● مجلهٔ دانشگاه علوم پزشکی بابل، دوره دهم، شمارهٔ ۳، مرداد – شهریور ۱۳۸۷، صفحه ۲۴-۱۵

مقایسه دو روش Panjabi و Dupuis در اندازه گیری میزان جابجایی و چرخش مهره ها در رادیوگرافی فلکسیون – اکستانسیون ستون فقرات کمری

محمد تقی پور درزی[1*]، اسماعیل ابراهیمی تکامجانی[2]، مهیار صلواتی[3]، بهرام مبینی[4]، هاجر ذکاوت[5]، محمدعلی سنجری[6]

۱- استادیار گروه فیزیوتراپی دانشگاه علوم پزشکی بابل ۲- استاد گروه فیزیوتراپی دانشگاه علوم پزشکی ایران ۳- دانشیار گروه فیزیوتراپی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی ۴- استادیار گروه ارتوپدی دانشگاه علوم پزشکی ایران ۵- استادیار گروه رادیولوژی دانشگاه علوم پزشکی ایران ۵- عضو هیئت علمی دانشگاه علوم پزشکی ایران

سابقه و هدف: نظرات متفاوتی در خصوص میزان جابجایی و چرخش مهره های کمری در سطح ساجیتال بیان شده که منجر به ایجاد چالش برای پزشکان شده است. یکی از منابع اختلاف می تواند روش محاسبه باشد. از رایج ترین روش های پیشنهاد شده، دو روش Panjabi و Dupuis بوده که دارای شباهت های زیادی با هم می باشند. از این رو هدف از مطالعه حاضر مقایسه دو روش اندازه گیری در پاسخ به این چالش بوده است.

مواد و روشها: مطالعه به صورت کارآزمایی بالینی بر روی ٦٦ مرد در محدوده سنی ٤٥-٢٠ سال انجام شد. متغیر های رادیوگرافی شامل جابجایی و چرخش مهره ها در سطح ساجیتال بودند که به دو روش Dupuis و Panjabi محاسبه شدند. از روش Putto برای اخذ رادیوگرافی فلکسیون – اکستانسیون استفاده گردید. سه کلیشه در وضعیت های نوترال، فلکسیون و اکستانسیون کامل از بیماران اخذ شد. پس از اسکن، کلیشه ها وارد محیط نرم افزار CARA شده و متغیر های مربوطه از آن استخراج گردید.

یافته ها: نتایج حاکی از عدم اختلاف معنی دار بین دو روش در محاسبه میانگین میزان جابجایی سگمان های L_1(p=۰/۱۹)، L_2(p=۰/۱۵)، L_3(p=۰/۱۲)، L_4(p=۰/۸۹) بود. همچنین اختلاف معنی داری بین دو روش در محاسبه میانگین میزان چرخش سگمان های L_1(p=۰/۱۳)، L_2(p=۰/۳۲)، L_3(p=۰/۰۸)، L_4(p=۰/۱۱) وجود ندارد. هم چنین همبستگی بین متغیر های محاسبه شده با دو روش در تمام سطوح بالا بوده است.

نتیجه گیری: اختلافی از نظر محاسبه میزان جابجایی و چرخش سگمان های حرکتی ستون فقرات کمری بین دو روش Panjabi و Dupuis وجود نداشت. اما از آنجایی که امکان محاسبه میزان جابجایی و چرخش مهره L_5 به روش Dupuis وجود ندارد، از نظر بالینی بکار گیری روش Panjabi بهتر خواهد بود.

واژه های کلیدی: *رادیوگرافی، ناپایداری سگمنتال کمری، روش Dupuis، روش Panjabi، جابجایی مهره، چرخش مهره.*

دریافت: ۸۶/۱۲/۲۱، ارسال جهت اصلاح: ۸۷/۲/۱۸، پذیرش: ۸۷/۴/۱۹

مقدمه

کمر درد یکی از شایع ترین مشکلات عضلانی – اسکلتی است که امروزه جوامع بشری با آن دست به گریبان بوده و هزینه بهداشتی زیادی را بر جامعه تحمیل می نماید (۱). جهت تشخیص بیماران با کمر درد باید مکانیسم پاتولوژیک دخیل در آن بخوبی شناخته شود که در اکثر موارد درمانگران و محققان در تشخیص نقایص ساختاری و اختصاصی دچار مشکل می شوند (۲). لذا جهت تشخیص و درمان، اکثر بیماران کمر دردی در یک گروه بزرگ به نام کمر درد غیر اختصاصی جای می گیرند. حال آنکه پژوهشگران زیادی بر این باورند که جمعیت بیماران کمر درد غیر اختصاصی یک گروه بزرگ همگن نبوده و باید آنها را به زیر گروه هائی تقسیم بندی نمود که دارای مشخصات، اختلالات و نقایص عملکردی مشابهی باشند (۴و۳). چنین تقسیم بندی می تواند به تشخیص و

[DOR: 20.1001.1.15614107.1387.10.3.2.4]

درمان کمک نموده و روند کلی تصمیم گیری بالینی را در درمان این بیماران در داخل هر گروه بهبود بخشد (۵). پژوهشگران زیادی ناپایداری سگمنتال ستون فقرات کمری را یکی از مکانیسم های پاتومکانیکی دخیل در بروز کمر درد دانسته که ادعا می شود علت حدود ۳۰-۲۰٪ کمر دردهای مزمن باشد (۸-۶و۲. هم چنین محققان زیادی بر این عقیده اند که بیماران با عارضه ناپایداری سگمنتال فقرات کمری ممکن است به برنامه توانبخشی خاصی پاسخ درمانی مناسبی دهند و از این رو تشخیص دقیق این بیماران می تواند به بهبودی نتیجه درمان کمک نماید (۲).

