

# ارزیابی دینامیک حرکات ستون فقرات کمری در بیماران مبتلا به بی‌ثباتی قطعه‌ای کمری

\*امیر احمدی<sup>۱</sup>، محمد پرنیان پور<sup>۲</sup>، نادر معروفی<sup>۳</sup>، حمید بهتاش<sup>۴</sup>، هاجر ذکاوت<sup>۵</sup>

## چکیده

هدف: بی‌ثباتی قطعه‌ای ستون فقرات کمری یکی از زیرگروه‌های کمردردهای غیراختصاصی می‌باشد که هنوز علت و تشخیص قطعی آن با روش‌های موجود کاملاً روشن نیست. هدف از این مطالعه معرفی روشی جدید و تکرارپذیر است که قابلیت ارزیابی کینماتیک ستون فقرات کمری را در صفحه ساژیتال داشته باشد.

روش بررسی: در این مطالعه که از نوع اعتبارسنجی و به روش مقایسه‌ای می‌باشد، ۱۵ بیمار مشکوک به بی‌ثباتی قطعه‌ای ستون فقرات کمری که به صورت ساده و دردسترس انتخاب شده بودند و ۱۵ فرد سالم که با بیماران جور شده بودند، تحت بررسی پارامترهای کینماتیک قطعات حرکتی کمری در حین حرکات فلکسیون و اکستنسیون با استفاده از فلوروسکوپ دیجیتال پالس قرار گرفتند. پارامترهایی همچون جابجایی انتقالی قطعه‌ای، جابجایی زاویه‌ای قطعه‌ای و طول خط مسیر مراکز چرخش لحظه‌ای (PICR) برای هر قطعه حرکتی محاسبه گردید. همچنین الگوی حرکتی فقرات کمری نیز بین دو گروه مورد مطالعه و مقایسه قرار گرفت. داده‌های حاصل با استفاده از آزمون‌های آماری مجذور خی، کولموگروف-اسمیرنوف، تی مستقل و تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها: جابجایی انتقالی در حین حرکات فلکسیون و اکستنسیون در بیماران تفاوت معناداری را در قطعه حرکتی L5-S1 نشان داد ( $P < 0/001$ ). طول خط PICR نیز برای مهره‌های L1 و L5 در حین حرکت اکستنسیون در بیماران تفاوت معناداری را نشان داد ( $P < 0/001$ ). ۶ بیمار نیز الگوی حرکتی «ترتیبی-تأخیری» را نشان داده و تفاوت معناداری با سایرین داشتند ( $P < 0/001$ ).

نتیجه‌گیری: در حالی که اغلب مطالعات گذشته نتوانسته‌اند تفاوت مشخصی بین بیماران دچار بی‌ثباتی قطعه‌ای مهره‌های کمری و افراد سالم گزارش نمایند، در این مطالعه تفاوت‌هایی بین این بیماران و افراد سالم در منطقه میانی دامنه حرکتی مشخص گردید. به نظر می‌رسد با استفاده از تجهیزات جدیدی همچون ویدئوفلوروسکوپ دیجیتال تشخیص مشکلاتی همچون ناپایداری قطعه‌ای مهره‌های کمری روشن‌تر شود.

کلید واژه‌ها: ویدئوفلوروسکوپ / ستون فقرات کمری / بی‌ثباتی قطعه‌ای / کینماتیک / حرکت

- ۱- دانشجوی دکترای فیزیوتراپی، عضو هیئت علمی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران
- ۲- دکترای بیومکانیک، استاد دانشگاه صنعتی شریف
- ۳- دکترای فیزیوتراپی، استادیار دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران
- ۴- ارتوپد، استادیار دانشگاه علوم پزشکی ایران
- ۵- رادیولوژیست، استادیار دانشگاه علوم پزشکی ایران

تاریخ دریافت مقاله: ۸۷/۷/۱۴

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۷/۹/۲۵

\* آدرس نویسنده مسئول:

تهران، میدان مادر، خیابان شهید شاه نظری، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، گروه فیزیوتراپی  
تلفن: ۲۲۲۲۷۱۵۹

\*E-mail: amirahmadi.pt@gmail.com



## مقدمه

کمردرد یکی از شایعترین مشکلات جوامع صنعتی می‌باشد که مخارج مستقیم و غیرمستقیم زیادی دارد. نزدیک به ۸۰٪ افراد بالای ۳۰ سال در دوره‌های مختلف زندگی کمردرد را تجربه می‌کنند (۱). ۸۵ بیمار کمردردی در گروهی به نام "کمردرد غیراختصاصی" جای می‌گیرند که اشاره به گروه ناهمگنی دارد که شامل انواع مختلف مشکلات کمر می‌باشد و اطلاعات درمانی مختصری در مورد این گروه در دسترس است (۲). "بی‌ثباتی قطعه‌ای کمری" (LSI) یکی از زیرمجموعه‌های مهم کمردردهای غیراختصاصی می‌باشد (۳-۵) که شناخت دقیق آن در معاینات بالینی هنوز ممکن نیست (۴). یکی از روش‌های رایج شناسایی بی‌ثباتی قطعه‌ای کمری استفاده از رادیوگرافی عملکردی<sup>۱</sup> یا رادیوگرافی «فلکسیون - اکستنسیون» می‌باشد که در این روش در نمای سائیتال یک کلیشه رادیوگرافی در وضعیت نهایت اکستنسیون و سپس یک کلیشه نیز در وضعیت نهایت فلکسیون ستون فقرات کمری از بیمار گرفته می‌شود و در نتیجه وجود جابجایی انتقالی و دورانی بیش از حد در بین مهره‌های کمری در این دو کلیشه مورد ارزیابی قرار می‌گیرد (۶-۱۹). فاکتورهای دیگری همچون کنترل عصبی - عضلانی حرکات ستون فقرات و نیز ماهیت حرکت در دامنه میانی می‌توانند منجر به شناسایی این اختلال شوند. مسیر مراکز چرخش لحظه‌ای<sup>۳</sup> (PICR) ممکن است در صورت وجود بی‌ثباتی قطعه‌ای مختل شود (۲۰) که در مورد بیماران مبتلا به این بی‌ثباتی تابه‌حال به صورت بالینی روی افراد مورد بررسی قرار نگرفته است. در نتیجه به نظر می‌رسد که برای شناسایی مشکلاتی همچون بی‌ثباتی قطعه‌ای کمری بررسی کیفی و کمی حرکات ستون فقرات لازم باشد. روش قدیمی رادیوگرافی که به منظور شناسایی بی‌ثباتی قطعه‌ای مورد استفاده قرار می‌گیرد (رادیوگرافی عملکردی) دارای محدودیت‌هایی همچون واریانس زیاد، ماهیت استاتیکی و خطای اندازه‌گیری زیاد است (۲۶-۲۷). از آنجاکه ممکن است اختلالات حرکتی در دامنه میانی ستون فقرات رخ دهد (۲۸، ۲۷)، نیاز به روش‌های تشخیصی کینماتیکی خاصی است که بتوانند ماهیت حرکات ستون فقرات را شناسایی کنند.

