بررسی ناهنجاری کنترل نوسانات وضعیتی در شرایط دینامیکی و ارتباط آن با انعطاف‌پذیری تنه در زنان مبتلا به کمردرد مزمن

شیرین یزدانی[1]، دکتر نادر فرهپور[*]، نصرت اله فرج الهی[2]

چکیده

مقدمه: در تحقیقات پیشین کمردرد، به طور جداگانه، افت عملکرد بیومکانیکی مفاصل تنه از جمله انعطاف پذیری و ضعف عملکرد تعادلی در شرایط ایستا مورد تأکید قرار گرفته است. اما اغلب شروع کمردرد در فعالیت‌های دینامیکی رخ می‌دهد. بنابراین سنجش عملکرد تعادلی در شرایط دینامیکی از اهمیت اساسی برخوردار است. هدف از این مطالعه، شناسایی ناهنجاری کنترل وضعیت دینامیکی و ارتباط آن با انعطاف پذیری تنه در بیماران کمردرد مزمن بود.

مواد و روش‌ها: تعداد ۲۴ زن مبتلا به کمردرد مزمن و ۲۴ زن سالم (۲۵ تا ۴۵ ساله)، به طور داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. متغیرهای نوسانات وضعیت در شرایط دینامیک، انعطاف پذیری کمر و درد کمر به ترتیب با استفاده از دستگاه تعادل سنج دینامیکی BIODEX، آزمون شوبر و پرسش‌نامه درد کیوبک اندازه‌گیری شد. داده‌های به دست آمده با استفاده از تکنیک آنالیز واریانس چند متغیره‌ی ویژه داده‌های تکراری و روش همبستگی پیرسون با نرم‌افزار SPSS مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفت. میزان خطای نوع اول در تمام آزمون‌ها $\alpha < ۰/۰۵$ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها: در بیماران مبتلا به کمردرد مزمن، ناپایداری وضعیت در شرایط دینامیکی بیشتر بود ($P = ۰/۰۰۰۱$). این نارسایی در شرایط چشم بسته با وضوح بیشتری مشاهده شد. کاهش انعطاف پذیری در بیماران معنی‌دار بود ($P = ۰/۰۰۱$). بین عامل انعطاف‌پذیری و کنترل وضعیت، همبستگی دیده نشد.

بحث: ناپایداری وضعیت دینامیکی در بیماران کمردردی در آزمون‌های مختلف و تشدید این ناپایداری در حالت چشم بسته، نشان دهنده ضعف عملکردی گیرنده‌های حسی- عمقی اندام تحتانی و تنه آن‌ها است. عدم همبستگی بین انعطاف‌پذیری کمر با پایداری وضعیت نشان داد که در مراحل تشخیص و توانبخشی، این دو عامل بایستی به طور مستقل مورد توجه قرار گیرند. تأکید بر تقویت پایداری وضعیت در برنامه توانبخشی بیماران کمردردی توصیه می‌شود. تحقیقات بیشتری برای تعیین اولیه یا ثانویه بودن عامل ناپایداری وضعیت در بیماران کمردردی لازم است.

کلید واژه‌ها: کمردرد مزمن، انعطاف پذیری ، نوسانات وضعیتی.

تاریخ دریافت: ۸۸/۲/۱۵
تاریخ پذیرش: ۸۸/۸/۲۱

مقدمه

کمردرد مزمن با شیوع ۸۰-۶۰ درصد، یکی از شایع‌ترین علل مرخصی‌های استعلاجی است. سالیانه ۸ درصد از این بیماران ناتوان می‌شوند (۱). عوارض مهم اقتصادی، روانی، اجتماعی و محدودیت‌های مربوط به شیوه زندگی ناشی از کمردرد مزمن قابل توجه است (۲). از این روی بررسی‌های دقیق علمی برای درک مکانیزم بروز کمردرد و شناسایی ریسک فاکتورهای آن بسیار ضروری است.

[*] دکترای بیومکانیک، ارتوپدی و ورزشی، دانشیار، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران. E-mail: naderfarahpour1@gmail.com
۱- کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، هیأت علمی دانشگاه تبریز، تبریز، ایران.
۲- کارشناسی ارشد تربیت بدنی، هیأت علمی دانشگاه علوم بهزیستی، تهران، ایران.
این پژوهش با حمایت دانشگاه بوعلی سینا انجام شده است.

www.mui.ac.ir

مشاهدات قبلی نشان داده‌اند که بیماران مبتلا به کمردرد مزمن به دلیل نارسایی عملکردی در سیستم حسی- حرکتی، کنترل تعادل ضعیف‌تری نسبت به افراد سالم دارند (۴، ۳). دروندادهای حسی- حرکتی نیز به موازات اطلاعات ارسالی از سیستم‌های بینایی و دهلیزی در بخش ساقه مغز نقش مهمی در تعیین پاسخ حرکتی مناسب برای کنترل وضعیت و تعادل بدن ایفا می‌نمایند (۶، ۵).

Takalla و همکار (۷) در تحقیق خود دریافت که نوسانات قامتی بیش از حد طبیعی احتمال ابتلا به کمردرد را به طور معنی‌داری افزایش می‌دهد. Ratzone و همکار (۸)، Van Deale و همکاران (۹)، Nies و همکار (۱۰) و Meinjest و همکار (۱۱) نیز در مطالعات خود نشان دادند که بیماران مبتلا به کمردرد مزمن نوسانات وضعیتی بیشتری نسبت به افراد سالم دارند و به طور نسبی مرکز فشار پای خود را بیشتر از افراد سالم به سمت پاشنه متمایل می‌نمایند. این وضعیت نشان دهنده وضعیت دینامیکی غیر طبیعی در این بیماران است. آن‌ها این فرضیه را ارایه دادند که این واکنش وضعیتی در بیماران برای کاهش فشار و رفع خستگی در اکستنسورهای تنه است (۴).

Keshner (۱۲) پیچیده‌تر شدن وظیفه حرکتی و Owens و همکاران (۲۰۰۷) (۱۳) تحریک گیرنده‌های حسی- عمقی درگیر در استراتژی مچ پا هنگام ایستادن روی بافت نرم (مثل اسفنج) را موجب نمایان‌تر شدن ضعف تعادلی در بیماران کمردردی دانستند. علاوه بر ضعف عملکرد تعادلی حین درگیری استراتژی مچ، ضعف در استراتژی هیپ بیماران کمردردی نیز پیشتر گزارش شده است (۱۷-۱۴).

مطالعات اخیر حاکی از آن است که علاوه بر تعادل ایستا، تعادل دینامیکی بیماران کمردردی نیز با نقصان روبه‌رو است (۱۹، ۱۸، ۹).