گرچه امروزه ناپایداری فقرات کمری را به عنوان یک زیر گروه مهم از بیماران کمر دردی می شناسند، اما هنوز تشخیص آن به عنوان چالش مطرح بوده به گونه ای که برخی مولفان بر یافته های بالینی همچون تاریخچه ای از کمر درد تکراری و مزمن با ناتوانی عملکردی، الگوهای حرکتی نابجا و آزمونهای اختصاصی تاکید دارند (۱۰و۹و۶و۲) و برخی دیگر از روشهای تصویر برداری همچون سی تی اسکن، ام آر آی، رادیوگرافی فلکسیون – اکستانسیون، رادیوگرافی کمپرسیون – دیس تراکشن استفاده می کنند که رایج ترین روش، رادیوگرافی فلکسیون – اکستانسیون می باشد (۲۵-۱۱).

متغیر هایی که در رادیوگرافی فلکسیون – اکستانسیون مورد ارزیابی قرار می گیرند شامل جابجایی و چرخش مهره ها از اکستانسیون به سمت فلکسیون است. روشهای متعددی برای اخذ کلیشه های رادیوگرافی (۲۱-۱۹) و محاسبه میزان جابجایی و چرخش مهره ها از طرف پژوهشگران پیشنهاد شده است (۱۹و۱۷و۱۳و۱۱). به گونه ای که مقادیر متفاوتی برای میزان جابجایی و چرخش مهره های کمری در سطح ساجیتال افراد سالم عنوان شده است (۲۰و۱۸). بعلاوه معیار آستانه ای متفاوتی برای تشخیص ناپایداری نیز پیشنهاد شده است. برخی برای جابجایی از معیار ۳ میلی متر (۱۴)، برخی ۴ میلی متر (۱۳) و برخی دیگر ۵ میلی متر (۲۶) را بعنوان آستانه جابجایی در تشخیص ناپایداری ستون فقرات کمری استفاده می کنند. در مورد چرخش نیز برخی ۱۰ درجه، برخی ۱۵ درجه و بعضی دیگر ۲۰ درجه را بعنوان آستانه تشخیص و افتراق بیماران با ناپایداری سگمنتال کمری از افراد سالم می دانند (۲۷و۱۸و۱۳). به همین دلیل اتفاق نظر بین محققان در خصوص معیار آستانه ای وجود ندارد و هر یک بر حسب تجربه و سلیقه یکی از این معیار های عنوان شده را در مطالعه خود استفاده می کنند. Iguchi و همکاران روش Panjabi و White را برای محاسبه جابجایی انتقالی و زاویه ای در مطالعه خود بکار بردند، ولی از معیار آنها برای تشخیص استفاده نکردند بلکه از جابجایی انتقالی ۳ میلی متر و جابجایی زاویه ای ۱۰ درجه بعنوان معیار استفاده نمودند (۲۱).

این عدم اجماع و توافق باعث ایجاد چالش و سردرگمی کاربران بالینی و پزشکان در استفاده از نتایج مطالعات شده است. این اختلاف نظر را می توان به چندین منبع نسبت داد. یکی از آنها می تواند روش محاسبه متغیر ها و عامل دیگر می تواند روش اخذ رادیوگرافی باشد. از بین این دو عامل، روش محاسبه را می توان به راحتی مورد آزمون قرار داد. ولی نمی توان روش اخذ رادیوگرافی را ارزیابی کرد، چرا که برای تنظیم چنین مطالعه ای نیاز است که برای هر روش نمونه ها تحت اشعه قرار گیرند که از نظر اخلاق تحقیق صحیح نمی باشد.

از بین روشهای یاد شده جهت محاسبه میزان جابجایی و چرخش مهره ها، دو روش رایج که اغلب پژوهشگران از آنها در مطالعات خود استفاده می کنند، روش Panjabi و روش Dupuis است که بر طبق مرور مطالعات انجام شده تاکنون در یک بررسی واحد از هر دو استفاده نشده و هر محققی بر حسب تمایل و علاقه از یک روش استفاده کرده است (۲۷و۱۳). لذا این مطالعه با هدف مقایسه بین این دو روش در محاسبه میزان جابجایی و چرخش مهره ها در رادیوگرافی فلکسیون – اکستانسیون ستون فقرات کمری انجام شد.

