

بررسی تأثیر وضعیت انحنای کمر بر روی تعادل پوسچرال در افراد مبتلا به کمر درد مزمن غیر اختصاصی در حین اعمال بار محوری

مهناز خیرخواه: کارشناسی ارشد فیزیوتراپی، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران. mahnaz.kheirkhah@yahoo.com
 *دکتر صدیقه کهربیزی: استاد یار فیزیوتراپی، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس تهران، ایران (*نویسنده مسئول). khazrisis@modares.ac.ir
 دکتر محمد پرنیان پور: استاد بیومکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران. parnianpour@yahoo.com
 دکتر مسعود مظاهری: استاد یار فیزیوتراپی، دانشکده علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران. mazaheri_masood@yahoo.com

تاریخ پذیرش: ۹۱/۷/۳۰

تاریخ دریافت: ۹۱/۱/۲۹

چکیده

زمینه و هدف: این مطالعه با هدف بررسی تأثیر تغییرات انحنای کمر در حین اعمال بار محوری بر روی تعادل پوسچرال (Postural) در افراد مبتلا به کمر درد مزمن غیر اختصاصی انجام شد.

روش کار: این تحقیق تحلیلی تجربی، بر روی ۱۰ بیمار مبتلا به کمر درد غیر اختصاصی تکرار شونده و ۱۰ فرد سالم که به روش جور کردن از طریق هم‌تاسازی با بیماران انتخاب شده بودند، انجام شد. ثبات پوسچرال افراد مورد مطالعه در سه وضعیت نوترال (Neutral)، لوردوتیک (Lordotic) و کایفوتیک (Kyphotic) کمر و در حالت با و بدون اعمال بار محوری و در وضعیت چشم باز و بسته مورد بررسی قرار گرفت. متغیرهای مورد بررسی شامل دامنه نوسان و انحراف معیار نوسان در دو جهت قدامی - خلفی و داخلی - خارجی بود. همچنین برای ارزیابی رابطه بین ترس از درد و فعالیت فیزیکی و فعالیت‌های شغلی در بیماران کمردردی از نسخه فارسی پرسشنامه FABQ و برای ارزیابی ترس از حرکت از پرسشنامه TSK و برای اندازه‌گیری ناتوانی و درد در بیماران کمردردی پرسشنامه Roland-Morris مورد استفاده قرار گرفت. داده‌های حاصل با استفاده از آزمون واریانس چند عاملی مختلط مورد تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها: دامنه نوسان قدامی - خلفی ($p=0/045$) و انحراف معیار دامنه نوسان قدامی - خلفی ($p=0/029$) در پوسچر نوترال در گروه بیمار، به صورت معناداری بالاتر از گروه سالم بود. دامنه نوسان قدامی - خلفی ($p=0/015$) و انحراف دامنه نوسان قدامی - خلفی ($p=0/008$) در گروه بیمار در پوسچر کایفوتیک کمتر از پوسچر نوترال بود و انحراف دامنه نوسان قدامی - خلفی در گروه بیمار در وضعیت لوردوتیک (Lordotic) بیشتر از وضعیت کایفوتیک (Kyphotic) بود ($p=0/046$).

نتیجه‌گیری: بیماران این مطالعه که درجه بالای "ترس از حرکت" داشته‌اند، احتمالاً به دلیل ترس از حرکت یا خطر از دست دادن پایداری در حین انجام وضعیت‌های لوردوتیک (Lordotic) و کایفوتیک (Kyphotic) کم‌آزادی نوسانات پوسچرال خود را نسبت به افراد سالم محدودتر کرده‌اند.

کلیدواژه‌ها: تعادل، انحنای کمر، بار محوری، کمر درد غیر اختصاصی.