عده‌ای از محققین نیز ضعف تعادلی بیماران کمردردی را یک پدیده ثانوی تلقی کرده، علت آن را فقدان عملکرد عضلانی طبیعی و کاهش انعطاف‌پذیری (۲۰) و کند شدن واکنش عضلانی (تأخیری) (۲۱) دانسته‌اند. مطالعات اخیر توسط Reevs و همکاران (۲۰۰۹) نیز این نظریه را تقویت نمود (۲۲).

از سوی دیگر، Paul Hodges و همکاران (۲۰۰۹) (۲۳) در مطالعه خود نشان دادند که تغییرات مکانیکی تنه با عود (برگشت) درد کمر ارتباط دارد. پیشتر نیز نشان داده شده است که عملکرد ضعیف سینماتیکی مفاصل ستون مهره‌ای و هیپ در بیماران کمردردی وجود دارد (۲۷-۲۴).

یک نتیجه‌گیری نهایی صحیح از مجموعه این تحقیقات می‌تواند تشخیص، درمان و توانبخشی بیماری کمردرد را متحول کند. اما هنوز این تحقیقات برای یک جمع‌بندی مناسب و تعیین این که الف) کدام یک از دو عامل ضعف تعادلی و ضعف مکانیک عضلات نسبت به دیگری اصلی است و ب) آیا این عوامل علت بروز یا تشدید کمردرد مزمن هستند یا این که خود این‌ها ثانوی بوده، با بروز کمردرد ظاهر می‌شوند، ناکافی هستند. یکی از نقاط ضعف تحقیقات گذشته در این رابطه این بوده است که نیروی عضلانی، انعطاف پذیری و عملکرد تعادلی را یک جا بررسی نکرده‌اند تا بتوان کم و کیف مکانیسم ارتباط و تعامل (تأثیر متقابل) بین عامل‌های عملکرد تعادلی و کنترل وضعیت با عامل انعطاف پذیری و عملکرد عضلانی در بیماران کمردردی را مشخص نمود. هدف از این مطالعه، بررسی ارتباط بین انعطاف پذیری و عملکرد تعادلی در بیماران کمردرد مزمن در شرایط مختلف دستکاری سیستم‌های درگیر در کنترل تعادل بود.

مواد و روش‌ها

تعداد ۲۴ نفر از بیماران زن مبتلا به کمردرد مزمن مراجعه کننده به کلینیک‌های تخصصی اورتوپدی به عنوان گروه تجربی و تعداد ۲۴ نفر از زنان سالم توانمند از میان افراد در دسترس به عنوان گروه شاهد در این مطالعه شرکت نمودند. دامنه سنی همه آزمودنی‌ها بین ۲۵ تا ۴۵ سال بود. بیماران توسط پزشک معالج معرفی شدند. شرایط پذیرش بیماران عبارت بود از داشتن سابقه بیش از سه ماه درد در ناحیه ستون مهره‌ای کمری، فقدان هر نوع سابقه جراحی و یا

www.mui.ac.ir

بیماری‌های مرتبط با سیستم‌های درگیر در تعادل که در وضعیت یا عملکرد تعادلی مؤثر باشند، داشتن معرفی‌نامه از پزشک معالج مبنی بر مزمن و ایدیوپاتیک بودن درد و نیز بلامانع بودن شرکت بیمار در این مطالعه، داشتن درد با شدت متوسط (امتیاز شدت درد بین ۲۵ تا ۵۰ بر اساس پرسش‌نامه درد Quebec (۲۸) و داشتن شاخص توده بدنی (W/H^2) بین ۲۰ تا ۲۵ کیلوگرم بر متر مربع.

ابتدا در مورد اهداف مطالعه و شیوه آزمایشات، آگاهی لازم در اختیار آزمودنی‌ها قرار گرفت و برگه رضایت‌نامه برای شرکت در آزمایشات مورد نظر توسط ایشان امضا گردید. افراد بیمار برای تعیین شدت درد، پرسش‌نامه سنجش درد Quebec (۲۸) را تکمیل نمودند. این پرسش‌نامه، شدت درد را بین صفر تا صد امتیاز تقسیم می‌نماید؛ به طوری که امتیاز کمتر از ۲۵ به عنوان درد ملایم، بین ۲۵ تا ۵۰ درد متوسط و ۵۰ تا ۷۵ درد حاد و بالای آن درد با شدت بسیار حاد (فرد در حال بستری) در نظر گرفته می‌شود. شرایط حذف آزمودنی از مطالعه عبارت از عدم اجرای کامل همه آزمون‌ها، داشتن هیجان، اضطراب یا استرس حین اجرای آزمون و داشتن فعالیت فیزیکی خسته کننده در ۴۸ ساعت گذشته بود. همچنین اهداف، شیوه اجرا و رعایت اصول اخلاق پزشکی حین انجام آزمون‌های مورد نظر به تأیید شورای پژوهشی دانشگاه رسید. برای سنجش انعطاف پذیری کمر از آزمون‌های شوبر (۲۹) و خم شدن جانبی (۳۰) استفاده شد.

نوسانات وضعیتی نیز با استفاده از دستگاه تعادل سنج دینامیکی مدل BIODEX اندازه‌گیری شد (شکل ۲). این دستگاه شامل یک حافظه الکترونیکی و کیت مخصوص پردازش داده‌ها، صفحه دایره‌ای شکل محل استقرار فرد موسوم به صفحه تعادل سنج، یک صفحه نمایشگر مرکز فشار پاها جهت ارایه بازخورد و یک سیم رابط کامپیوتر و چاپگر بود.

مرکز صفحه تعادل سنج روی یک چهار شاخه گاردان (با دو درجه آزادی) نصب شده بود و می‌توانست در تمام جهات (۳۶۰ درجه) از حالت افقی منحرف شود. انحراف این صفحه از حالت افقی در دو جهت قدامی- خلفی (AP)، داخلی- خارجی

شکل ۱. ارزیابی نوسانات وضعیتی با استفاده از دستگاه تعادل‌سنج دینامیکی مدل BIODEX

(ML) و با مقیاس درجه نمایش داده می‌شد. میزان و جهت این انحراف متناسب با تغییر محل مرکز فشار پاها روی صفحه تعادل سنج بود. هر چه فاصله مرکز فشار پاها از مرکز صفحه تعادل سنج انحراف بیشتری می‌یافت، انحراف صفحه بیشتر و شاخص‌های به دست آمده از نظر عددی بزرگ‌تر می‌شد. در حین آزمایش و ایستادن فرد روی صفحه تعادل سنج، تغییرات صفحه نسبت به سطح افقی با فرکانس ۲۰ هرتز و با مقیاس درجه به وسیله سنسور در حافظه دستگاه ضبط و به کامپیوتر منتقل می‌شد. میزان انحراف معیار مقادیر به دست آمده به عنوان نوسانات وضعیت در قالب متغیرهای total، جهت قدامی- خلفی (AP) و داخلی- خارجی (ML) ثبت شد.