ویدئوفلوروسکوپی دیجیتال<sup>۴</sup> (DVF) به عنوان ابزار دقیقی که می‌تواند حرکات طبیعی و غیر طبیعی مهره‌های کمری را بررسی نماید مطرح می‌باشد (۲۶، ۲۹-۳۴) و به نظر می‌رسد بتواند عملکردهای غیر طبیعی بیماران دچار بی‌ثباتی قطعه‌ای کمری را که از نظر ساختاری به وسیله اشعه ایکس سالم تشخیص داده شده‌اند شناسایی نماید. هدف از این مطالعه استفاده از ویدئو فلوروسکوپی دیجیتال برای

گروهی از بیماران مشکوک به بی‌ثباتی قطعه‌ای کمری و گروه کنترل به منظور یافتن روشی جدید و اطمینان از تکرارپذیر بودن آن است که قابلیت ارزیابی کینماتیک ستون فقرات کمری را در صفحه سائیتال داشته باشد.

## روش بررسی

این مطالعه از نوع اعتبارسنجی و به روش مقایسه‌ای بوده و توسط کمیته اخلاق دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران تصویب و در سالهای ۸۷-۱۳۸۶ در بیمارستان لاله تهران به انجام رسیده است. ۱۵ بیمار دچار کمردرد مزمن مشکوک به بی‌ثباتی قطعه‌ای مطابق معیارهای مورد نظر و به روش در دسترس انتخاب و با ۱۵ فرد سالم که به صورت هدفمند و جورکردن<sup>۵</sup> با گروه مورد انتخاب شده بودند، مورد مقایسه قرار گرفتند. افراد سالم در یک سال گذشته هیچ سابقه‌ای از کمردرد نداشته و از نظر فاکتورهای همچون سن، قد، وزن، جنس و شاخص توده بدنی<sup>۶</sup> (BMI) با بیماران جور شده بودند. اگر چه در مطالعات مشابه مشخص شده که جنسیت تأثیری در کینماتیک مهره‌های کمری نداشته (۴۳، ۳۴، ۳۳) و لذا نیازی به برابر بودن جمعیت مردها و زنان وجود نداشت. جهت انتخاب بیماران با توجه به الگوی ارائه شده توسط هیکس و همکارانش افرادی که ۳ فاکتور از ۴ فاکتور زیر را داشتند به عنوان افراد مشکوک به بی‌ثباتی قطعه‌ای وارد مطالعه شدند (۳۵).

این ۴ فاکتور عبارت بودند از: ۱- وجود یک الگوی حرکتی نادرست (شامل gower's sign، instability catch و arch pain) ۲- سن کمتر از ۴۰ سال ۳- مثبت شدن تست prone instability ۴- SLR<sup>۷</sup> بیشتر از ۹۰ درجه. لازم به ذکر است که برای این الگوی ارائه شده، حساسیتی<sup>۸</sup> برابر با ۰/۸۳ (۰/۹۴-۰/۶۱) و ویژگی<sup>۹</sup> برابر با ۰/۵۶ (۰/۷۱-۰/۴) گزارش شده است (۳۵). چنانچه بیماران انتخاب شده در روز انجام تحقیق، براساس معیار دیداری<sup>۱۰</sup> (VAS)، درد بیشتر از ۳ داشتند از مطالعه خارج می‌شدند. سایر معیارهای خروج برای هر دو گروه شامل جراحی ستون فقرات، اسپوندیلولیتیزیس و بارداری در خانمها بود. قبل از امضای رضایت نامه کتبی، به تمام افراد شرکت کننده اطلاعات

- 1- Lumbar Segmental Instability
- 2- Functional
- 3- Pathway of Instantaneous Center of Rotation
- 4- Digital Video Fluoroscopy
- 5- Matching
- 6- Body Mass Index
- 7- Straight Leg Raise
- 8- Sensitivity
- 9- Specificity
- 10- Visual Analogue Scale



بود. پارامترهایی همچون جابجایی انتقالی و زاویه‌ای قطعه‌ای براساس روش پنججایی و وایت (۱۸) و با استفاده از نرم افزار کارا<sup>۱</sup> (طراحی شده توسط شرکت پایارستاک کوشا) مورد اندازه‌گیری قرار گرفت. در ادامه، مرکز چرخش لحظه‌ای در هر فریم برای هر مهره کمری محاسبه شد (۳۸) و در نتیجه به ازای ۵ نقطه انتخابی، ۴ مرکز چرخش لحظه‌ای<sup>۲</sup> برای هر مهره کمری حاصل شد. به این ترتیب، طول خطی که از این ۴ نقطه می‌گذشت به عنوان PICR آن مهره در نظر گرفته شد.

به منظور تعیین تکرارپذیری interimage دو مرتبه فلوروسکوپی از یک فرد با فاصله ۵ دقیقه به عمل آمد. برای ارزیابی تکرارپذیری intrimage هم دو مرتبه محاسبات ریاضی روی یک تصویر انجام شد. به این ترتیب که ۳۰ تصویر به صورت تصادفی با فاصله زمانی یک ماه، دو بار مورد تحلیل قرار گرفتند. همچنین به منظور محاسبه دقت روش مورد استفاده، تخته‌ای کائوچویی که روی آن با فواصل و زوایای مشخصی نشانه گذاری شده بود، با سرعت‌های مختلف به صورت دورانی حرکت داده شد و از حرکت این جسم فلوروسکوپی به عمل آمد. در ادامه ۳۰ تصویر از حرکت مذکور به صورت اتفاقی انتخاب شده و مورد تحلیل قرار گرفت. از آنجا که فواصل و زوایای این جسم جامد در حین حرکت ثابت بودند، هرگونه تفاوتی در نتایج حاصله نسبت به اندازه‌های واقعی (استاندارد طلایی) به عنوان خطا در نظر گرفته شد و چون خطاها شامل مقادیر مثبت و منفی بودند از  $RMS^4$  مقادیر خطا برای بیان دقت آن متغیر استفاده گردید.