مقدمه

کمر درد مشکل شایعی در جامعه امروز می‌باشد که شیوعی حدود ۷۰٪ داشته و شانس عود مجدد آن در افراد مبتلا زیاد است و سالانه هزینه بالایی صرف مداوای آن می‌شود (۱). بدیهی است که پیشگیری خط اول حفظ سلامت می‌باشد و ثبات پوسچرال یک مسئله مهم در پیشگیری از آسیب و عملکرد ایمن فرد است (۲). حفظ تعادل کل بدن عمل پیچیده‌ای است که مستلزم تعامل بین سه سیستم بزرگ حسی (بینایی، وستیبولار (Vestibular) و سوماتوسنسوری (Somatosensory) و خروجی‌های حرکتی هماهنگ شده در مفاصل بدن می‌باشد (۳). در این میان گزارشات متعددی مبنی

بر اختلال در کنترل پوسچرال بیماران کمردردی موجود می‌باشد (۱۱-۳) که از دلایل افزایش نوسان پوسچرال در افراد کمردردی به اختلالاتی در حس عمقی (۴)، اختلال در عملکرد دوک‌های عضلات پاراسپاینال (۴)، تاخیر پاسخ عضلانی (۳) و به تبع اختلالاتی در قدرت، هماهنگی و عملکرد زوجی عضلات کمر و لگن و نهایتاً کاهش تنوع استراتژی‌های کنترل ثبات پوسچرال اشاره شده است (۱۲). با توجه به اینکه پوسچر کمر طی بسیاری از فعالیت‌های روزمره تغییر می‌کند و تغییرات پوسچر باعث تغییر وضعیت مرکز ثقل (Center of gravity) می‌شود که این خود می‌تواند بر روی ثبات پوسچرال تأثیر داشته باشد

دژنراسیون شدید نباشد. همچنین غیر اختصاصی بودن کمر درد افراد توسط پزشک متخصص مورد تأیید قرار گرفت. به منظور یکسان سازی افراد مورد مطالعه از لحاظ میزان لوردوز کمر در وضعیت نوترال (Neutral lumbar lordosis) که می‌تواند به عنوان یک فاکتور مخدوش گر در مطالعه حاضر عمل کند، از دامنه نرمال لوردوز در محدوده سنی ۲۵-۳۵ سال در زنان سالم ایرانی (۱۸) (بر اساس مطالعه موسوی این میزان 13 ± 43 بود) به عنوان یکی از شرایط ورود به مطالعه استفاده شد. افراد سالم شرکت کننده در این مطالعه نیز از کسانی انتخاب شدند که در دوازده ماه گذشته درد کمر نداشتند و از لحاظ سن، شاخص توده بدن، قد، وزن و میزان انحنای کمر از طریق هم‌تا سازی با بیماران به روش جور کردن انتخاب شدند. این مطالعه در سال ۱۳۸۹ در آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده پزشکی دانشگاه تربیت مدرس انجام شد. افراد مورد مطالعه در ساعات مشابهی از شبانه روز در آزمایشگاه حاضر شده و پس از اخذ رضایتنامه در این تحقیق شرکت می‌کردند. مراحل انجام آزمون توسط کمیته اخلاق پزشکی دانشکده علوم پزشکی تأیید شده بود. همچنین افراد در صورت عدم تمایل به ادامه آزمایشات می‌توانستند آزادانه منصرف شوند، ضمن آنکه انجام آزمایشات تحقیق حاضر هیچ گونه آسیبی به افراد وارد نمی‌کرد. به منظور اطلاع دقیق از زاویه لوردوز کمری در حین انجام هر یک از فعالیت‌های مورد آزمایش و همچنین آگاهی از وضعیت کمر و لگن، از یک جفت حسگر الکترونیکی مدل ۰۷۲۵ استفاده شد. تفاوت این دو حسگر با قرارگیری یکی بر روی سطح مهره ای T۱۱-T۱۲ و دیگری بر روی مهره S۱، همانطور که (۲۰، ۱۹) نشان داده شده است و بر اساس رابطه $\theta_2 = \theta_1 - \theta_2 = 180 - (180 - \theta_1) - \theta_2 = 180 - \theta_1 - \theta_2$ ، زاویه انحنای کمر را مشخص می‌کند. از نرم افزاری که توسط LABVIEW نوشته شده بود به منظور ثبت، ضبط و آنالیز داده‌های حسگرهای شیب سنج استفاده شد. این نرم افزار پس از نمونه برداری با فرکانس ۱۰ هرتز و به مدت ۷ ثانیه متوسط داده‌ها را محاسبه و به طور همزمان با دریافت سیگنال‌ها از