وظیفه آزمودنی این بود که تلاش نماید طوری روی صفحه تعادل سنج بایستد تا همواره صفحه تعادل سنج افقی بماند و در صورت انحراف آن، بلافاصله باید با جابه‌جا کردن مرکز ثقل خود دوباره آن را به حالت افقی برگرداند. مقادیر این آزمون معرف میانگین میزان انحراف صفحه از حالت افقی بود. بنابراین مقادیر بزرگ‌تر نمایانگر تعادل ضعیف‌تر و واریانس بزرگ‌تر نشان دهنده نوسانات وضعیتی بیشتر بود.

www.mui.ac.ir

ثبات صفحه تعادل سنج از درجه ۱ (شل‌ترین حالت) تا درجه ۸ (سفت‌ترین حالت) قابل تنظیم بود. در این بررسی از دو درجه متفاوت ۸ و ۲ به ترتیب به عنوان وضعیت‌های به نسبت پایدار و ناپایدار استفاده گردید. در سطح ناپایدار حفظ صفحه در حالت افقی بسیار دشوار بود.

آزمون‌های تعادل: به منظور بررسی عملکرد تعادلی و تفکیک نقش هر یک از سیستم‌های بینایی و حسی- عمقی در کنترل تعادل، آزمون‌های تعادل در شرایط متعددی برگزار شدند. این آزمون‌ها عبارت بود از:

الف) ایستاده با چشم باز در سطح پایدار (آزمون مرجع)

ب) ایستاده با چشم بسته در سطح پایدار (ایجاد اختلال در درون‌دادهای بینایی)

ج) ایستاده با چشم باز در سطح ناپایدار (ایجاد اختلال در سیستم حسی- عمقی)

د) ایستاده با چشم بسته در سطح ناپایدار (ایجاد اختلال در درون‌دادهای بینایی و سیستم حسی- عمقی)

هر آزمون ۲۰ ثانیه استمرار داشت و سه بار تکرار شد. میانگین شاخص‌های به دست آمده در مدت آزمون به عنوان رکورد هر فرد در شاخص‌های مورد نظر ثبت گردید.

طرح آزمایش: این طرح آزمایش یک تحلیل واریانس چهار عاملی بود که عامل بینایی با دو سطح (چشم باز و چشم بسته)، عامل حسی- حرکتی با دو سطح (پایدار و ناپایدار)، عامل نوسانات وضعیت با سه سطح (Total، AP و ML) و نیز عامل بین گروهی درد کمر با دو سطح (افراد فاقد درد کمر (سالم) و بیماران کمردردی) را امکان پذیر ساخت.

داده‌های به دست آمده با استفاده از نرم‌افزار SPSS و روش آماری Repeated measure analysis of variance تحلیل شد. همچنین با استفاده از همبستگی پیرسون، ارتباط بین متغیرها به دست آمد. میزان خطای نوع اول در تحلیل آماری ($\alpha = ۰/۰۵$) در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

میزان درد کمر بیماران با مقیاس پرسش‌نامه استاندارد Quebec برابر ۹/۴ ± ۴۲/۸ بود و در مرز بالای متوسط (زیر حاد) ارزیابی گردید. جدول شماره ۱، نتایج مربوط به نوسانات وضعیت بیماران کمردردی و افراد سالم را در وضعیت ایستاده با چشم باز و بسته در سطح اتکا پایدار نشان می‌دهد. بر اساس نتایج به‌دست آمده، نوسانات وضعیتی بیماران کمردرد مزمن به طور معنی‌داری بیشتر از افراد سالم بود ($P = ۰/۰۰۱$). همان طور که ملاحظه می‌شود در وضعیت چشم باز و سطح اتکای به نسبت پایدار نوسانات کلی، AP و ML بیماران کمردردی به ترتیب ۰/۴۰ ± ۰/۴۱، ۰/۴۱ ± ۰/۵۳ و ۰/۲۵ ± ۰/۴۱ بیش از افراد سالم بود که حاکی از ۷۳/۶ درصد و ۷۱/۹ درصد افزایش نوسان وضعیت بیماران به ترتیب در جهات AP و ML نسبت به افراد سالم بود.

با حذف اطلاعات سیستم بینایی (در شرایط چشم بسته)، نوسانات وضعیتی هر دو گروه افزایش معنی‌داری یافت. با این حال، افزایش نوسانات وضعیت بیماران در حالت چشم بسته شدیدتر از این افزایش در افراد سالم بود ($P < ۰/۰۰۱$) که خود حاکی از نارسایی در عملکرد تعادلی این افراد است.

جدول ۱. نوسانات وضعیت گروه تجربی (بیماران کمردردی) و گروه شاهد در وضعیت عادی و با دستکاری سیستم بینایی (چشم باز و چشم بسته) در درجه پایدار سطح اتکا

	ایستاده با چشم باز		ایستاده با چشم بسته	
	شاهد	تجربی	شاهد	تجربی
نوسانات کلی	۰/۱۹ ± ۰/۲۳	۰/۶۰ ± ۰/۶۰	۰/۹۱ ± ۰/۶۵	۳/۱۵ ± ۲/۳۴
نوسانات AP	۰/۱۹ ± ۰/۲۴	۰/۷۲ ± ۰/۶۴	۰/۹۹ ± ۰/۷۵	۶/۲۷ ± ۴/۴۰
نوسانات ML	۰/۱۶ ± ۰/۱۷	۰/۵۷ ± ۰/۳۳	۱/۰۱ ± ۰/۸۲	۳/۴۹ ± ۲/۶۰

www.mui.ac.ir

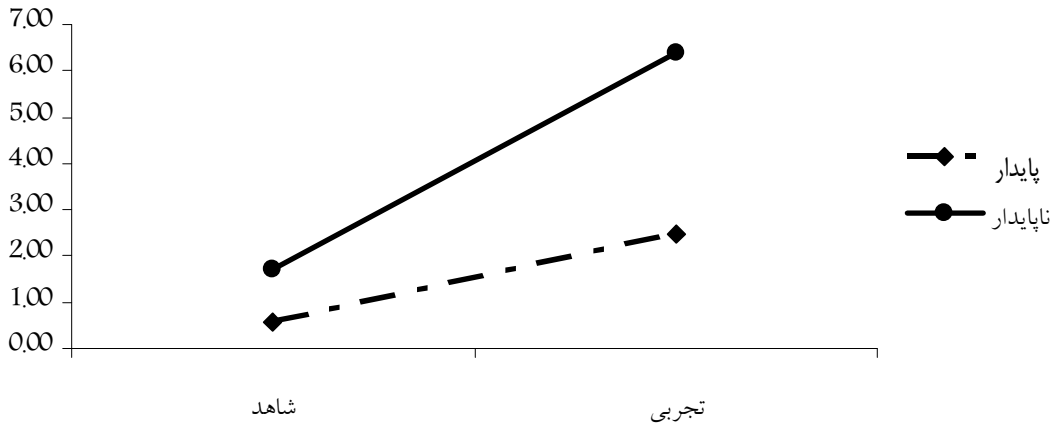
جدول ۲. نوسانات وضعیتی بیماران کمردردی و افراد سالم در وضعیت دستکاری سیستم بینایی در درجه ناپایدار سطح اتکا

