به‌صورت میانگین ± انحراف معیار برای متغیرهای کمّی تعریف شده‌اند.

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.

به‌تدریج با افزایش دامنه خم‌شدن به جلو، میزان مشارکت هیپ در این گروه افزایش یافت، تا جایی که در چارک چهارم دوره خم‌شدن، میزان میانگین نسبت مشارکت ستون فقرات کمری به هیپ در این افراد به ۰/۵۴ رسید. بالعکس، در دوره برگشت از خم‌شدن، 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

www.SID.ir

Archive of SID

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 به‌تدریج 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 ۱ بود (جدول ۴).

در چارک دوم دوره خم‌شدن تنه، زاویه خم‌شدن ستون فقرات کمری به‌طور معنی داری در گروه بیماران مبتلا به بی‌ثباتی ستون فقرات کمری نسبت به گروه افراد سالم بیشتر بود (P=۰/۰۱۶). 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=۰/۰۱۶) 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=۰/۰۰۱).

جدول ۴: نسبت مشارکت ستون فقرات کمری به هیپ (میانگین ± 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	۱/۴۱ ± ۰/۱۶	۱/۲۵ ± ۰/۲۹	۰/۰۳۳
دوم	۰/۹۳ ± ۰/۰۹	۱/۰۱ ± ۰/۰۵	۰/۰۰۱
سوم	۰/۷۰ ± ۰/۰۸	۰/۷۴ ± ۰/۰۸	۰/۱۳۹
چهارم	۰/۵۴ ± ۰/۲۰	۰/۴۴ ± ۰/۱۰	۰/۰۲۹
دوره برگشت از خم‌شدن تنه			
اول	۰/۵۸ ± ۰/۲۵	۰/۵۵ ± ۰/۱۴	۰/۶۶۱
دوم	۰/۹۸ ± ۰/۱۵	۰/۹۱ ± ۰/۱۳	۰/۱۵۰
سوم	۱/۱۶ ± ۰/۰۸	۱/۱۰ ± ۰/۰۸	۰/۰۳۱
چهارم	۰/۹۹ ± ۰/۲۸	۰/۸۲ ± ۰/۲۳	۰/۰۳۸

داده‌ها به‌صورت میانگین ± انحراف معیار برای متغییرهای کمّی تعریف شده‌اند.

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

	گروه سالم	گروه بیمار	Pارزش
دوره خم‌شدن تنه			
زاویه خم‌شدن ستون فقرات کمری	۴۷/۳۰ ± ۳/۳۵	۴۷/۱۷ ± ۲/۴۸	۰/۸۸۴
زاویه خم‌شدن هیپ	۵۶/۱۹ ± ۱/۰۶	۵۵/۹۲ ± ۱/۴۰	۰/۴۷۶
نسبت مشارکت ستون فقرات کمری به هیپ	۰/۸۴ ± ۰/۰۶	۰/۸۴ ± ۰/۰۵	۰/۹۱۲
دوره برگشت از خم‌شدن			
زاویه خم‌شدن ستون فقرات کمری	۵۰/۱۵ ± ۴/۵۶	۴۷/۸۴ ± ۳/۶۷	۰/۰۷۳
زاویه خم‌شدن هیپ	۵۳/۳۵ ± ۱/۶۲	۵۴/۶۳ ± ۱/۱۹	۰/۰۰۵
نسبت مشارکت ستون فقرات کمری به هیپ	۰/۹۴ ± ۰/۱۰	۰/۸۷ ± ۰/۰۶	۰/۰۱۷

داده‌ها به‌صورت میانگین ± انحراف معیار برای متغییرهای کمّی تعریف شده‌اند.