مواد و روشها

در این مطالعه، ۶۶ مرد داوطلب بین سنین ۲۰ تا ۴۵ سال شرکت داشتند که از بین آنها ۴۴ نفر مبتلا به کمر درد غیر اختصاصی مزمن (۲۲ نفر مشکوک به ناپایداری سگمنتال کمری و ۲۲ نفر از دیگر زیرگروههای کمر درد غیر اختصاصی مزمن) مراجعه کننده به درمانگاه ارتوپدی و بخش فیزیوتراپی بیمارستان شفا یحیاییان تهران و ۲۲ نفر بدون کمردرد از کارمندان همان بیمارستان و دانشجویان دانشکده علوم توانبخشی ایران بودند. نمونه ها به

[DOR: 20.1001.1.15614107.1387.10.3.2.4]

روش نوع نمونه گیری آسان انجام گرفت. از بین بیماران پس از مشاوره متخصص ارتوپدی، معاینات بالینی و اعلام رضایت کتبی، بیماران کمر دردی که حداقل به مدت ۳ ماه بصورت متناوب یا دایم از کمر درد رنج می بردند وارد مطالعه شدند (۲۸). بعلاوه بیماران با مشکلات شکستگی مهره ای و اندام تحتانی، فتق دیسک حاد، کمر درد حاد ناشی از ضربه، بدخیمی ها، روماتوئید آرتریت و دیگر بیماریهای سیستمیک و متابولیک، ناهنجاری های ساختاری، عفونت ها، بیماریهای عصبی، تغییر شکل های ساختاری، ضایعات ژنتیکی فقرات، سابقه جراحی فقرات، کمر بند لگنی و مفصل ران، اسپوندیلولیزیس، اسپوندیلولیستزیس، مشکلات روانشناختی، بیماران معتاد به الکل و مواد مخدر، پوکی استخوان بهمراه شکستگی فشاری وارد مطالعه نمی شدند (۲۹و۲۴و۲). پروتکل مطالعه به تایید کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه علوم پزشکی ایران رسید. بدین صورت که هر نمونه ابتدا فرم موافقت آگاهانه را پر کرده و سپس فرم اطلاعات زمینه ای تکمیل شد. قبل از اخذ رادیوگرافی جهت به حداقل رساندن خطر اشعه، به افراد یک عدد محافظ گناد سربی داده شد تا آنرا پوشیده و سپس رادیوگرافی به عمل آمد.

جهت رادیوگرافی از دستگاه LISTEM (کره جنوبی) استفاده شد. فاصله تیوب اشعه تا فیلم برای همه افراد یکسان و به میزان ۱۰۰ سانتی متر بوده است. اخذ رادیوگرافی در این مطالعه به روش Knutsson و با اصلاحاتی که Putto و همکاران در آن داده بودند، انجام شد (۱۵و۱۴). به گونه ای که برای محاسبه متغیرهای مورد نظر سه کلیشه رادیوگرافی در وضعیتهای نوترال، اکستانسیون کامل در وضعیت ایستاده و فلکسیون کامل در وضعیت نشسته از نمونه اخذ شد (تصویر ۱). سپس اسکن کلیشه ها وارد محیط نرم افزار CARA (طراحی شده توسط شرکت پایارستاک کوشا با همکاری مرکز تحقیقات توانبخشی و آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران) شده و در نهایت شاخص های مورد نظر از آن استخراج شدند (تصویر ۲).

متغیر های مورد ارزیابی در رادیوگرافی شامل میزان جابجایی (میلیمتر) و چرخش مهره ها (درجه در سطح ساجیتال) بوده اند (۲۲-۱۴و۱۱). این متغیرها با دو روش Panjabi و Dupuis با کمک نرم افزار ساخته شده محاسبه و استخراج شدند (۲۵و۱۳). در روش Panjabi برای محاسبه میزان چرخش مهره ها، زاویه بین دو خطی که یکی موازی با لبه تحتانی مهره فوقانی و دیگری موازی با سطح فوقانی مهره تحتانی است، در نمای فلکسیون و اکستانسیون کامل اندازه گرفته می شود بگونه ای که در فلکسیون منفی (α-) و در اکستانسیون مثبت (β) در نظر گرفته شده و از هم کم می شوند. جهت محاسبه جابجایی در سطح ساجیتال در فلکسیون و اکستانسیون از سه لندمارک استفاده می شود. در این روش ابتدا یک خط موازی با سطح فوقانی مهره تحتانی کشیده می شود، به طوری که دو لبه فوقانی خلفی و فوقانی قدامی مهره را بهم وصل نماید. سپس یک خط از لبه خلفی فوقانی مهره تحتانی روی این خط عمود نموده که به عنوان خط مرجع است و سپس در انتهای فلکسیون و اکستانسیون، خطی از لبه خلفی تحتانی مهره تحتانی روی این خط عمود نموده و فاصله بین دو خط طی اکستانسیون (b-) و فلکسیون (a) بر حسب میلی متر محاسبه و بعنوان میزان جابجایی مهره فوقانی نسبت به مهره تحتانی در سطح ساجیتال در نظر گرفته می شود (تصویر۳).



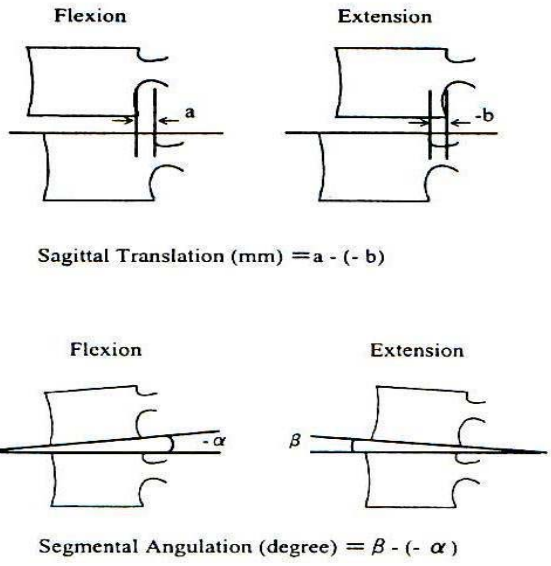


تصویر۱. روش اخذ رادیوگرافی

[DOR: 20.1001.1.15614107.1387.10.3.2.4]