	ایستاده با چشم باز		ایستاده با چشم بسته	
	شاهد	تجربی	شاهد	تجربی
نوسانات کلی	۰/۴۷ ± ۰/۳۳	۱/۷۳ ± ۱/۴۱	۲/۴۹ ± ۱/۷۳	۸/۵۰ ± ۳/۵۰
نوسانات AP	۰/۶۳ ± ۰/۵۴	۴/۵۳ ± ۴/۰۱	۵/۹۳ ± ۵/۱۳	۱۱/۳۸ ± ۴/۲۰
نوسانات ML	۰/۴۲ ± ۰/۲۴	۱/۸۳ ± ۱/۲۰	۳/۰۷ ± ۳/۱۱	۹/۴۰ ± ۵/۰۸

جدول شماره ۲ نتایج مربوط به آزمون کنترل تعادل در درجه ناپایدار سطح اتکا را در دو حالت چشم باز و چشم بسته نشان می‌دهد. در این آزمون‌ها نیز نتایجی مشابه با آزمون قبلی دیده شد؛ با این مفهوم که در مقایسه با آزمون مرجع، افزایش نوسانات وضعیتی بیماران به طور معنی‌داری بیش از افراد سالم بود (P = ۰/۰۰۰۱). همان طوری که در جدول شماره ۲ دیده می‌شود در وضعیت (چشم باز + سطح ناپایدار)، اختلاف بین بیماران کمردردی و افراد سالم در شاخص‌های نوسانات کلی، AP و ML به ترتیب ۰/۹۵ ± ۱/۲۶، ۲/۲۷ ± ۳/۹۰ و ۰/۷۲ ± ۱/۴۲ بود. این اختلاف در وضعیت (چشم بسته + سطح اتکای ناپایدار) به ترتیب به ۲/۵۱ ± ۶/۰۱، ۴/۶۱ ± ۵/۴۵ و ۴/۰۹ ± ۶/۳۳ درجه رسید. نتایج فوق نشان می‌دهد که ناپایداری سطح اتکا که استراتژی هیپ را درگیر می‌نماید، ضعف تعادل دینامیکی بیماران کمردردی را به طور بارزتری نشان می‌دهد.

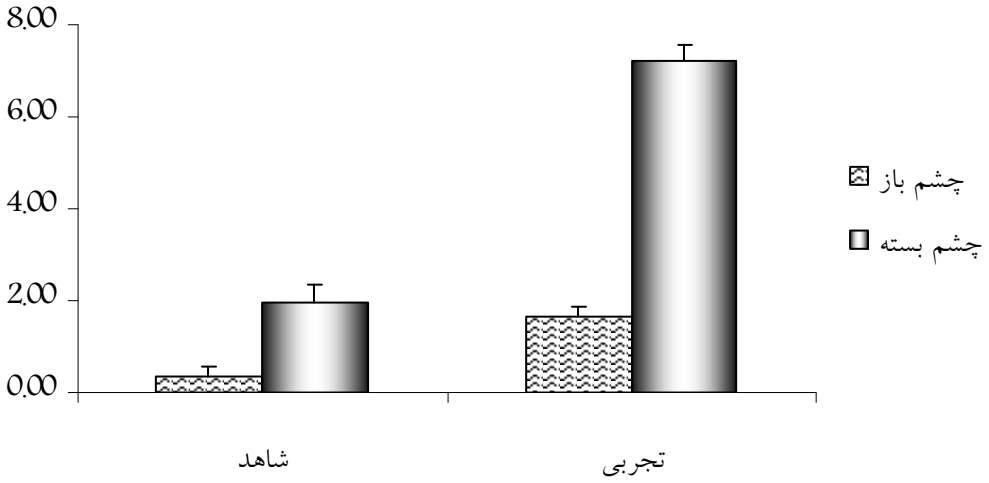
بر اساس تحلیل عاملی معلوم شد که بین عامل ثبات سطح اتکا و عامل بیماری کمردرد تأثیر متقابل وجود دارد (نمودار ۱). به این مفهوم که در شرایط سطح اتکای ناپایدار، نوسانات وضعیت بیماران بیش از افراد سالم تغییر می‌یابد. همان طوری که در نمودار ۱ دیده می‌شود ناپایداری سطح اتکا در گروه شاهد حدود ۰/۲۹ ± ۱/۱۶ درجه و در گروه تجربی حدود ۰/۲۸ ± ۳/۹۲ به نوسانات مرکز ثقل می‌افزاید، یعنی اثر ناپایداری سطح اتکا در بیماران در مجموع حدود ۳/۴ برابر بیش از افراد سالم است.

همچنین نتایج تحلیل عاملی نشان داد که تأثیر متقابل معنی‌داری بین دو عامل بیماری کمردرد و بینایی وجود دارد. همان طوری که نمودار ۲ نشان می‌دهد نوسانات وضعیتی بیماران کمردردی در وضعیت چشم بسته نسبت به افراد سالم، افزایش بیشتری می‌یابد و با بسته شدن چشم‌ها، کنترل تعادل بیماران کمردردی بسیار مشکل می‌شود (P < ۰/۰۰۱).