(۱۳). به نظر می‌رسد که توجه به راستاهای ستون فقرات به ویژه کمر حین فعالیت‌های روزمره و بررسی تاثیر تغییرات انحنای کمر بر روی ثبات پوسچرال از اهمیت بالایی برخوردار باشد. علاوه بر تاثیر وضعیت انحنای کمر در حفظ تعادل پوسچرال، نشان داده شده که حمل بار نیز بر روی تعادل تاثیرگذار است. مطالعات پیشین نشان داده‌اند که بار خارجی باعث افزایش نوسان پوسچرال می‌شود (۱۴، ۱۵). حمل بار نیاز ضروری فعالیت‌های روزمره بسیاری از افراد جامعه می‌باشد و با توجه به اینکه تا به حال در مورد تاثیر بار خارجی در کنار تغییرات پوسچر کمر و بر هم کنش پیچیده آنها در نحوه حفظ تعادل فرد مطالعه‌ای انجام نشده است، به نظر می‌رسد که این برهم کنش ممکن است در افراد مبتلا به کمردرد مزمن متفاوت از افراد سالم باشد. از آن جایی که درد در سیستم عصبی مرکزی بالاترین ارجحیت را دارد و ترس از ایجاد درد می‌تواند عملکرد عصبی مرکزی را کاهش دهد و حتی گزارش شده است باورهای ناتوانی از عوامل موثر و تاثیر گذار اختلالات راه رفتن در بیماران مبتلا به کمر درد مزمن می‌باشد (۱۶)، لذا انجام مطالعه‌ای با هدف بررسی تاثیر وضعیت انحنای کمر بر روی تعادل پوسچرال در افراد مبتلا به کمر درد مزمن غیر اختصاصی در حین اعمال بار محوری ضروری می‌باشد.

روش کار

این پژوهش از نوع مطالعه تحلیلی تجربی بود و بر روی ۱۰ نفر از زنان مبتلا به کمر درد مزمن غیراختصاصی که با روش نمونه‌گیری ساده و در دسترس انتخاب شده بودند و به همان تعداد زنان سالم انجام شد. افراد مبتلا به کمر درد می‌بایست حداقل سه ماه درد در ناحیه کمر داشته باشند، یا به صورت دوره ای هر شش ماه یکبار درد آنها تکرار شود (۱۷) و حداکثر درد در لحظه آزمون بر اساس مقیاس VAS، کمتر از ۳ باشد، درد پایین تر از چین گلوئتال نیامده باشد و منشا این درد درگیری ریشه عصبی، شکستگی کمر، ناهنجاری آناومیک، فتق دیسک بین مهره‌ای، روماتیسم و

فشار در هر یک از صفحات AP و ۲ ML) انحراف معیار نوسان در دو جهت قدامی - خلفی و داخلی - خارجی.

برای ارزیابی رابطه بین ترس از درد، فعالیت فیزیکی و فعالیت‌های شغلی در بیماران کمردردی از نسخه فارسی پرسشنامه (Fear-Avoidance) Belief Questionnaire (FABQ) استفاده شد و از پرسشنامه (Tampa kinsiofobi of scale TSK) برای ارزیابی ترس از حرکت و از پرسشنامه Roland-Morris برای اندازه‌گیری ناتوانی و درد در بیماران کمردردی مورد استفاده قرار گرفت. پیش از شروع مرحله اصلی جمع‌آوری داده‌ها، یک مرحله مقدماتی جهت تعیین سطح تکرار پذیری بر روی یک نمونه ۱۰ نفری انجام شد، به طوری که اعداد ICC Intra Class Correlation Coefficient از همبستگی نسبتاً بالایی برخوردار بودند. مراحل آزمایش در دو روز انجام شد. در روز اول آموزش تغییرات پوسچر کمر با استفاده از تیلت (Tilt) لگن انجام شد. به فرد آموزش داده می‌شد که بدون تغییر سایر نواحی بدن فقط با استفاده از تیلت لگن، قوس کمر را افزایش و یا کاهش دهد و میزان حداکثر این دو وضعیت (هایپرلوردوتیک و هیپولوردوتیک) ثبت می‌شد. نشانگر صوتی بر روی زاویه بدست آمده از انجام هایپرلوردوتیک و هایپولوردوتیک تنظیم می‌شد تا فرد و آزمون‌گر هر دو از درست انجام شدن آزمون‌ها اطمینان حاصل نمایند. حالت‌های مختلف ثبت شاخص‌های ثابتی بر روی Force plate، در این مطالعه، شامل دو حالت بینایی (چشم باز و بسته) × دو حالت اعمال بار (اعمال بار محوری و بار صفر) × سه حالت پوسچر کمر (شامل نوترال؛ لوردوتیک و کایفوتیک) بود. بنابراین هر فرد در ۱۲ وضعیت مورد ارزیابی قرار می‌گرفت. هر آزمون دو بار تکرار می‌شد و اخذ اطلاعات توسط صفحه نیرو به مدت ۷ ثانیه بود.