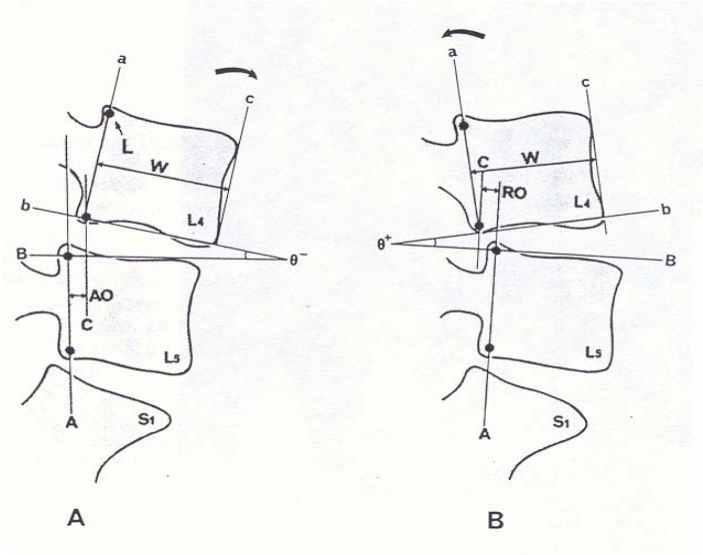


تصویر ۲. محیط نرم افزار CARA



تصویر ۳. روش panjabi (برگرفته از منبع شماره ۲۱)

در روش Dupuis ابتدا خطوط اتصال لبه های خلفی فوقانی و خلفی تحتانی مهره های تحتانی (خط A) و مهره فوقانی (خط a) را رسم نموده، سپس از لبه خلفی فوقانی مهره تحتانی و لبه خلفی تحتانی مهره فوقانی به ترتیب خطی بر خط A (خط B) و خطی بر خط a (خط b) عمود کرده و در انتها زاویه بین این دو خط در نمای فلکسیون و اکستانسیون کامل اندازه گرفته می شود طوریکه در فلکسیون منفی (θ−) و در اکستانسیون مثبت (θ+) در نظر گرفته شده و از هم کم می شوند. جهت محاسبه جابجایی در سطح ساجیتال مهره فوقانی نسبت به تحتانی، خطی از لبه خلفی تحتانی مهره فوقانی روی خط B عمود شده (خط C) و فاصله بین دو خط A و C طی اکستانسیون (RO) و فلکسیون (AO) بر حسب میلی متر محاسبه می شوند. سپس میزان جابجایی قدامی طی فلکسیون منفی و جابجایی خلفی طی اکستانسیون مثبت در نظر گرفته شده و بصورت (-AO) – RO از هم کم و عدد نهایی به عنوان میزان جابجایی مهره فوقانی نسبت به مهره تحتانی در سطح ساجیتال در نظر گرفته می شود (تصویر۴).



تصویر۴. روش Dupuis (برگرفته از منبع شماره ۱۹)

برای بررسی نرمال بودن توزیع داده ها از آزمون توزیع نرمال K-S و جهت مقایسه متغیرها از آزمون آماری t زوج استفاده شد (۳۰). برای بررسی میزان همبستگی بین دو روش اندازه گیری از ضریب همبستگی پیرسون استفاده کردیم (۳۱). تکرار پذیری متغیرها با استفاده از دو آزمون آماری ضریب همبستگی (Interclass Correlation Coefficient, ICC) برای تکرارپذیری نسبی و خطای معیار اندازه گیری جهت تکرار پذیری مطلق مورد ارزیابی قرار گرفت (۳۲و۳۱). تمام آزمون های فوق با فاصله اطمینان ۹۵٪ و سطح آلفای ۰/۰۵ با استفاده از نرم افزار آماری SPSS انجام شده است.

یافته ها

در این مطالعه ۶۶ مرد شامل بیماران مبتلا به کمر درد غیر اختصاصی و افراد بدون کمر درد در دامنه سنی ۴۵-۲۰ سال شرکت داشتند. میانگین سنی برابر با ۶/۸±۲۹/۹ سال، میانگین وزن برابر با ۱۱/۶±۷۱/۵ کیلوگرم و میانگین قد برابر با ۷/۶±۱۷۵/۳

[DOR: 20.1001.1.15614107.1387.10.3.2.4]

سانتیمتر بوده است. نتایج بیانگر تکرار پذیری نسبی متوسط تا بالا برای تمام متغیر های مورد مطالعه بوده است. ارزش ICC برای جابجایی و چرخش به روش Dupuis به ترتیب برابر با ۰/۶۹ و ۰/۸۳ بدست آمده است. برای جابجایی و چرخش به روش Panjabi ارزش ICC به ترتیب برابر با ۰/۷۶ و ۰/۸۸ حاصل شده است. بعلاوه بررسی SEM حاکی از کوچک بودن میزان خطا برای تمام متغیر ها بوده که نتایج در جدول شماره ۱ نشان داده شده است. ضریب همبستگی برای جابجایی سطوح مختلف بین۰/۹۲–۰/۸۰ و برای چرخش بین ۰/۶۷–۰/۴۷ بدست آمده است. نتایج کامل در جدول شماره ۲ به نمایش در آمده است.