به منظور بررسی توزیع طبیعی هر متغیر از آزمون آماری کولموگروف-اسمیرنوف استفاده شد. همچنین برای بررسی یکسان بودن دو گروه در متغیرهای سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی از آزمون تی مستقل استفاده گردید. برای بررسی تغییرات اتفاق افتاده در هر یک از نقاط نمونه برداری (هر ۲۵٪ از دامنه حرکتی) از آزمون آماری تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر<sup>۵</sup> استفاده شد. همچنین، به منظور شناسایی هرگونه تفاوت در طول خط PICR بین دو گروه و نیز وجود تفاوت در میانگین نقاط نمونه برداری بین دو گروه، آزمون تی مستقل مورد استفاده قرار گرفت. به منظور شناسایی تفاوت‌های موجود در الگوی حرکتی از آزمون آماری مجذور خی استفاده شد. آزمون ICC مدل (۲۰۱) برای اندازه‌گیری تکرارپذیری نسبی و معیار SEM برای اندازه‌گیری تکرارپذیری مطلق استفاده شدند. تمام محاسبات آماری توسط نرم‌افزار اسپ.اس.پی.اس. نسخه ۱۶ انجام پذیرفت.

کافی در مورد خطر اشعه ایکس مورد استفاده در حین آزمایش داده شد. به منظور انجام ویدئوفلوروسکوپی از دستگاه DAR-300 (شرکت Shimadzu، ساخت ژاپن) استفاده شد.

از آنجا که دامنه میانی حرکت در ستون فقرات کمری از اهمیت خاصی برخوردار است، از هر یک از نمونه‌ها خواسته شد در حالتی که دست به سینه و ایستاده هستند از ۱۰ درجه هایپراکستانسیون کمر شروع به خم شدن به جلو نمایند و پس از رسیدن به نهایت فلکسیون دوباره به حالت اولیه (۱۰ درجه هایپراکستانسیون در کمر) برگردند. برای ارزیابی حرکات ستون فقرات کمری از نمای ساژیتال استفاده شد، زیرا مهره‌های کمری در این نما دارای دامنه حرکتی بزرگتری هستند و همچنین "حرکات خارج از صفحه"<sup>۱</sup> کمتر خواهد بود (۳۶، ۳۷). بعد از ۵ دقیقه استراحت و راه رفتن، نمونه‌ها به منظور بررسی تکرارپذیری این روش، دوباره مورد ارزیابی قرار گرفتند (تکرارپذیری interimage). برای بهبود کیفیت تصاویر و جلوگیری از white-out در حین خم شدن تنه، یک جلیقه سربی پشت هر یک از نمونه‌ها قرار می‌گرفت. این جلیقه طوری طراحی شده بود که در هر حالتی به صورت عمودی روی کمر باقی می‌ماند و به دلیل وجود مرکز چرخش مشترک بین اجزا، قادر بود بدون این که دامنه حرکتی کمر را محدود نماید به راحتی به تبعیت از کمر خم و راست شود (شکل ۱).



شکل ۱- نحوه قرارگیری نمونه‌ها داخل دستگاه ویدئوفلوروسکوپی. جلیقه سربی با علامت مشخص شده است

دامنه حرکتی آناتومیک کمر با استفاده از زاویه بین سطح تحتانی مهره اول کمری و سطح فوقانی مهره اول خاجی تعیین گردید (۳۳). در این مطالعه، ۵ نقطه از دامنه حرکتی (۰٪، ۲۵٪، ۵۰٪، ۷۵٪ و ۱۰۰٪) در حرکت فلکسیون و ۵ نقطه نیز در حرکت اکستانسیون کمر مورد ارزیابی قرار گرفتند. به این ترتیب هر نقطه بیانگر ۲۵٪ از دامنه حرکتی

1- Out of plane motion  
2- Cara  
3- Instantaneous Center of Rotation  
4- Root Mean Square  
5 Repeated ANOVA



نتیجه آزمون تکرارپذیری Intraimage نشان داد که به طور میانگین مقدار ICC برای جابجایی زاویه‌ای قطعه‌ای ۰/۹۲ (با دامنه ۰/۸۴-۰/۹۶)، برای جابجایی انتقالی قطعه‌ای ۰/۹۲ (با دامنه ۰/۸۵-۰/۹۶) و برای طول خط PICR ۰/۹۳ (با دامنه ۰/۸۵-۰/۹۹) می‌باشد. میانگین SEM برای جابجایی زاویه‌ای قطعه‌ای ۱/۱۹ درجه (۰/۶۲-۱/۹۷)، برای جابجایی انتقالی قطعه‌ای ۰/۲۲ میلی‌متر (با دامنه ۰/۱۷-۰/۲۸) و برای طول خط PICR ۷/۶۷ میلی‌متر (با دامنه ۱۷/۳۵-۲/۱۶) به دست آمد. همچنین مقدار RMS خطا برای جابجایی زاویه‌ای ۰/۴۱ درجه و برای جابجایی انتقالی ۰/۲۶ میلی‌متر به دست آمد.

نمودار (۱) مقدار PICR در حرکات فلکسیون و اکستansیون کم‌ری را بین دو گروه مقایسه نموده است. الگوی خطی مقدار متغیرهای جابجایی انتقالی و زاویه‌ای قطعه‌ای برای هر قطعه حرکتی کم‌ری در حرکت فلکسیون در نمودار (۲) و در حرکت اکستansیون در نمودار (۳) ارائه شده است. نتایج آزمون آماری تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر نشان داد که تفاوت معناداری برای متغیرهای جابجایی انتقالی و زاویه‌ای قطعه‌ای بین دو گروه در هیچ یک از قطعات به جز قطعه L۵-S۱ و آن هم برای جابجایی انتقالی ( $P < 0.01$ ) بین دو گروه وجود ندارد ( $P > 0.05$ ) (نمودار ۴).