نمودار ۱. تأثیر متقابل بین عامل بیماری کمردرد و عامل ثبات سطح اتکا (مقیاس درجه)

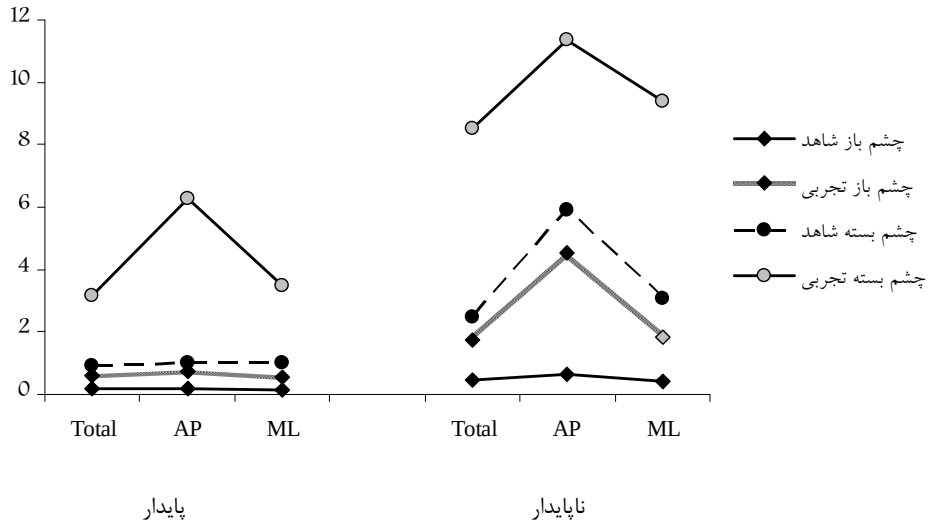
www.mui.ac.ir



نمودار ۲. تأثیر متقابل بین عامل بیماری کمردرد و عامل بینایی (مقیاس درجه)

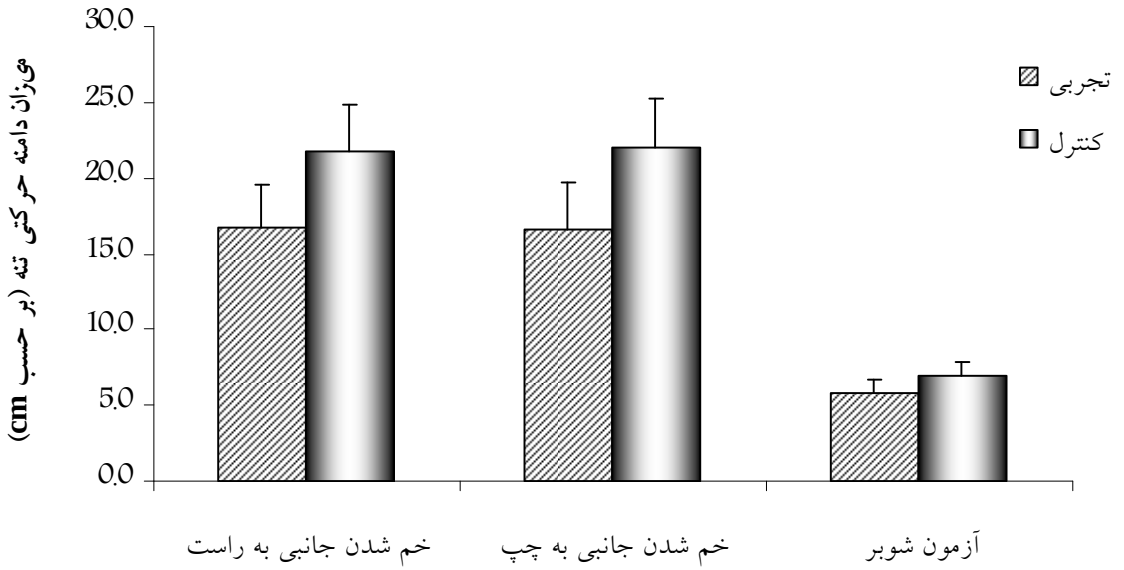
بین چهار عامل ثبات سطح اتکا، بیماری کمردرد، بینایی و جهت نوسان مرکز ثقل تأثیر متقابل معنی‌داری ($P < ۰/۰۰۱$) وجود داشت (نمودار ۳). بدان معنی که در بیماران کمردردی، نوسانات وضعیتی بیشتر بود و با حذف عامل بینایی و ناپایدار کردن سطح اتکا این تفاوت با افراد سالم بارزتر (با ۶۱ درصد افزایش) می‌گردید. میزان این تفاوت در جهت AP و حین دستکاری هم زمان دو سیستم بینایی و حسی- عمقی، بسیار شدیدتر (به طور تقریبی سه برابر) از سایر حالت‌ها بود.

نمودار شماره ۴، نتایج مربوط به انعطاف پذیری تنه بیماران کمردردی و افراد سالم را نشان می‌دهد. بر اساس نتایج به دست آمده، انعطاف پذیری بیماران کمردردی به طور معنی‌داری کمتر از افراد سالم بود ($P = ۰/۰۰۱$). این کاهش حدود ۲۶ درصد در حداکثر خم شدن جانبی (در سطح فرونتال) بود. در آزمون شوبر نیز که انعطاف پذیری کمر در سطح ساجیتال را نشان می‌دهد حدود ۱۳ درصد کاهش مشاهده شد.



نمودار ۳. تأثیر متقابل بین عامل‌های بیماری کمردرد، بینایی، ثبات سطح اتکا و شاخص نوسان وضعیت (مقیاس درجه)

www.mui.ac.ir



نمودار ۴. مقایسه دامنه حرکتی خم شدن به جلو (آزمون شوبر) و خم شدن جانبی در بیماران کمردردی مزمن و افراد سالم

بررسی همبستگی بین متغیرهای انعطاف پذیری و نوسانات مرکز ثقل نشان داد که بین این متغیرها همبستگی وجود ندارد ($P > ۰/۰۵$) (جدول ۳).

بحث

کمردرد با علت ناشناخته (ایدیوپاتیک) و مزمن هنوز چالش‌های علمی فراوانی را به خود اختصاص داده است و در مورد انتخاب بهترین روش درمانی هنوز توافق قطعی وجود ندارد. روش‌های رایج عبارتند از روش McKenzie، تجویز داروهای ضد التهاب، ارایه کتاب‌های آموزش مراقبت از کمر، ماساژ توأم با راهنمایی مراقبت از کمر، تمرینات قدرتی و ورزش درمانی توأم با مراقبت کلینیکی، افزایش دامنه حرکتی کمر و تمرینات انعطاف پذیری. به طور معمول هر درمانگری با توجه به تشخیص خود از ماهیت کمردرد، یکی از این روش‌ها را انتخاب می‌نماید.