یافته‌ها

بررسی توزیع متغیرها با آزمون کولموگروف - اسمیرنوف نشان دهنده توزیع نرمال آنها بود بنابراین از آزمون پارامتریک برای بررسی و مقایسه نتایج

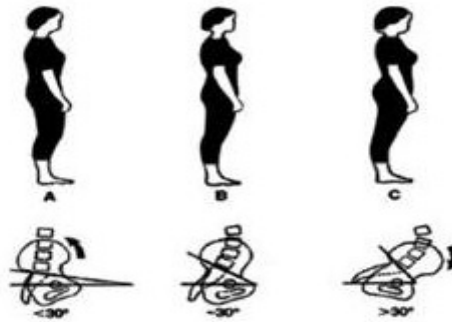
حسگرها، نمایش می‌دهد. این نرم افزار دارای نشانگر صوتی بود که موقعیت فرد آزمایش شونده را به محض رسیدن به فعالیت مورد نظر (حداکثر تیلت قدامی یا خلفی) مشخص و اعلام می‌کرد. جلیقه‌ای مخصوص، برای اعمال بار محوری به ستون فقرات طراحی و تهیه شد که دارای چهار جیب، دو تا در جلو و دو تا در پشت و به موازات یکدیگر بود. در داخل هر جیب وزنه ۱/۸۷۵ کیلو گرمی از جنس آهن خشک قرار می‌گرفت که در مجموع بار ۷/۵ کیلوگرمی را به صورت محوری روی بدن فرد، از طریق شانه‌ها، اعمال می‌کرد. این میزان بار محوری حدود ۱۵٪ میانگین وزن افراد مورد مطالعه بود که با توجه به مطالعه انجام شده، به نظر می‌رسید می‌تواند در در محدوده مناسبی جهت اعمال بار به بیماران کمر دردی باشد (۱۵). ارزیابی تعادل پوسچرال در حالت ساکن ایستاده بر روی یک سطح اتکای سفت و محکم فاقد حساسیت لازم برای تمایز بین افراد سالم و افراد مبتلا به اختلال تعادل پوسچرال می‌باشد. یک روش معمول برای ایجاد اغتشاش در تعادل پوسچرال، ایستادن بر روی فوم می‌باشد (۲۱). به این منظور برای انجام تمام آزمون‌ها از سطح اتکای فوم استفاده شد. قبل از آغاز آزمایشات اصلی، چندین نوع فوم مورد بررسی قرار گرفت و پس از اطمینان از پایداری خواص مکانیکی یک نوع از آن انتخاب گردید که با استفاده از دستگاه تنسیومتر (Zwick (Tensiometer)، مدل BZ 2.5 فوم، مورد آزمایش قرار گرفت و مشخصات آن به تفصیل در جدول آمده است.

دریافت و ثبت سیگنال مرکز فشار در این مطالعه توسط صفحه نیرو (ساخت شرکت Kistler سوئیس، مدل 9286 AB) صورت گرفت. این صفحه نیرو از نوع پیزوالکتریک بوده و دارای چهار حسگر در چهار گوشه صفحه مستطیل شکل $40 \text{ cm} \times 60 \text{ cm}$ می‌باشد. اطلاعات حاصل از صفحه نیرو با فرکانس ۱۰۰ Hz اخذ و تجزیه و تحلیل داده‌های صفحه نیرو توسط نرم افزار MATLAB صورت گرفت.