جدول ۱. ICC و خطای معیار اندازه گیری متغیرهای رادیوگرافی با فاصله اطمینان ۹۵٪

متغیر	ICC	SEM
جابجایی به روشDupuis	۰/۶۹	۰/۶۳
چرخش به روشDupuis	۰/۸۳	۲/۰۰
جابجایی به روشPanjabi	۰/۷۶	۰/۶۷
چرخش به روشPanjabi	۰/۸۸	۱/۵۳

جدول ۲. ضریب همبستگی پیرسون بین دو روش اندازه گیری با فاصله اطمینان ۹۵٪

متغیرها	ضریب رگرسیون
جابجایی	
مهره L1	۰/۸۴
مهره L2	۰/۸۷
مهره L3	۰/۸۰
مهره L4	۰/۸۹
چرخش	
مهره L1	۰/۴۴
مهره L2	۰/۶۷
مهره L3	۰/۶۳
مهره L4	۰/۵۸

p<۰/۰۰۱

لازم به توضیح است که در روش Dupuis از سطوح خلفی فوقانی و تحتانی مهره ها جهت محاسبه جابجایی و چرخش استفاده شد. در واقع خط اتصال گوشه خلفی فوقانی و تحتانی مهره پایینی به عنوان خط مرجع می باشد. در سطح L5-S1 بخاطر قابل رویت نبودن سطح خلفی تحتانی مهره S1 در کلیشه رادیوگرافی، محاسبه متغیرها بر ای این سطح امکان پذیر نمی باشد. با این تفسیر نتایج حاصل از آزمون t زوج برای هیچکدام از سطوح L1-L4 اختلاف معنی داری بین دو روش اندازه گیری را نشان نمی دهد. سطح معنی داری در مقایسه میانگین بین دو روش برای جابجایی سطوح L1-L2، L2-L3، L3-L4 و L4-L5 به ترتیب برابر با ۰/۲۰، ۰/۱۵، ۰/۱۳ و ۰/۸۹ حاصل شده است. برای چرخش سطوح L1-L2، L2-L3، L3-L4 و L4-L5 سطح معنی داری به ترتیب برابر با ۰/۱۳، ۰/۳۲، ۰/۰۸ و ۰/۱۱ بدست آمده است (جدول شماره ۳). از آزمون K-S برای بررسی تطابق توزیع داده ها با توزیع نرمال استفاده شد که نتایج حاکی از نرمال بودن توزیع داده ها بود.

جدول ۳. نتایج آزمون t زوج برای مقایسه دو روش Dupuis و Panjabi با فاصله اطمینان ۹۵٪

متغیرها	میانگینDupuis	میانگینPanjabi
جابجایی		
مهره L1	۱/۰۹±۱/۰۹	۱/۱۸±۰/۹۹
مهره L2	۱/۵۷±۱/۲۲	۱/۶۸±۱/۰۴
مهره L3	۲/۲۴±۱/۲۸	۲/۴۰±۱/۱۴
مهره L4	۲/۳۱±۱/۶۶	۲/۳۲±۱/۴۹
چرخش		
مهره L1	۹/۷۱±۴/۳۰	۱۰/۶۱±۳/۷۹
مهره L2	۱۲/۸۱±۲/۹۸	۱۲/۵۰±۳/۰۵
مهره L3	۱۴/۰۳±۳/۲۱	۱۳/۴۶±۲/۷۷
مهره L4	۱۶/۷۰±۴/۶۱	۱۵/۹۰±۴/۰۰

p= Non-significant

بحث و نتیجه گیری

بررسی تکرارپذیری متغیر ها نشان می دهد که بر اساس تعریف Munro (۳۳) در تفسیر ICC، محاسبه چرخش به هر دو روش از تکرارپذیری نسبی بالایی برخوردار است. بر همین اساس اندازه گیری جابجایی به هر دو روش دارای سطح تکرار پذیری متوسطی است. لازم به توضیح است که تکرارپذیری متغیرهای فوق درمطالعه قبلی به تفصیل مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفته است(۳۴).

[DOR: 20.1001.1.15614107.1387.10.3.2.4]