جدول ۳. همبستگی بین متغیرهای دامنه حرکتی تنه و نوسانات مرکز ثقل در وضعیت‌های مختلف

ثبات سطح اتکا	وضعیت بینایی	ضریب همبستگی	خم شدن جانبی به راست	خم شدن جانبی به چپ	شوبر
سطح اتکا پایدار	چشم باز	r	۰/۰۸	۰/۱۰	۰/۰۱
		P	۰/۷۰	۰/۶۴	۰/۹۶
	چشم بسته	r	-۰/۱۶	-۰/۰۳	۰/۱۶
		P	۰/۴۵	۰/۸۸	۰/۴۵
سطح اتکا ناپایدار	چشم باز	r	-۰/۱۴	-۰/۱۱	۰/۲۰
		P	۰/۵۱	۰/۶۰	۰/۳۶
	چشم بسته	r	۰/۱۵	۰/۱۲	-۰/۰۱
		P	۰/۵۰	۰/۵۸	۰/۹۶

www.mui.ac.ir

عده‌ای روش McKenzie را در درمان‌های کوتاه مدت، برتر از سایر روش‌ها می‌دانند (۳۱). در مقابل، عده‌ای دیگر نیز روش دست‌کاری کایروپرکتیک را ترجیح می‌دهند (۳۲). در واقع شناخت درمانگر از کمردرد تعیین‌کننده است. از این رو، آگاهی کامل از عوامل و متغیرهای مرتبط با کمردرد ضروری می‌نماید. در تحقیقات قبلی عملکرد تعادلی ایستا (۳۳، ۲۵، ۱۹، ۱۷، ۱۶، ۱۴، ۱۳، ۹) و نیز انعطاف پذیری تنه (۳۴، ۲۷، ۲۶) در بیماران کمردردی بررسی شده است. اما هنوز کم و کیف کنترل وضعیت و تعادل دینامیکی در بیماران کمردردی و ارتباط آن با سایر عملکردهای بیومکانیکی به ویژه با انعطاف پذیری کمر روشن نیست. هدف این مطالعه در اصل، روشن‌کردن این مورد است. تحقیق حاضر با هدف سنجش کم و کیف نارسایی تعادلی به ویژه در شرایط دینامیکی و با دستکاری سیستم‌های بینایی و گیرنده‌های حسی- عمقی و نیز ارتباط این متغیرها با انعطاف پذیری بیماران کمردردی انجام شد. در واقع، فهم صحیح این مورد می‌تواند در برنامه توانبخشی رویکرد جدیدی فراهم آورد.

نتایج این مطالعه نشان داد که نوسانات مرکز ثقل بیماران کمردردی در آزمون مرجع، که استراتژی مچ پا را فعال می‌سازد، بیش از افراد سالم است. این نتیجه نشان دهنده وجود نوعی اختلال عملکردی در سیستم‌های درگیر در تعادل آن‌ها بود. شاید بتوان این اختلال را متوجه ضعف عملکرد سیستم حسی- عمقی ناحیه مچ و ساق پا دانست؛ زیرا در استراتژی مچ، گیرنده‌های حسی- عمقی مچ و ساق پا درگیر هستند. این نتیجه با یافته‌های فرهپور و همکار (۱۶)، Ratzon و همکار (۸)، Meinjest و همکار (۱۱)، Takalla و همکار (۷)، Alexander و همکار (۳) و Radebold و همکاران (۲۱) همخوانی دارد.

در سطح اتکا ناپایدار، گیرنده‌های حسی- حرکتی تحت چالش بیشتری قرار می‌گیرند. نوسانات وضعیتی بیماران کمردردی در این حالت نسبت به سطح پایدار بیشتر از افراد سالم تحت تأثیر قرار گرفت. تأثیر متقابل معنی‌دار بین عامل بیماری کمردرد و عامل ثبات سطح اتکا این واقعیت را منعکس می‌نماید که وقتی گیرنده‌های حسی- عمقی بیماران تحریک و در چالش بیشتری قرار داده شوند، ضعف عملکردی این گروه در کنترل وضعیت نمایان‌تر می‌گردد. از آن جا که درجه ناپایدار سطح اتکا استراتژی هیپ را نیز فعال می‌کند، می‌توان نتیجه گرفت که در بیماران کمردرد علاوه بر نارسایی عملکردی در گیرنده‌های حسی- عمقی مچ و ساق، گیرنده‌های حسی- عمقی ناحیه هیپ و کمر نیز دچار ضعف و نارسایی هستند. این پدیده یعنی تقویت این گیرنده‌های حسی می‌تواند در برنامه‌ریزی توانبخشی مورد توجه قرار گیرد.

Popa و همکاران (۳۳) نیز به کاهش دقت (درستی) در فرایند یکپارچه سازی اطلاعات حسی در کنترل وضعیت بدن اشاره کرده‌اند. نتایج مطالعات Van Deale و همکاران (۹)، Slota و همکاران (۱۹)، Owens و همکاران (۱۳)، Reeves و همکاران (۲۲) و Della و همکاران (۱۸) نیز از نتیجه Popa و همکاران حمایت می‌کنند.

بین دو عامل بیماری کمردرد و عامل بینایی در کنترل وضعیت نیز تأثیر متقابل مشاهده شد. این نتیجه نشان داد که بستن چشم با شدت بیشتری، نوسانات وضعیتی بیماران مبتلا به کمردرد مزمن را نسبت به افراد سالم افزایش می‌دهد. این نتیجه حاکی از آن است که بیماران کمردردی برای کنترل تعادل خود بیشتر به اطلاعات سیستم بینایی اتکا دارند؛ ضمن این که با حذف دروندادهای بینایی، ضعف عملکردی گیرنده‌های حسی- عمقی بیماران کمردرد مزمن به ویژه در ناحیه کمر و لگن بهتر نمایان می‌گردد. هر چند تحقیقات مشابه در این زمینه مختص شرایط استاتیک است، اما همسویی نتایج آن‌ها در این زمینه با یافته‌های تحقیق حاضر نشان می‌دهد که ضعف عملکرد تعادلی در بیماران کمردردی امری جدی است (۱۵، ۱۴، ۹، ۸). بنابراین در جریان تشخیص و معاینات اولیه بیماران کمردردی بهتر است بدون حضور دروندادهای بینایی و در شرایط چشم بسته تعادل و نوسانات وضعیت آن‌ها آزمایش شود.

همچنین بر اساس نتایج به دست‌آمده معلوم گردید که بیماران کمردردی دارای انعطاف پذیری کمتری هستند. این نتیجه با یافته‌های جلیلی، یزدانی، و van Dillen و همکاران

www.mui.ac.ir

همخوانی دارد (۲۶-۲۴). کاهش انعطاف پذیری تنه بیماران کمردردی در سطح فرونتال بیشتر از سطح ساجیتال بود. اما هیچ ارتباط معنی‌داری بین افزایش نوسانات و کاهش انعطاف پذیری مشاهده نگردید. این یافته‌ها بیانگر آن هستند که افزایش نوسانات مرکز ثقل بیماران کمردردی رابطه‌ای به کاهش دامنه حرکتی آن‌ها ندارد و احتمال می‌رود از مکانیزم‌های جداگانه‌ای برخوردار باشند.