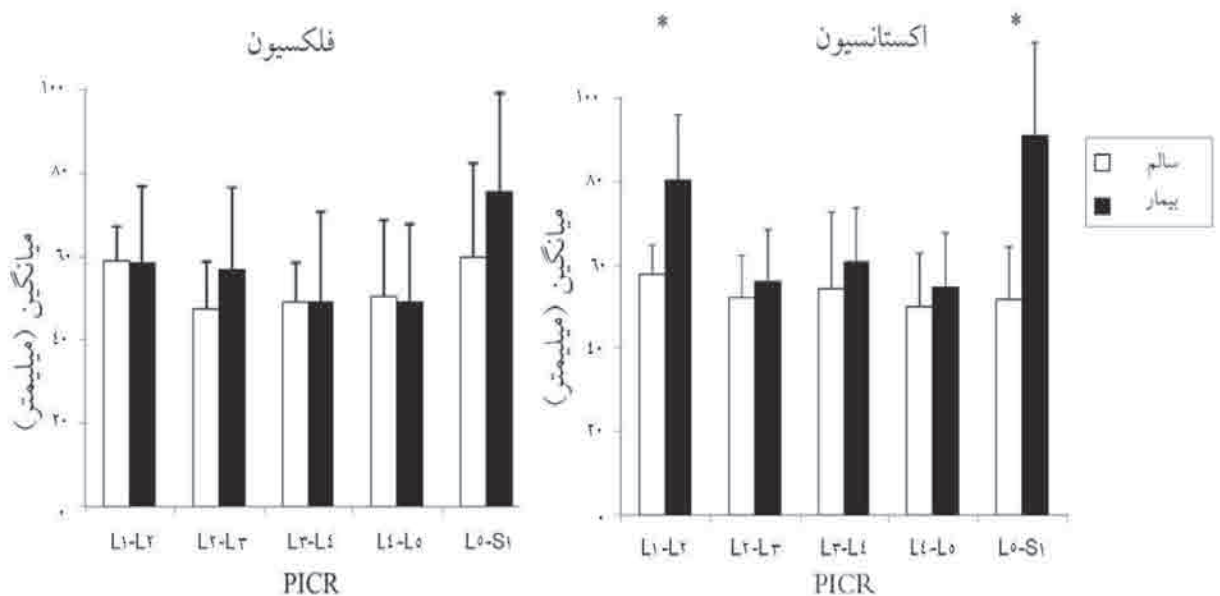
یافته‌ها

متغیرهایی همچون سن، قد، وزن، جنس و شاخص توده بدنی بین دو گروه تفاوت معنادار نداشتند (جدول ۱).

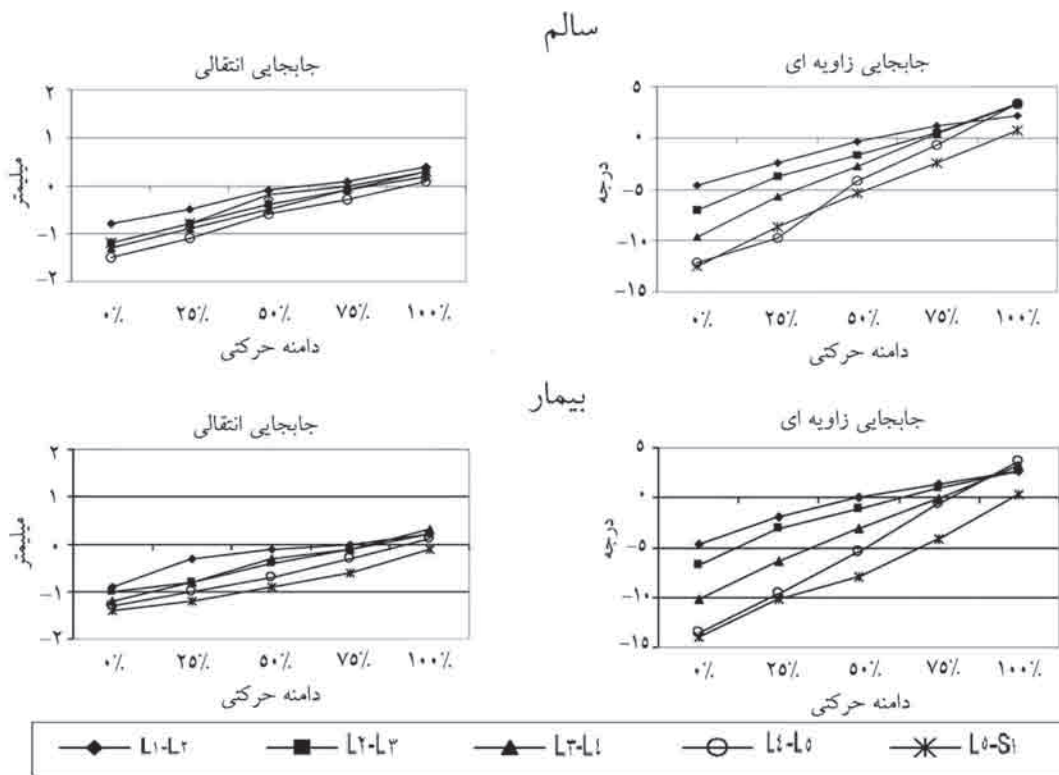
جدول ۱ - مقایسه شاخص‌های آماری متغیرهای پایه‌ای دو گروه

متغیر	سالم		بیمار		مقدار احتمال
	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	
سن (سال)	۲۶/۸۷	۴/۴۳	۳۰/۳۳	۷/۹۸	۰/۱۵۲
قد (سانتی‌متر)	۱۶۷/۷۳	۷/۷۳	۱۶۷/۶۰	۵/۶۷	۰/۹۵۱
وزن (کیلوگرم)	۶۰/۴۰	۶/۹	۶۴/۶۰	۱۳/۰۲	۰/۲۸۱
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	۲۱/۴۹	۲/۳۹	۲۳/۰۱	۴/۶۸	۰/۲۷۳