گرچه تاکنون مطالعات متعددی جهت تعیین میزان جابجایی و چرخش مهره ها در افراد بدون کمر درد و بیماران مبتلا به کمر درد تاکنون انجام شده ولی با توجه به مرور منابع در دسترس مطالعه ای با هدف مقایسه روش های محاسبه جابجایی و چرخش مهره ها انجام نشده است. نتیجه مطالعه حاضر حاکی از عدم اختلاف معنی دار بین دو روش Panjabi و Dupuis در محاسبه متغیر های فوق در سطوح L1-L4 می باشد. روش های متعددی جهت اندازه گیری جابجایی و چرخش سطح ساجیتال مهره ها با استفاده از رادیوگرافی فلکسیون – اکستانسیون پیشنهاد شده است. این روش ها شامل روش Posner و همکاران، روش Dupuis و همکاران، روش Quinnell & Stockdale، Putto و همکاران و Panjabi & White می باشند (۲۷و۲۱و۱۷و۱۵و۱۳). از بین موارد ذکر شده دو روش مرسوم که توسط پژوهشگران مورد استفاده قرار می گیرد، روش Dupuis و Panjabi & White می باشند. این دو روش از نظر محاسبه دارای شباهت های زیادی با هم بوده و هر دو از سه لندمارک برای محاسبه میزان جابجایی و چرخش مهره ها استفاده می نمایند. اما در روش Dupuis خطی که گوشه های خلفی فوقانی و تحتانی مهره تحتانی را بهم متصل می کند و در روش Panjabi & White خطی که گوشه های فوقانی خلفی و قدامی مهره تحتانی را بهم وصل می کند بعنوان خط مرجع بکار می روند. در بکارگیری اطلاعات حاصل از رادیوگرافی فلکسیون – اکستانسیون در افتراق سگمان های حرکتی سالم از سگمان های دچار اختلال حرکت، معیار های مختلفی از سوی پژوهشگران عنوان شده است. به طوری که نتایج مطالعه Hayes که از روش Dupuis برای محاسبه استفاده نموده بیانگر آن است که در افراد بدون کمر درد میزان جابجایی بین ۲ تا ۳ میلی متر و چرخش بین ۷ تا ۱۳ درجه است (۱۸).

همچنین مطالعه Boden نیز نشان می دهد که در افراد بدون کمر درد میزان جابجایی در تمام سطوح کمتر از ۲ میلی متر و میزان جابجایی زاویه ای کمتر از ۱۰ درجه می باشد (۲۰). اما Panjabi و White معیار های سخت تری از تعریف آستانه جابجایی و چرخش جهت تشخیص غیر طبیعی بودن مطرح می کنند. به عقیده این مولفان، میزان جابجایی انتقالی بیش از ۴/۵ میلی متر را باید به عنوان معیار در نظر گرفت. آنها مدعی هستند که این معیار توصیه شده از طرف آنها توسط مطالعات تائید شده و اینکه به اندازه کافی بزرگ است تا مقادیر مثبت کاذب و منفی کاذب قابل قبولی به عنوان یک معیار آستانه ای داشته باشد. همچنین بر اساس نظر این مولفان، میزان چرخش سطح ساجیتال در رادیوگرافی فلکسیون – اکستانسیون بیش از ۱۵ درجه در سطوح L1-2، L2-3، L3-4، بیش از ۲۰ درجه در سطح L4-5 و بیش از ۲۵ درجه در سطح L5-S1 غیر طبیعی است. این مقادیر بر اساس مرور مقالات متعدد بدست آمده و توسط Neumann و همکاران به اثبات رسیده است (۲۷). همان گونه که عنوان شد مقادیر متفاوتی از میزان جابجایی و چرخش سگمان های حرکتی ستون فقرات کمری از سوی پژوهشگران ذکر شده است. حال آنکه نتایج حاصل از مطالعه حاضر نشان می دهد که اختلاف معنی داری بین دو روش محاسبه در هیچکدام از سطوح L1-5 وجود ندارد. بعلاوه مقادیر محاسبه شده برای دو روش در سطوح مختلف غالبا دارای ضریب همبستگی بالایی با هم هستند.

ما معتقدیم که اختلاف موجود بین پژوهشگران در بیان میزان جابجایی و چرخش سگمان های حرکتی ستون فقرات کمری را می توان به چند علت نسبت داد. یکی از دلایل می تواند آن باشد که علاوه بر روش محاسبه، روشهای متعددی برای اخذ رادیوگرافی نیز پیشنهاد شده است (۱۶–۱۴). از منظر بیومکانیکی ستون فقرات کمری و بقیه نواحی ستون فقرات بهمراه لگن و همچنین مفاصل ران به صورت یک زنجیره عمل نموده و میزان تحرک هر کدام از این نواحی می تواند بر دامنه حرکتی بقیه نواحی تاثیر گذار باشد. از این رو میزان دامنه حرکتی ستون فقرات کمری در وضعیت های مختلف می تواند متفاوت باشد. در واقع اگرچه در همه روشها فلکسیون و اکستانسیون ستون فقرات کمری مدنظر می باشد ولی ممکن است در پاسچر های متفاوت فرد از نواحی مختلف در این زنجیره به میزان متفاوتی استفاده نماید. از جمله دلایل دیگری که میتوان بیان نمود، اختلاف دامنه حرکتی موجود بین جوامع و نمونه های مختلف می باشد. علاوه بر موارد ذکر شده، اختلاف دیدگاه و سلیقه پژوهشگران نیز می تواند عاملی در اختلافات موجود در بیان میزان تحرک سگمان حرکتی ستون فقرات باشد.

بطور کلی جدا از اختلاف موجود در خصوص میزان جابجایی و چرخش مهره ها، ما معتقدیم که روش Panjabi نسبت به روش

[DOR: 20.1001.1.15614107.1387.10.3.2.4]