متغیرهای مورد بررسی در این مطالعه عبارتند از: (۱) دامنه نوسان: حداکثر دامنه جابجایی مرکز

جدول ۱- مشخصات بیومکانیکی فوم استفاده شده در این مطالعه

ابعاد (سانتیمتر)	الاستیک مدولوس (نیوتن بر میلیمتر)	الاستیک مدولوس (نیوتن بر میلیمتر مربع)	استرس (نیوتن بر متر مربع)	حداکثر نیرو (نیوتن)
۶۰×۴۰×۱۰	۰/۲۰	۰/۶۷	۱۰/۷۶	۹۶/۸۲



شکل ۱- سه وضعیت هیپولوردوتیک (A) و نوترال (B) و هایپرلوردوتیک (C)

در گروه بیمار، به صورت معناداری بالاتر از گروه سالم بود ($p=0/029$) (نمودار ۲). همچنین نتایج نشان داد که در گروه سالم بین سه وضعیت پوسچر کمر تفاوت معناداری در انحراف معیار دامنه نوسان قدامی خلفی وجود ندارد ولی در گروه بیمار بین سه وضعیت پوسچر کمر تفاوت معناداری وجود داشت ($p=0/006$). انحراف دامنه نوسان قدامی خلفی در گروه بیمار در حالت نوترال کمتری بیشتر از حالت کایفوز کمتری می باشد ($p=0/008$) و این متغیر در حالت لوردوز بیشتر از کایفوز بود ($p=0/046$).

اثر اصلی پوسچر بر دامنه نوسان داخلی-خارجی معنادار بود ($p=0/000$) و بدون در نظر گرفتن گروه، دامنه نوسان داخلی - خارجی در پوسچر نوترال بیشتر از پوسچر کایفوتیک بود ($p=0/000$) و در پوسچر لوردوتیک بیشتر از پوسچر کایفوتیک بود ($p=0/009$). اثر اصلی بینایی بر دامنه نوسان داخلی-خارجی بدون در نظر گرفتن اثر گروه معنادار بود ($p=0/000$) و در حالت چشم بسته دامنه نوسان داخلی - خارجی بیشتر از حالت چشم باز بود. اثر متقابل پوسچر و بینایی در پارامتر دامنه نوسان قدامی - خلفی ($p=0/025$)، انحراف معیار دامنه نوسان قدامی خلفی ($p=0/014$) و انحراف معیار دامنه نوسان داخلی - خارجی ($p=0/039$) معنا دار بود. بستن چشم ها در هر سه پوسچر

استفاده شد. ابتدا دو گروه از لحاظ شاخص های فردی و میزان قوس کمر در حالت نوترال Neutral Lordosis، لوردوتیک (Lordotic) و کایفوتیک (Kyphotic) با استفاده از آزمون آماری تی مستقل مورد مقایسه قرار گرفتند که نتایج حاکی از یکسانی دو گروه بود.

برای بررسی اثر خالص و متقابل متغیرهای مستقل گروه، تغییرات پوسچر کمر، وضعیت چشم و اثر بار محوری بر پارامترهای نوسان پوسچرال، از آزمون آنالیز واریانس چند عاملی مختلط استفاده شد.

نتایج نشان داد که اثر متقابل گروه و پوسچر بر دامنه نوسان قدامی - خلفی معنی دار بود ($p=0/049$). دامنه نوسان قدامی - خلفی در پوسچر نوترال در گروه بیمار، به صورت معناداری بالاتر از گروه سالم بود ($p=0/045$) (نمودار ۱). در گروه سالم بین سه وضعیت پوسچر کمر تفاوت معناداری در دامنه نوسان قدامی خلفی وجود نداشت ولی در گروه بیمار بین این سه وضعیت تفاوت معناداری وجود داشت ($p=0/011$) و دامنه نوسان قدامی-خلفی در گروه بیمار در پوسچر کایفوتیک کمتر از پوسچر نوترال بود ($p=0/015$).

اثر متقابل گروه و پوسچر بر انحراف معیار دامنه نوسان قدامی خلفی معنادار بود ($p=0/041$). انحراف معیار دامنه نوسان قدامی - خلفی در پوسچر نوترال

جدول ۲- شاخص های فردی هر دو گروه

مقدار احتمال	گروه بیمار		گروه سالم		
	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	
p value					
۰/۴۰	۳/۰۰	۲۸/۱۰	۳/۸۰	۲۶/۷۷	سن(سال)
۰/۶۲	۴/۰۳	۱۶۲/۰۰	۴/۳۵	۱۶۱/۰۶	قد(سانتیمتر)
۰/۸۵	۷/۰۳	۵۸/۱۰	۶/۶۸	۵۷/۵۰	وزن(کیلوگرم)
۰/۹۹	۲/۸۷	۲۲/۲۱	۲/۶۱	۲۲/۲۳	شاخص توده بدنی
۰/۱۰	۳/۲۸	-۳۴/۸۰	۲/۶۷	-۳۷/۳۷	لوردوز کمر در حالت نوترال(درجه)