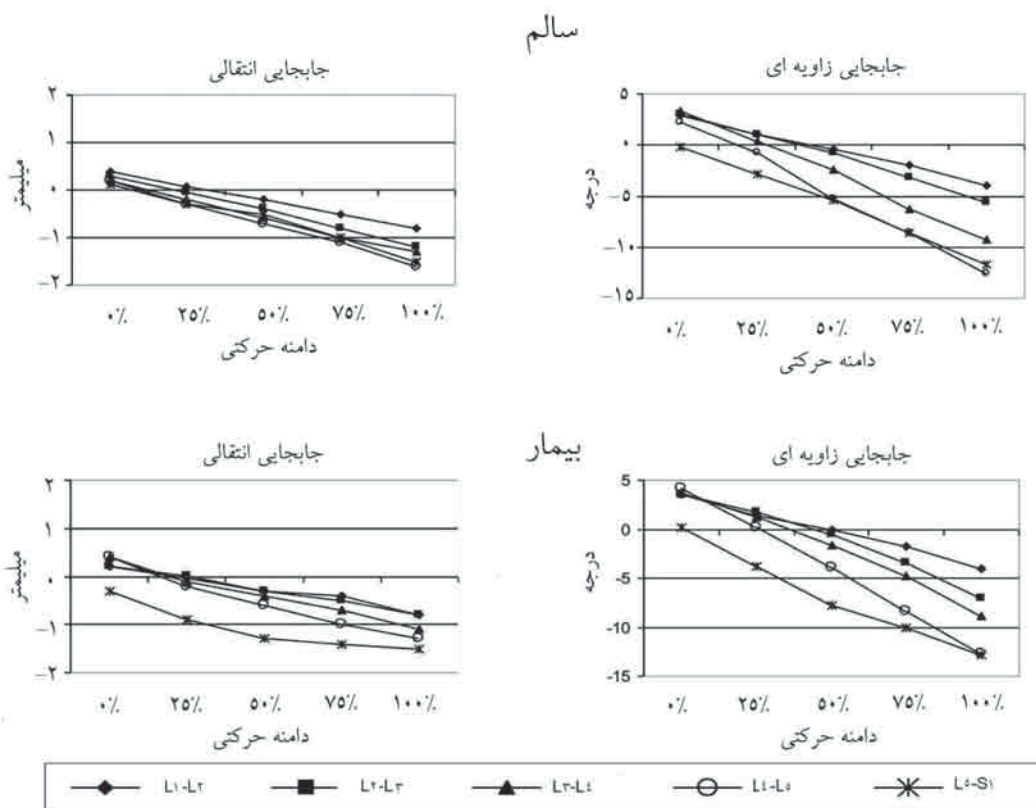
نتیجه آزمون تکرارپذیری Interimage مقدار ICC را به طور میانگین برای جابجایی زاویه‌ای قطعه‌ای ۰/۹۵ (با دامنه ۰/۸۹-۰/۹۸)، برای جابجایی انتقالی قطعه‌ای ۰/۹۲ (با دامنه ۰/۸۹-۰/۹۶) و برای طول خط PICR ۰/۹۵ (با دامنه ۰/۹۴-۰/۹۸) نشان داد. میانگین SEM برای جابجایی زاویه‌ای قطعه‌ای ۱/۱۹ درجه (با دامنه ۰/۷۷-۱/۴۵)، برای جابجایی انتقالی قطعه‌ای ۰/۱۹ میلی‌متر (با دامنه ۰/۱۱-۰/۲۲) و برای طول خط PICR ۴/۵ میلی‌متر (با دامنه ۲/۸-۸/۱۶) حاصل شد.



نمودار ۱ - طول خط PICR در حرکت فلکسیون و اکستansیون برای بیماران و افراد سالم (\* وجود تفاوت معنادار)

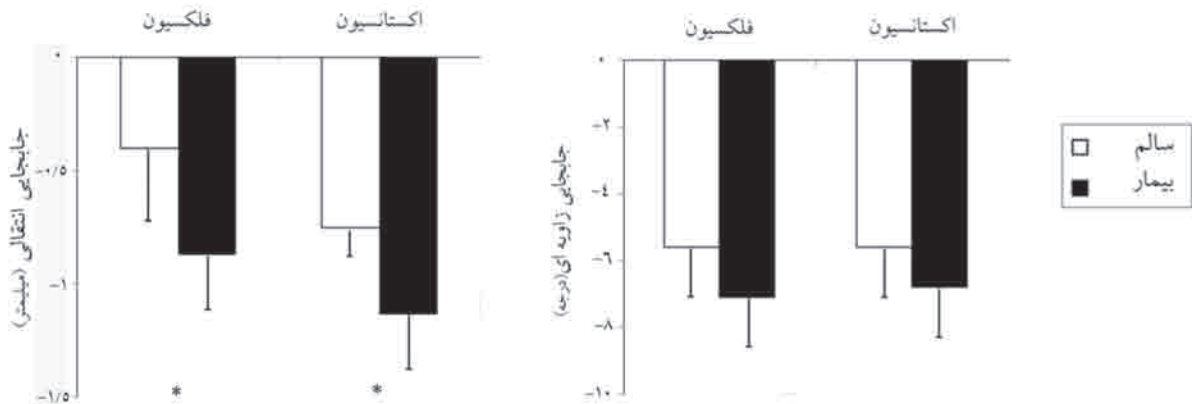


نمودار ۲- مقایسه جابجایی انتقالی و زاویه‌ای قطعه‌ای بین بیماران و افراد سالم در حرکت فلکسیون



نمودار ۳- مقایسه جابجایی انتقالی و زاویه‌ای قطعه‌ای بین بیماران و افراد سالم در حرکت اکستنسیون





نمودار ۴ - مقایسه جابجایی انتقالی قطعه‌ای بین دو گروه در حرکت فلکسیون و اکستنسیون در قطعه L5-S1 (\* وجود تفاوت معنادار).

همچنین آزمون آماری تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر نشان داد که جابجایی انتقالی در حرکت فلکسیون در نقاط ۰٪ و ۷۵٪ از دامنه حرکتی و همچنین در حرکت اکستنسیون در نقاط ۰٪ و ۲۵٪ و ۵۰٪ از دامنه حرکتی تفاوت معناداری بین دو گروه دارد ( $p < 0.001$ ). به‌طور میانگین PICR در افراد سالم  $53/16 \pm 17/4$  میلیمتر (با دامنه ۵۷/۸-۴۷/۵) و برای بیماران  $57/8 \pm 10/9$  میلیمتر (با دامنه ۷۵/۸-۴۸/۹) در حرکت فلکسیون حاصل شد. نتیجه آزمون تی نشان داد که طول خط PICR مربوط به مهره‌های L1 و L5 در حین حرکت اکستنسیون در گروه بیماران به‌صورت معناداری بیشتر از افراد سالم بوده است ( $P < 0.001$ ) (نمودار ۱). الگوی حرکتی در تمام افراد سالم در حین حرکات فلکسیون و اکستنسیون کمری "الگوی همزمان" بود، اما ۶ بیمار در قطعه حرکتی L5-S1 "الگوی تأخیری - ترتیبی" داشته‌اند که با استفاده از آزمون مجذور خی این تفاوت معنادار شناخته شد ( $P < 0.001$ ).