Dupuis در حوزه کاربرد بالینی مناسب تر است و اطلاعات بیشتری از ان می توان کسب نمود. همانطور که قبلاً عنوان شد، در روش Dupuis از خطی که لبه های خلفی فوقانی و تحتانی مهره تحتانی را بهم وصل می کند به عنوان خط مرجع برای محاسبه استفاده می شود. از آنجایی که تشخیص لبه خلفی تحتانی مهره S1 در رادیوگرافی، امری مشکل و بعید است، نمی توان میزان جابجایی و چرخش مهره L5 را محاسبه نمود. اما در روش Panjabi از خطی که لبه های فوقانی خلفی و قدامی مهره تحتانی را بهم وصل می کند به عنوان خط مرجع برای محاسبه استفاده می شود و بدین ترتیب می توان میزان جابجایی و چرخش مهره L5 را محاسبه کرد. از طرفی طبق اطلاعات موجود دو سطح تحتانی ستون فقرات کمری بیشتر از بقیه مستعد صدمه و درگیری هستند (۲۴و۲۲). بدین ترتیب در استفاده از روش Panjabi اطلاعاتی که می توان از میزان جابجایی و چرخش سگمان های مستعد آسیب ستون فقرات کمری کسب نمود بیشتر می باشد. نتیجه مطالعه حاضر حاکی از عدم اختلاف معنی دار بین دو روش محاسبه بوده است لذا باید منشا اختلاف را در جایی دیگر جستجو نمود. از آنجایی که از اطلاعات مربوط به میزان جابجایی و چرخش مهره ها برای تعیین نوع درمان بیماران استفاده می شود، پیشنهاد می گردد که جهت جلوگیری از سردرگمی درمانگران در بکارگیری آنها چه از نظر روش اخذ رادیوگرافی و چه از نظر روش محاسبه، مطالعات گسترده و سیستماتیک طراحی شود تا بتوان به روشهای استانداردی برای اخذ رادیوگرافی و محاسبه که قابل قبول همگان باشد دست یابیم.

تقدیر و تشکر

بدینوسیله از همکاری آقای دکتر انوشیروان کاظم نژاد، همکاران و کارمندان بخش های فیزیوتراپی و رادیولوژی بیمارستان شفا یحیاییان تهران تشکر و قدردانی می گردد.

****

References

1.Richardson C. The time to move forward In Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization, 2nd ed, Edinburgh, Churchill Livingstone 2004; pp: 3-8.

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.

3. 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): 470-89.

4. McKenzie RA. The lumbar spine: mechanical diagnosis and therapy, 4th ed, Waikanae, New Zealand, Spinal Publications 1989; pp: 3-14.

5. Borkan JM, Koes B, Reis S, Cherkin DC. A report from the second international forum for primary care research on low back pain: reexamination priorities. Spine 1998; 23(18): 1992-6.

6. Fritz JM, Erhard RE, Hagen BF. Segmental instability of the lumbar spine. Phys Ther 1998; 78(8): 889-96.

7.O'Sullivan PB. Lumbar segmental instability: clinical presentation and specific stabilization exercise management. Man Ther 2000; 5(1): 2-12.

8. Panjabi MM. The stabilizaing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. J Spinal Disord 1992; 5(4): 383-9.

9. Hicks GE, Fritze JM, Delitto A, McGill SM. Preliminary development of a clinical prediction rule for determining which patients with low back pain will respond to a stabilization exercise program. Arch Phys Med Rehabil 2005; 86(9): 1753-62.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1387.10.3.2.4]

10. Fritze JM, Piva SR, Childs JD. Accuracy of the clinical examination to predict radiographic instability of the lumbar spine. Eur Spine J 2005; 14(8): 743-50.

11. Alam WCA. Radiological evaluation of lumbar intervertebral instability. Ind J Aerospace Med 2002; 46(2): 48-53.

12. Parizel PM, Ozsarlak O, Van Goethem WM. The use of magnetic resonance imaging in lumbar instability. In: Szpalski M, Gunzburg R, Pope MH. Lumbar Segmental Instability, 1st ed, Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins 1999; pp: 123-38.

13. Dupuis DR, Yong-Hing K, Cassidy JD, Kirkaldy Willis WH. Radiologic diagnosis of degenerative lumbar spinal instability. Spine 1985; 10(3): 262-76.

14. Knutsson F. The instability associated with disc herniation in the lumbar spine. Acta Radiol 1944; 25: 593-609.

15. Putto E, Tallroth K. Extension-flexion radiographs for motion studies of the lumbar spine. Spine 1990; 15(2): 107-10.

16. Dvorak J, Panjabi MM, Chang DG, Theiler R, Grob D. Functional radiographic diagnosis of the lumbar spine. Spine 1991; 16(5): 562-71.

17. Posner I, White AA, Edwards WT, Hayes WC. A biomechanical analysis of the clinical stability of the lumbar and lumbosacral spine. Spine 1982; 7(4): 374-89.

18. Hayes MA, Howard TC, Gruel CR, Kopta JA. Roentgenographic evaluation of lumbar spine flexion-extention in asymptomatic individuals. Spine 1989; 14(3): 327-31.

19. Wood KB, Popp CA, Transfeldt EE, Geissele MAE. Radiographic evaluation of instability in spondylolisthesis. Spine 1994; 19(15): 1697-703.

20. Boden S, Wiesel SW. Lumbosacral segmental motion in normal individuals. Have we been measuring instability properly? Spine 1990; 15(6): 571-6.

21. Iguchi T, Kanemura A, Kasahara K, et al. Lumbar instability and clinical symptoms which is the more critical factor for symptoms: sagittal translation or segmental angulation? J Spinal Disord Tech 2004; 17(4): 284-90.

22. Soini J, Antti Poika I, Tallroth K, Konttinen YT, Honkanen V, Santavitra. Disc degeneration and angular movement of the lumbar spine: comparative study using plain and flexion-extension radiography and discography. J Spinal Disord 1991; 4(2): 183-7.