جدول ۳- نتایج آزمون تحلیل واریانس چند عاملی مختلط برای بررسی تأثیر خالص و متقابل چهار متغیر گروه، وضعیت پوسچر کمری، وضعیت چشم و بار محوری بر پارامترهای نوسان پوسچرال

انحراف معیار دامنه نوسان داخلی - خارجی		دامنه نوسان داخلی خارجی		انحراف معیار دامنه نوسان قدامی خلفی		دامنه نوسان قدامی خلفی		اثرات اصلی گروه پوسچر بینایی بار محوری اثرات متقابل گروه×پوسچر گروه×بینایی گروه×بار محوری پوسچر×بینایی پوسچر×بار بینایی×بار محوری گروه×پوسچر×بینایی گروه×بینایی×بار گروه×پوسچر×بار پوسچر×بینایی×بار گروه×پوسچر×بینایی×بار
p value	F ratio	p value	F ratio	p value	F ratio	p value	F ratio	
۰/۵۶۳	۰/۴۳۴۷	۰/۶۴۵	۰/۲۱۹	۰/۱۶۶	۲/۰۸۶	۰/۲۵۶	۱/۳۷۶	گروه
۰/۰۰۰	۱۴/۶۹۵	۰/۰۰۰	۱۲/۵۳۴	۰/۰۱۳	۴/۹۲۸	۰/۰۲۵	۴/۰۷۰	پوسچر
۰/۰۰۰	۱۵۳/۸۹	۰/۰۰۰	۱۷۷/۹۴	۰/۰۰	۲۲۶/۰۸	۰/۰۰۰	۲۱۰/۱۴	بینایی
۰/۳۹۶	۰/۷۵۵	۰/۸۵۷	۰/۰۳۳	۰/۳۱۸	۱/۰۵۵	۰/۴۳۲	۰/۶۴۵	بار محوری
۰/۱۶۶	۱/۸۹۱	۰/۳۱۶	۱/۱۹۱	۰/۰۴۱	۳/۵۰۷	۰/۰۴۹	۲/۸۴۲	اثرات متقابل
۰/۹۸۸	۰/۰۰۰	۰/۹۵۲	۰/۰۰۴	۰/۳۳۶	۰/۹۷۷	۰/۴۴۹	۰/۶۰۰	گروه×پوسچر
۰/۹۲۷	۰/۰۰۶	۰/۷۱۷	۰/۱۳۶	۰/۸۲۲	۰/۰۵۲	۰/۶۰۹	۰/۲۷۲	گروه×بینایی
۰/۰۳۹	۳/۵۵۸	۰/۰۷۲	۲/۸۶۸	۰/۰۱۴	۴/۷۹۲	۰/۰۲۵	۴/۰۷۸	گروه×بار محوری
۰/۳۴۱	۱/۱۰۹	۰/۵۳۴	۰/۶۳۸	۰/۹۸۵	۰/۰۱۵	۰/۸۶۷	۰/۱۴۴	پوسچر×بینایی
۰/۸۹۴	۰/۰۱۸	۰/۳۷۱	۰/۸۴۲	۰/۵۴۵	۰/۳۸۱	۰/۴۳۱	۰/۶۴۸	پوسچر×بار محوری
۰/۵۶۷	۰/۵۷۶	۰/۶۸۷	۰/۳۷۹	۰/۳۳۹	۱/۱۱۵	۰/۶۹۵	۰/۳۶۷	بینایی×بار محوری
۰/۶۷۶	۰/۱۸۰	۰/۴۲۸	۰/۶۵۹	۰/۸۶۶	۰/۰۲۹	۰/۸۸۲	۰/۰۲۳	گروه×پوسچر×بینایی
۰/۲۴۲	۱/۴۷۸	۰/۳۴۲	۱/۱۰۶	۰/۳۴۰	۱/۱۱۲	۰/۴۸۸	۰/۷۳۳	گروه×بار محوری
۰/۵۳۵	۰/۶۳۷	۰/۷۷۷	۰/۲۵۴	۰/۴۴۳	۰/۸۳۲	۰/۴۹۲	۰/۷۲۳	پوسچر×بینایی×بار
۰/۹۰۴	۰/۱۰۱	۰/۹۲۲	۰/۰۸۱	۰/۷۲۴	۰/۳۲۵	۰/۶۸۶	۰/۳۸۰	گروه×پوسچر×بینایی×بار