همچنین آزمون آماری تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر نشان داد که جابجایی انتقالی در حرکت فلکسیون در نقاط ۰٪ و ۷۵٪ از دامنه حرکتی و همچنین در حرکت اکستنسیون در نقاط ۰٪ و ۲۵٪ و ۵۰٪ از دامنه حرکتی تفاوت معناداری بین دو گروه دارد ( $p < 0.001$ ). به‌طور میانگین PICR در افراد سالم  $53/16 \pm 17/4$  میلیمتر (با دامنه ۵۷/۸-۴۷/۵) و برای بیماران  $57/8 \pm 10/9$  میلیمتر (با دامنه ۷۵/۸-۴۸/۹) در حرکت فلکسیون حاصل شد. نتیجه آزمون تی نشان داد که طول خط PICR مربوط به مهره‌های L1 و L5 در حین حرکت اکستنسیون در گروه بیماران به‌صورت معناداری بیشتر از افراد سالم بوده است ( $P < 0.001$ ) (نمودار ۱). الگوی حرکتی در تمام افراد سالم در حین حرکات فلکسیون و اکستنسیون کمری "الگوی همزمان" بود، اما ۶ بیمار در قطعه حرکتی L5-S1 "الگوی تأخیری - ترتیبی" داشته‌اند که با استفاده از آزمون مجذور خی این تفاوت معنادار شناخته شد ( $P < 0.001$ ).

### بحث

بررسی کینماتیک حرکات ستون فقرات کمری توسط تجهیزات مختلفی همچون رادیوگرافی عملکردی (۴۰، ۳۹، ۲۵، ۱۳، ۱۲، ۹، ۸)، سینه رادیوگرافی (۴۲، ۴۱) و ویدئو فلوروسکوپی (۳۴-۲۹، ۲۶) در بیماران و افراد سالم بررسی شده است. برخی از این مطالعات به بررسی تعدادی از قطعات کمری اکتفا نموده (مثلاً L3 تا S1) (۴۲، ۴۱، ۳۲، ۳۱، ۲۶) و برخی دیگر نیز فقط جابجایی زاویه‌ای را اندازه‌گیری کرده و به سایر پارامترها توجهی نداشته‌اند (۴۳، ۳۴، ۳۳، ۱۷). همچنین برخی از مطالعات با استفاده از دوربین و فیلمبرداری از مانیتور دستگاه فلوروسکوپی غیردیجیتال به بررسی پارامترهای

1- Hypermobility  
2- Hypomobility  
3- Coactivation



تنه در فعالیت‌های دینامیک وارد عمل شده و احتمالاً با استفاده هم انقباضی و در نتیجه ایجاد کم تحرکی بیش از حد سعی در جبران بی‌ثباتی موجود دارند.

یکی دیگر از مشکلاتی که در سایر مطالعات مشابه به چشم می‌خورد این است که مقایسه بیماران یا افراد سالم با یکدیگر در فریم‌های ثابت یا زمانهای ثابتی انجام پذیرفته است (۴۳، ۴۲، ۳۴-۳۰). از آنجا که سرعت حرکت و دامنه حرکتی کلی هر فرد متفاوت است، مقایسه نتایج بین افراد باروش مذکور سؤال برانگیز است. در این مطالعه برای کنترل واریانس موجود بین نمونه‌ها در دامنه کلی حرکت و دامنه قطعه‌ای از نرمال کردن فریم‌ها استفاده گردید. به این ترتیب که از هر ۲۵٪ از دامنه حرکتی یک تصویر انتخاب شده و مورد تحلیل قرار گرفت.

الگوی حرکتی طبیعی ستون فقرات کمری در حین حرکات فلکسیون و اکستنسیون کمر هنوز به درستی مشخص نشده است. کانایاما و همکارانش (۴۴) اشاره نموده‌اند که در افراد سالم حرکت در هر قطعه کمری به صورت "ترتیبی" از قطعات بالایی شروع شده و با تأخیر مشخصی در قطعات پایینی انجام می‌شود. محققانی چون وُنگ و همکاران (۳۳، ۳۴) و لی و همکاران (۴۳) الگوی "همزمان" را به عنوان الگوی طبیعی حرکتی در ستون فقرات کمری معرفی نموده‌اند. در این بین آکاوا و همکاران (۳۰) هر دو الگوی "همزمان" و "ترتیبی" را به عنوان الگوی طبیعی گزارش نموده‌اند. در این مطالعه، الگوی "همزمان" در تمام افراد سالم و نیز در ۹ بیمار دیده شد و این یافته بیانگر این است که هر قطعه حرکتی کمری در حین خم یا راست شدن در هر لحظه سهم مشخصی از حرکت خواهد داشت.

به نظر می‌رسد که ثابت کردن مفصل ران در حین انجام تست ممکن است باعث تغییر الگوی حرکتی اصلی در ناحیه کمر شود. برخی از مطالعات قبلی به منظور دستیابی به تصاویری با کیفیت بهتر مجبور بودند که از ثابت نمودن مفصل ران در حین تست استفاده نمایند (۴۲، ۴۱، ۳۲-۳۰، ۲۶)، در حالی که در مطالعه اخیر مفصل ران ثابت نشده و نمونه‌ها قادر بودند به راحتی و بدون محدودیت حرکت نمایند. به علاوه ۶ بیمار در قطعه حرکتی L۵-S۱ الگوی "ترتیبی - تأخیری" را نشان دادند که شاید به علت کم تحرکی در دامنه میانی این قطعه حرکتی باشد. به عبارت دیگر، با شروع حرکت در سایر قطعات، در این قطعه حرکتی در ۰٪، ۲۵٪ و ۵۰٪ از دامنه، حرکتی آغاز نمی‌شود، مگر اینکه به ۷۵٪ از دامنه رسیده باشد و در این لحظه حرکت در قطعه مذکور شروع می‌شود و در نتیجه این قطعه مجبور است که تمام دامنه موجود خود را در محدوده بین ۷۵٪ تا ۱۰۰٪ از دامنه طی نماید.

در مطالعات انجام شده در زمینه کمردرد بیان شده است که بیماران کمردرد مزمن در طول زندگی از دوره‌های مختلفی که درد آنها در آن دوره افزایش یافته و پس از اتمام دوره کاهش می‌یابد شکایت دارند (۴۶، ۴۵). به این ترتیب درد در این بیماران می‌تواند به عنوان یک فاکتور مخدوش کننده مطرح باشد که ممکن است حتی باعث تغییر در الگوی حرکتی فقرات کمری شود (۵۰-۴۷). بر همین اساس لازم است که محققین شدت درد را در حین انجام پروژه‌های تحقیقاتی در نظر داشته باشند. مطالعات انجام شده در زمینه کینماتیک فقرات کمری (با استفاده از فلوروسکوپی و سینه رادیوگرافی) به فاکتور شدت درد و استفاده از آن در انتخاب بیماران توجهی نداشته‌اند. این در حالی است که در مطالعه حاضر، بیمارانی که شدت درد آنها در جلسه انجام تست بر اساس معیار دیداری درد (VAS) بیشتر از ۳ بود از مطالعه خارج شدند و به این ترتیب با به‌کارگیری این استراتژی تأثیر درد بر الگوی حرکتی کمری کنترل شد.