نتیجه یافته‌های Radebold و همکاران (۲۱) با یافته‌های تحقیق حاضر در تضاد نیست، زیرا اگرچه ایشان عملکرد عضلانی را با نوسانات وضعیتی مرتبط دانسته‌اند و در مطالعه خود نشان داده‌اند که عکس‌العمل تأخیری عضلات باعث افزایش نوسانات وضعیتی می‌شود اما آن‌ها اشاره‌ای به انعطاف پذیری عضله نکرده‌اند. موضوع عکس‌العمل تأخیری می‌تواند جنبه عصبی داشته باشد.

وجود اسپاسم عضلانی در تنه بیماران کمردردی، که دوباره پس از درمان اولیه به درد مبتلا شده‌اند، به تازگی نیز در تحقیق Hodges و همکاران (۲۳)، مورد تأکید قرار گرفته است. وی این سفتی تنه را در نتیجه تغییر در کنترل رفلکسی عضلات تنه می‌داند. Cholewicki و همکاران (۳۵)، Lee و همکاران (۳۴) و van Dieen و همکاران (۳۶) نیز سفتی عضلانی را در بیماران کمردردی مکانیزمی برای استحکام بیشتر تنه و محافظت در برابر آسیب دانسته‌اند.

وجود این تحقیقات در کنار فقدان همبستگی بین انعطاف پذیری و نارسایی تعادل نشان می‌دهد که مکانیزم بروز کمردرد بسیار پیچیده است و عامل ضعف در بیومکانیک عضلات (انعطاف پذیری) و عامل نارسایی عملکردی سیستم عصبی- عضلانی (تعادل دینامیکی)، هر دو باید به عنوان عامل‌های مرتبط با کمردرد به طور مستقل از هم در هر دو مرحله تشخیص و توانبخشی مورد توجه قرار گیرند.

جهت‌گیری تحقیقات آینده در این زمینه باید به نوعی باشد که از طریق بررسی طولی در یک جامعه وسیع به طور جداگانه روشن کند آیا نارسایی تعادل دینامیکی و ضعف انعطاف پذیری عامل اولیه هستند یا ثانویه؟ یعنی آیا این عامل‌ها قبل از بروز درد کمر ظاهر می‌شوند یا خود معلول کمردرد هستند؟ اگر عامل اولیه محسوب می‌شوند، بین این دو عامل کدامیک نقش مهم‌تری دارند.

ضعف عملکردی در گیرنده‌های حسی- عمقی بیماران مبتلا به کمردرد، هنگام درگیری استراتژی هیپ وجود دارد. بیماران کمردردی برای جبران نارسایی عملکردی سیستم حسی- عمقی به سیستم بینایی تکیه بیشتری نسبت به افراد سالم دارند. بنابراین توصیه می‌شود آزمایش‌های تعادلی در شرایط چشم بسته نیز انجام شود. انعطاف پذیری تنه این بیماران در هر دو سطح ساجیتال و فرونتال کاهش می‌یابد، اما بین متغیر انعطاف پذیری و تعادل همبستگی وجود ندارد.

پیشنهادها

پیشنهاد می‌شود در توانبخشی کمردرد، هر دو عامل تحرک پذیری مفاصل با تأکید بر افزایش انعطاف پذیری و تقویت عملکرد سیستم حسی- عمقی، به ویژه در ناحیه تنه، جداگانه در دستور کار قرار گیرد. تحقیقات بیشتری برای روشن شدن مکانیزم و علل کمردرد و نیز شناسایی اثر ورزش‌های تعادلی در درمان و پیشگیری از ابتلا مجدد بیماران کمردرد لازم است.

تشکر و قدردانی

این پژوهش با حمایت دانشگاه بوعلی سینا انجام شده است که بدین‌وسیله قدردانی می‌شود.

References

1. Bayramoglu M, Akman MN, Kilinc S, Cetin N, Yavuz N, Ozker R. Isokinetic measurement of trunk muscle strength in women with chronic low-back pain. Am J Phys Med Rehab 2001; 80(9): 650-5.
2. Liemohn W, Conrad RE. Exercise prescription and the back. New York: McGraw-Hill; 2001.
3. Alexander KM, LaPier TL. Differences in static balance and weight distribution between normal subjects and subjects with chronic unilateral low back pain. J Orthop Sports Phys Ther 1998; 28(6): 378-83.