23. Fujiwara A, Tamai K, An HS, et al: The relationship between disc degeneration, facet joint osteoarthritis, and stability of the degenerative lumbar spine. J Spinal Disord 2000; 13(5): 444-50.

24. Friberg O. Lumbar instability: a dynamic approach by traction-compression radiography. Spine 1987; 12(2): 119-29.

25. Kalbo P, Kadziolka R, Sward L. Compression-traction radiography of lumbar segmental instability. Spine 1990; 15(5): 351-5.

26. Shaffer WO, Spratt KF, Weinstein J, et al. The consistency and accuracy of roentgenograms for measuring sagittal translation in the lumbar vertebral motion segment: an experimental model. Spine 1990; 15: 741-50.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1387.10.3.2.4]

27. White AA, Bernhardt M, Panjabi MM. Clinical biomechanics and lumbar spinal instability. In: Szpalski M, Gunzburg R, Pope MH. Lumbar Segmental Instability, 1st ed, Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins 1999; pp: 15-25.

28. Yoshioka T, Tsuji H, Hirano N, Sainoh S. Motion charactristic of the normal lumbar spine in young adults: instantaneous axis of rotation and vertebral center motion analyses. J Spinal Disord 1990; 3(2): 103-13.

29. Leboeuf-Yde C, Klougart N, Lauritzen T. How common is low back pain in the nordic population? Data from a recent study on a middle-aged general Danish population and four surveys previously conducted in the Nordic countries. Spine 1996; 21(13): 1518-26.

30. Domhold E: Measurment theory in rehabilitation research, 3rd ed, USA, Elsevier Inc 2005; pp: 303-37.

31. Domhold E: Measurment theory in rehabilitation research, 3rd ed, USA, Elsevier Inc 2005; pp: 252-4.

32. Winn JL. Standard error of measurement. Bureau of exceptional education and student services 1996; pp: 1-3. www.tempset.coedu.usf.edu

33. Mathur S, Eng JJ, MacIntyre DL. Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps. J Electromyogr Kinesiol 2005; 15(1): 102-10.

34. Taghipour Darzi M, Ebrahimi E, Salavati M, Mobini B, Zakavat H, Sanjari MA. Clinical examinations and radiographic variables reliability for evaluation of lumbar segmental instability. J Rehabilitation 2007; 8(2): 6-12.

*آدرس نویسنده مسئول: بابل، دانشگاه علوم پزشکی، گروه فیزیوتراپی، تلفن: ۵-۲۲۲۹۵۹۱-۰۱۱۱.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1387.10.3.2.4]

COMPARISON BETWEEN DUPUIS AND PANJABI METHODS IN CALCULATING TRANSLATION AND ROTATION OF LUMBAR VERTEBRAE IN FLEXION-EXTENSION RADIOGRAPHY

M. Taghipour Darzi (PhD) [1*], E. Ebrahimi Takamjani (PhD) [2], M. Salavati (PhD) [3], B. Mobini (MD) [4], H. Zekavat (MD) [5], M. A Sanjary (MSc) [6]

1. Assistant Professor of Physiotherapy Department, Babol University of Medical Sciences, Babol, Iran, taghipourm@yahoo.com, 2. Professor of Physiotherap Departmenty, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran, 3. Associate Professor of Physiotherapy Department, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran, 4. Assistant Professor of Orthopedic Department, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran, 5. Assistant Professor of Radiology Department, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran, 6. Academic Member of Iran University of Medical Sciences, Tehran,*

BACKGROUND AND OBJECTIVE: Different ideas have proposed for translation and rotation values of lumbar vertebrae in sagittal plane that is a challenge for physicians. Calculating method can be one of the difference sources. Of the proposed methods, two common methods are Dupuis and Panjabi methods that have very similarity. Therefore the objective of this study was to compare these two methods.

METHODS: There were 66 males aged between 20-45 years participated in this study. Radiographic variables contain vertebral translation and rotation in sagittal plane which were calculated with Dupuis and Panjabi methods. The Putto method was used for flexion – extension radiography. Three radiographies were taken in neutral, full flexion and full extension positions. The variables were calculated using CARA software after scanning.

FINDINGS: Results demonstrated that the mean differences between two methods for translation of L1 (p=0.19), L2 (p=0.15), L3 (p=0.12), L4 (p=0.89) segments were not significant. The mean differences between two methods for rotation of L1 (p=0.13), L2 (p=0.32), L3 (p=0.08), L4 (p=0.11) segments were not significant. In addition, the correlation of variables between two methods in lumbar segments was high.

CONCLUSION: There was not a significant difference between Dupuis and Panjabi methods in calculation of lumbar vertebral translation and rotation. However, calculating translation and rotation of L5 vertebra is not possible using Dupuis method, utilization of Panjabi method would have a better result in clinical point of view.

KEY WORDS: *Flexion–extension radiography, Lumbar segmental instability, Dupuis method, Panjabi method, Vertebral translation, Vertebral rotation.*

Journal of Babol University of Medical Sciences 2008; 10(3): 15-24.

Received: March 11th 2008, Revised: May 7th 2008, Accepted: July 9th 2008

[DOR: 20.1001.1.15614107.1387.10.3.2.4]

[DOR: 20.1001.1.15614107.1387.10.3.2.4]