بیماران دچار بی‌ثباتی قطعه‌ای به عنوان یکی از زیرگروه‌های بیماران کمردردی شناخته می‌شوند (۵۲، ۵۱، ۴۷، ۳۵) و کم شدن سفتی آیین قطعات در این بیماران مطرح شده است و عنوان شده که به همین دلیل تحمل نیروهای در حد طبیعی هم می‌تواند باعث شروع درد این بیماران شود (۴۷). در گذشته تشخیص بی‌ثباتی قطعه‌ای کمری بر اساس مطالعاتی که با استفاده از رادیوگرافی عملکردی (فلکسیون - اکستنسیون) در نمای ساژیتال به بررسی جابجایی انتقالی و زاویه‌ای قطعه‌ای پرداخته‌اند صورت می‌پذیرفته و در نهایت این محققین برای این دو متغیر آستانه‌هایی را تعریف نموده‌اند که بیشتر شدن این دو متغیر از آستانه‌های تعریف شده به عنوان بی‌ثباتی قطعه‌ای تلقی می‌شود (۱۹-۶)، اما متأسفانه به نظر می‌رسد که با توجه به خطای بالای ارائه شده برای این روش (۱۲، ۷) این‌گونه ارزیابی‌ها کارایی لازم را ندارند.

اشنایدر و همکاران در مطالعه‌ای در مورد بیماران دچار اسپوندیلولیس‌تیزیس که به عنوان نماد بی‌ثباتی مطرح هستند، با استفاده از رادیوگرافی عملکردی روش جدیدی برای محاسبه جابجایی انتقالی ارائه و اشاره نموده‌اند که در بیماران مذکور در حین حرکت خم شدن به جلو، در قطعه دچار سرخوردگی، جابجایی خلفی (خلاف جهت حرکت) صورت می‌پذیرد (۵۳). همچنین تپهن و همکاران گزارش نموده‌اند که در بیماران دچار بی‌ثباتی قطعه‌ای کمری در دامنه میانی حرکت (۲۵٪ تا ۷۵٪ از دامنه کلی) جابجایی خلفی قطعه‌ای صورت گرفته است (۲۶). مطالعه حاضر نشان داد که



است. در همین راستا محققین این طرح از این پس بیمارانی را که به عنوان بی ثباتی قطعه‌ای شناخته می‌شوند به مرکز رادیولوژی معرفی می‌نمایند تا با استفاده از تجهیزات و روشهای انجام شده در این تحقیق، مورد ارزیابی دینامیک (فلوروسکوپی دیجیتال) قرار بگیرند. بدیهی است که DVD حاصل شده از حرکات دینامیک بیماران می‌تواند جزئیات حرکات قطعات کمری را برای پزشکان ارتوپد و به‌خصوص فیزیوتراپیست‌ها بهتر از کلیشه‌های رایج نشان دهد. همچنین در صورت استفاده از این نوع ارزیابی، قبل و بعد از درمان‌های توانبخشی، می‌توان بهبودی یا عدم بهبودی بیماران را بررسی نمود.

در صورت وجود بی ثباتی قطعه‌ای کمری، قطعه حرکتی معیوب ممکن است دقیقاً از سایر قطعات پیروی نکند و رفتار غیر هماهنگی را در مقایسه با دیگر قطعات ستون فقرات از خود نشان دهد، اما هیچگونه جابجایی معکوسی بین بیماران دیده نشد.

### نتیجه‌گیری

به نظر می‌رسد که با استفاده از تجهیزات جدیدی همچون ویدئوفلوروسکوپی دیجیتال بتوان با تکرارپذیری بالایی به بررسی مشخصات کینماتیکی ستون فقرات پرداخت و در نتیجه در آینده‌ای نزدیک شاید بتوان بی ثباتی قطعه‌ای کمری را از گروه بیماران کم‌مردد غیر اختصاصی جدا نمود که این امر مستلزم بررسی‌های بیشتری