www.SID.ir

Archive of SID

بحث

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 خم‌شدن 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 خم‌شدن 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 خم‌شدن 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 خم‌شدن و برگشت از خم‌شدن بررسی کردند. آنان نشان دادند نسبت مشارکت ستون فقرات کمری به هیپ در فازهای اول تا چهارم حرکت خم‌شدن به ترتیب ۱/۴، ۱، ۰/۷ و ۰/۵ و در فازهای اول تا چهارم حرکت برگشت از خم‌شدن به ترتیب ۰/۶، ۱، ۱/۲ و ۱ بود [۱۳]. فرض برعکس‌بودن ریتم کمری-لگنی در بیماران مبتلا به بی‌ثباتی بالینی ستون فقرات کمری که در منابع مرتبط به آن اشاره شده بود و به معنی بیشتربودن حرکت هیپ در ابتدا و بیشتربودن حرکت ستون فقرات کمری در انتهای حرکت خم‌شدن است [۲، ۸، ۱۱، ۲۴]، در مطالعه حاضر تأیید نشد. در منابع بالینی مرتبط، از اصطلاح برعکس‌شدن ریتم کمری لگنی استفاده شده است، درحالی‌که مطالعات آزمایشگاهی این مورد را تأیید نکرده‌اند. به نظر می‌رسد استفاده از اصطلاح «برعکس‌شدن ریتم» یک اصطلاح غیردقیق است و بهتر است از اصطلاح «اختلال در ریتم» استفاده شود [۱۳].

نتایج مطالعه حاضر نشان داد در میانه حرکت خم‌شدن تنه، حرکت خم‌شدن 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 خم‌شدن ستون فقرات کمری در زیرگروه بیماران مبتلا به سندروم فلکسیون-روتاسیون نسبت به افراد سالم در میانه حرکت خم‌شدن 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 رباط‌ها، به‌عنوان 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 خم‌شدن ستون فقرات کمری در چارک دوم حرکت خم‌شدن 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 مختل‌شده 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 بین سگمانی را ندارند و این عدم کنترل کافی که به‌صورت هیپرموبیلیتی بروز می‌یابد، ممکن است علت درد این بیماران در دامنه‌های میانی حرکت خم‌شدن تنه باشد [۸، ۲۵، ۲۷، ۲۸].

در مطالعه حاضر، در چارک دوم حرکت خم‌شدن تنه، زاویه خم‌شدن هیپ نیز در افراد مبتلا به بی‌ثباتی بالینی ستون فقرات کمری نسبت به گروه سالم به‌طور معنی‌داری کمتر بود. خم‌شدن کامل تنه همراه با خم‌شدن ستون فقرات کمری نیازمند چرخش قدامی لگن است. انقباض اکسنتریک عضلات ارکتوراسپاین حین خم‌شدن ستون فقرات و همین‌طور انقباض اکسنتریک عضلات اکستانسور هیپ و به‌خصوص عضله هامسترینگ باعث کنترل حرکات ستون فقرات و لگن حین تکلیف حرکتی خم‌شدن 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 توجیه‌کننده کمتربودن حرکت هیپ حین چارک دوم حرکت خم‌شدن 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 بیشتربودن تمایل این بیماران در حرکت برگشت از خم‌شدن 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

www.SID.ir

Archive of SID

این بیماران احتمال چرخش ستون فقرات کمری حین حرکت خم‌شدن تنه وجود دارد، پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده متغیرهای مرتبط با ریتم کمری-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 کمری-لگنی و پدیده آسودگی خمشی بیماران مبتلا به بی‌ثباتی بالینی ستون فقرات کمری مورد توجه قرار گیرد.

نتیجه‌گیری

بر اساس یافته‌های مطالعه حاضر می‌توان نتیجه گرفت ریتم کمری-لگنی در بیماران مبتلا به بی‌ثباتی بالینی ستون فقرات کمری در مقایسه با افراد سالم به شکل افزایش زاویه خم‌شدن ستون فقرات کمری و کاهش زاویه خم‌شدن هیپ در بیماران مبتلا به بی‌ثباتی بالینی ستون فقرات کمری 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 کمری 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 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, Vanderthommen M. Lumbar functional instability: a critical appraisal of the literature. Annales de readaptation et de medecine 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-Paszkowska 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

www.SID.ir

Archive of SID

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

www.SID.ir