www.mui.ac.ir

4. Gill K, Gallghan M. The assessment of lumbar proprioception in individuals with and without low back pain, Spine, 1998; 23; 371-7
5. Shumway Cook A, Woollcott MH. Motor Control: Theory and Practical Applications. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2001.
6. Luoto S, Aalto H, Taimela S, Hurri H, Pyykko I, Alaranta H. One-footed and externally disturbed two-footed postural control in patients with chronic low back pain and healthy control subjects. a controlled study with follow-up. Spine (Phila Pa 1976) 1998; 23(19): 2081-9.
7. Takala EP, Viikari-Juntura E. Do functional tests predict low back pain? Spine (Phila Pa 1976) 2000; 25(16): 2126-32.
8. Ratzon NZ, Froom P. Postural control in nurses with and without low back pain. Work 2006; 26(2): 141-5.
9. Van Deale U, Huyvaert S, Hageman F, Duquet W, Van Gheluwe B, Vaes P. Reproducibility of postural control measurement during unstable sitting in low back pain patients. BMC Musculoskeletal Disord 2007; 8: 44.
10. Nies N, Sinnott PL. Variations in balance and body sway in middle-aged adults. Subjects with healthy backs compared with subjects with low-back dysfunction. Spine (Phila Pa 1976) 1991; 16(3): 325-30.
11. Mientjes MI, Frank JS. Balance in chronic low back pain patients compared to healthy people under various conditions in upright standing. Clin Biomech (Bristol, Avon) 1999; 14(10): 710-6.
12. Kushner EA. Postural abnormalities in vestibular disorders. In: Herdman S, Editor. Vestibular rehabilitation. Philadelphia: F.A. Davis Co; 1994.p. 47-67.
13. Owens E, Xia T, Wilder D, Gudavalli MR, Meeker W. Postural stability in patients with sub acute and chronic low back pain: changes seen with repeat testing and foam challenge. Biomechanics 2007; From Proceeding (580).
14. Mok NW, Brauer SG, Hodges PW. Failure to use movement in postural strategies leads to increased spinal displacement in low back pain. Spine (Phila Pa 1976) 2007; 32(19): E537-E543.
15. Mok NW, Brauer SG, Hodges PW. Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. Spine (Phila Pa 1976) 2004; 29(6): E107-E12.
16. Farah pour N, Yazdani SH. Comparison of dynamic balance in patients with chronic low back pain and healthy individuals manipulating the system in different conditions involved in motor control. Olympic 2003; 11(3-4): 93-104.
17. Mohammad Khani. Dynamic balance of men and women with low back pain before and after physical therapy. [MSc Thesis Persian]. Hamadan: School of Literature of Iran, Ave sina Hamadan University; 2005.
18. Della VR, Popa T, Ginanneschi F, Spidalieri R, Mazzocchio R, Rossi A. Changes in coordination of postural control during dynamic stance in chronic low back pain patients. Gait Posture 2006; 24(3): 349-55.
19. Slota GP, Granata KP, Madigan ML. Effects of seated whole-body vibration on postural control of the trunk during unstable seated balance. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2008; 23(4): 381-6.
20. Bouisset S, Le Bozec S. Posturo-kinetic capacity and postural functions in voluntary movements. In: Latash ML, editor. Progress in motor control: structure-function relations in voluntary movements. Champaign, IL: Human Kinetics; 2002.
21. Radebold A, Cholewicki J, Polzhofer GK, Greene HS. Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. Spine (Phila Pa 1976) 2001; 26(7): 724-30.
22. Reeves NP, Cholewicki J, Narendra KS. Effects of reflex delays on postural control during unstable seated balance. J Biomech 2009; 42(2): 164-70.
23. Hodges P, van den HW, Dawson A, Cholewicki J. Changes in the mechanical properties of the trunk in low back pain may be associated with recurrence. J Biomech 2009; 42(1): 61-6.
24. Jalili AH. Characteristics of the trunk biomechanical factors and low back pain patients and a change in the immediate months after treatment: comparison of physical therapy with acupuncture treatment. [MSc Thesis Persian]. Hamadan: School of Literature of Iran, Ave sina Hamadan University; 2000.
25. Yazdani SH. Effect of exercise therapy on dynamic balance characteristics, Kinematic, some anthropometric characteristics, postural and pain in women with chronic low back pain Hamadan. [MSc Thesis Persian]. Hamadan: School of Literature of Iran, Ave sina Hamadan University; 2003.
26. van Dillen LR, Bloom NJ, Gombatto SP, Susco TM. Hip rotation range of motion in people with and without low back pain who participate in rotation-related sports. Phys Ther Sport 2008; 9(2): 72-81.
27. O'Sullivan P, Dankaerts W, Burnett A, Straker L, Bargon G, Moloney N et al. Lumbopelvic kinematics and trunk muscle activity during sitting on stable and unstable surfaces. J Orthop Sports Phys Ther 2006; 36(1): 19-25.

www.mui.ac.ir

28. Fritz JM, Irrgang JJ. A comparison of a modified oswestry low back pain disability questionnaire and the quebec back pain disability scale. Phys Ther 2001; 81(2): 776-88.
29. Tousignant M, Poulin L, Marchand S, Viau A, Place C. The modified-modified schober test for range of motion assessment of lumbar flexion in patients with low back pain: a study of criterion validity, intra- and inter-rater reliability and minimum metrically detectable change. Disabil Rehabil 2005; 27(10): 553-9.
30. Gombatto SP, Klaesner JW, Norton BJ, Minor SD, Van Dillen LR. Validity and reliability of a system to measure passive tissue characteristics of the lumbar region during trunk lateral bending in people with and people without low back pain. J Rehab Res Dev 2008; 45(9): 1415-29.
31. Busanich BM, Verscheure SD. Does McKenzie therapy improve outcomes for back pain? J Athl Train 2006; 41(1): 117-19.
32. Ferreira ML, Ferreira PH, Latimer J, Herbert R, Maher CG. Does spinal manipulative therapy help people with chronic low back pain? Aust J Physiother 2002; 48(4): 277-84.
33. Popa T, Bonifazi M, della VR, Rossi A, Mazzocchio R. Adaptive changes in postural strategy selection in chronic low back pain. Exp Brain Res 2007; 177(3): 411-18.
34. Lee PJ, Rogers EL, Granata KP. Active trunk stiffness increases with co-contraction. J Electromyogr Kinesio 2006; 16(1): 51-7.
35. Cholewicki J, Silfies SP, Shah RA, Greene HS, Reeves NP, Alvi K, et al. Delayed trunk muscle reflex responses increase the risk of low back injuries. Spine (Phila Pa 1976) 2005; 30(23): 2614-20.
36. van Dieen JH, Cholewicki J ,Radebold A. Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. Spine (Phila Pa 1976) 2003; 28(8): 834-41.

www.mui.ac.ir

The evaluation of deficits on dynamic postural sway control and its correlation with lumbar mobility in females with chronic low back pain

Yazdani Sh[1], Farahpour N PhD, Farajolahi N[2]*

Received date: 05/05/2009
Accept date: 12/11/2009

ABSTRACT

Introduction: Previous studies on chronic low back pain (CLBP) have addressed the biomechanical performance of trunk, including its mobility, and the static balance performance in the related population. However, the onset of low back pain is commonly linked with dynamic activities and therefore, the evaluation of the balance performance in dynamic condition would be clinically important. The objectives of this study were to assess the dynamic postural control and its relationship with trunk mobility in chronic low back pain patients.

Materials and Methods: Twenty-four female patients with chronic low back pain and 24 able-bodied females, all between 25 to 45 years old, voluntarily participated in this study. Dynamic postural control, lumbar mobility and back pain were measured by a Biodex system, Schober technique and Quebec questionnaire, respectively. Multivariate analysis of variance (repeated measure) and Pearson correlation coefficient were used for data analysis ($\alpha < 0.05$).

Results: Chronic low back pain patients had greater dynamic postural sway ($P < 0.0001$). In chronic low back pain, the function of lower limbs and the trunk's proprioception were affected. This deficit was better observed in closed eyes condition. Lumbar mobility was significantly reduced in chronic low back pain group, However there was no significant relationship between the lumbar mobility and the postural control ($P < 0.001$).

Conclusion: Chronic low back pain is associated with greater postural sway and reduced lumbar mobility. These variables are independent and should be considered in both detection and treatment process separately. More studies are sequined to determine if these parameters are primary or secondary.

Keywords: Chronic low back pain, Mobility, Postural sway.

* PhD, Orthopedic and Sport Biomechanics, Associate Professor, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran.
E-mail: naderfarahpour1@gmail.com
1- MSc, Sport Biomechanics, Faculty member at Tabriz University, Tabriz, Iran.
2- MSc, Exercise Science, Rehabilitation Science University, Tehran, Iran.

www.mui.ac.ir