### منابع:

- Zheng Y, Nixon MS, Allen R. Lumbar spine visualization based on kinematics' analysis from video fluoroscopic imaging. *Med Eng Phys* 2003; 25(3):171-9.
- Petersen T, et al. Inter-tester reliability of a new diagnostic classification system for patients with non-specific low back pain. *Aust J Physioth* 2004; (50):85-94.
- Frymoyer J, Pope M, Wilder D. Segmental instability, in the lumbar spine, J. Weinstein and S. Wiesel, Editors. 1990; WB Saunders: Philadelphia. 612-36.
- Hicks G, Fritz J, Delitto A. Interrater reliability of clinical examination measures for identification of lumbar segmental instability. *Arch Phys Med Rehabil* 2003;(84):1858-64.
- O'sullivan P. Lumbar segmental 'instability': clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Manual Therapy* 2000; 5(1): 2-12.
- Abbott JH, et al. Lumbar segmental mobility disorders: comparison of two methods of defining abnormal displacement kinematics in a cohort of patients with non-specific mechanical low back pain. *BMC Musculoskelet Disord* 2006; 7: 45.
- Boden S, Wiesel S. Lumbosacral segmental motion in normal individuals. *Spine* 1990; 15(6): 571-575.
- Dupuis P, Yong-Hing K, Cassidy J. Radiological diagnosis of degenerative lumbar spinal instability. *Spine* 1985; 10: 262-76.
- Dvorak J, Panjabi MM, Chang DG, Theiler R, Grob D. Functional radiographic diagnosis of the lumbar spine. *Spine* 1991; 16(5):562-571
- Dvorák J, et al. Clinical validation of functional flexion- extension roentgenograms of the lumbar spine. *Spine* 1991; 16: 943-50.
- Friberg O. lumbar instability: a dynamic approach by traction-compression radiography. *Spine* 1987; 12(2):119-129.
- Hayes M, et al. Roentgen graphic evaluation of lumbar spine flexion-extension in asymptomatic individuals. *Spine* 1989; 14(3):327-331.
- Knutsson F. The instability associated with disc herniation in the lumbar spine. *Acta Radiol* 1944; (25):593-609.
- Korpi J, et al. Radiological translatory mobility between lumbar vertebrae in women and men with low back pain. *Journal of Manual Medicine* 1991; 6:121-123.
- Pitkanen M, et al. Segmental lumbar spine instability at flexion extension radiography can be predicted by conventional radiography. *Clin Radiol* 2002; 57(7):632-939.
- Spratt K, et al. Efficacy of flexion and extension treatments incorporating braces for low-back pain patients with retro displacement, spondylolisthesis, or normal sagittal transition. *Spine* 1993; 18(13):1839-1849.
- Tallroth K, Alaranta H, Soukka A. Lumbar mobility in asymptomatic individuals. *J Spinal Disord* 1992; 5(4):481-484.
- White A, Panjabi M. *Clinical biomechanics of the spine*. 2nd ed. 1990, Philadelphia: JB Lippincott.
- Wood K, Popp C, Transfeldt E. Radiographic evaluation of instability in spondylolisthesis. *Spine* 1994; 19:1697-703.
- Lee S, Draper E, Hughes S. Instantaneous center of rotation and instability of the cervical spine. A clinical study. *Spine* 1997; 22(6): 641-7.
- Danielson B, Frennered K, Irstam L. Roentgen logic assessment of spondylolisthesis. I. A study of measurement variations. *Acta Radiol* 1988; 29:345-51.
- Danielson B, Frennered K, Selvik G. Roentgenologic assessment of spondylolisthesis. II. An evaluation of progression. *Acta Radiol* 1989; 30:65-8.
- Penning L, Wilmink J, Woerden HV. Inability to prove instability. A critical appraisal of clinical-radiological flexion-extension studies in lumbar disc degeneration. *Diagn Imaging Clin Med* 1984; 53:182-92.
- Polly D, Kilkelly F, McHale K. Measurement of lumbar lordosis. Evaluation of intraobserver, interobserver, and technique variability. *Spine* 1996; 21:1530-5.
- Shaffer W, Spratt K, Weinstein J. Volvo Award in clinical sciences. The consistency and accuracy of roentgenograms for measuring sagittal translation in the lumbar vertebral motion segment. An experimental model. *Spine* 1990; 15:741-50.
- Teyhen DS, et al. Fluoroscopic video to identify aberrant lumbar motion. *Spine* 2007; 32(7):E220-9.
- Panjabi M. The stabilizing system of the spine. Part 2. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disor* 1992; 5(4):383-389.
- Panjabi M. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord* 1992; 5:390-6.
- Auerbach JD, et al. Evaluation of spinal kinematics following lumbar total disc replacement and circumferential fusion using in vivo fluoroscopy. *Spine* 2007; 32(5):527-36.
- Okawa A, et al. Dynamic motion study of the whole lumbar spine by videofluoroscopy. *Spine* 1998; 23(16):1743-9.
- Otani K, et al. Spondylolisthesis with postural slip reduction shows different motion patterns with video-fluoroscopic analysis. *J Orthop Sci* 2005; 10(2):152-9.
- Teyhen DS, et al. A new technique for digital fluoroscopic video assessment of sagittal plane lumbar spine motion. *Spine* 2005; 30(14):E406-13.





- 33- Wong KW, et al. The flexion-extension profile of lumbar spine in 100 healthy volunteers. *Spine* 2004; 29(15):1636-41.
- 34- Wong KW, et al. Continuous dynamic spinal motion analysis. *Spine* 2006; 31(4):414-9.
- 35- Hicks G, et al. Preliminary development of clinical prediction rule for determining which patients with low back pain will respond to a stabilization exercise program. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86: 1753-62.
- 36- Harvey S, Hukins D. Measurement of lumbar spinal flexion-extension kinematics from lateral radiographs: Simulation of the effects of out-of-plane movement and errors in reference point placement. *Med Eng Phys* 1998; 20:403-9.
- 37- Pearcy M. Stereo radiography of lumbar spine motion. *Acta Orthop Scand* 1985; 212(Suppl ):1-45.
- 38- Panjabi M, White A. *Biomechanics in the musculoskeletal system*. 1st ed. 2001, New York: Churchill Livingstone. 20-21.
- 39- Keessen W, During J, Beeker T. Recordings of the movement at the intervertebral segment L5-S1: a technique for the determination of the movement in the L5-S1 spinal segment by using three specified postural positions. *Spine* 1984; 9: 83-90.
- 40- Posner I, White A, Edwards W. A biomechanical analysis of the clinical stability of the lumbar and lumbosacral spine. *Spine* 1982; 7: 374-89.
- 41- Harada M, et al. Cineradiographic motion analysis of normal lumbar spine during forward and backward flexion. *Spine* 2000; 25(15): 1932-7.
- 42- Takayanagi K, et al. Using cineradiography for continuous dynamic-motion analysis of the lumbar spine. *Spine* 2001; 26(17):1858-65.
- 43- Lee SW, et al. Development and validation of a new technique for assessing lumbar spine motion. *Spine* 2002; 27(8):E215-20.
- 44- Kanayama M, et al. Phase lag of the intersegmental motion in flexion-extension of the lumbar and lumbosacral spine: an in vivo study. *Spine* 1996; 21:1416-22.
- 45- Vet HD, et al. Episodes of Low Back Pain. *Spine* 2002; 27(21): 2409-2416.
- 46- Waddell G. A new clinical model for the treatment of low back pain. *Spine* 1987; 22:128-56.
- 47- Frymoyer J, Selby D. Segmental instability rationale for treatment. *Spine* 1985; 10:280-5.
- 48- Grieve G. Lumbar instability. *Physiotherapy* 1982; 68:29.
- 49- Sihvonen T, et al. Movement disturbances of the lumbar spine and abnormal back muscle electromyographic findings in recurrent low back pain. *Spine* 1997; 22(3):298-295.
- 50- Shum G, Crosbie J, Lee R. Movement coordination of the lumbar spine and hip during a picking up activity in low back pain subjects. *Eur Spine J* 2007; 16:749-758.
- 51- Delitto A, RW RB. A treatment based classification approach to low back syndrom: identifying and staging patients for conservative treatment. *Physical Ther* 1995; 75:470-89.
- 52- Farfan H, Gracovetsky S. The nature of instability. *Spine* 1984; 9: 714-9.
- 53- Schneider G, Pearcy M, Bogduk N. Abnormal motion in spondylolytic spondylolisthesis. *Spine* 2005; 30(10):1159-1164.