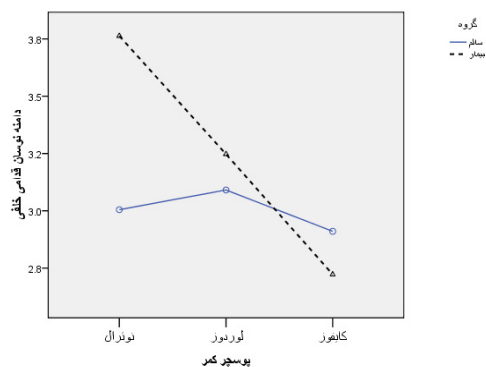
بیشتر از پوسچر کایفوز بود ($p=0/045$) در وضعیت چشم بسته انحراف معیار دامنه نوسان داخلی خارجی پوسچر کایفوتیک بود ($p=0/000$) و در پوسچر لوردوتیک بیشتر از پوسچر کایفوتیک کمر بود ($p=0/014$). اثر اصلی پوسچر بر انحراف معیار دامنه نوسان قدامی خلفی در وضعیت چشم بسته معنادار نبود.

نتایج پرسش نامه TSK در این مطالعه، $\pm 4/83$ و $36/37$ بود. امتیاز این پرسشنامه از ۶۸-۱۷ می باشد و

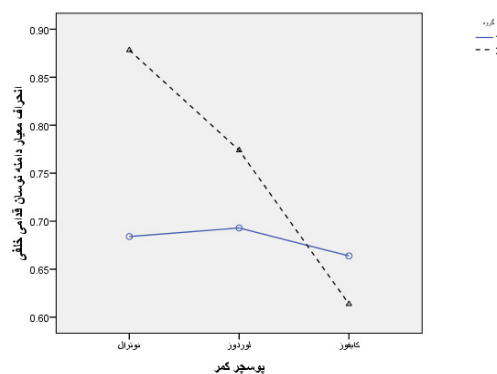
(نوترال، کایفوز و لوردوز) سبب افزایش معنادار هر سه متغیر شد. در حالت چشم باز بین سه پوسچر نوترال، کایفوز و لوردوز کمری در پارامتر دامنه نوسان قدامی - خلفی و انحراف معیار دامنه نوسان داخلی - خارجی تفاوت معناداری دیده نشد ولی در حالت چشم باز انحراف معیار دامنه نوسان قدامی خلفی در پوسچر نوترال بیشتر از پوسچر کایفوتیک بود ($p=0/046$). در وضعیت چشم بسته دامنه نوسان قدامی خلفی در پوسچر نوترال بیشتر از پوسچر کایفوتیک کمری بود ($p=0/013$) و در پوسچر لوردوز

از افراد سالم بود (نمودار ۱ و ۲). این نتایج با مطالعات پیشین که بر روی فوم انجام شده‌اند همسو می‌باشد (۲، ۱۲). افراد مبتلا به کمردرد، حس عمقی تغییر یافته‌ای دارند (۲۳، ۴-۶) و حساسیت سیستم‌های محیطی در آنها کاهش یافته است (۲۴) که این می‌تواند به دلیل آسیب‌های بافت‌های غیر فعال یا در نتیجه تداخل درد در طول روند پردازش مرکزی اطلاعات حسی باشد که منجر به تخمین غیر دقیق داخلی از نوسانات بدن می‌گردد (۲۵)، تنوع استراتژی‌های کنترل پوسچر در این افراد کمتر می‌شود و در هر دو شرایط سطح اتکاء فوم و سطح اتکاء سفت، به استراتژی مچ پا تکیه می‌کنند. این استراتژی در شرایط سطح اتکاء سفت کافی می‌باشد ولی در شرایط پیچیده‌تر، پاسخگو نبوده، باعث افزایش نوسان پوسچرال می‌شود (۱۲) و این افراد نیاز به نوسان قدامی - خلفی بیشتری برای باقی ماندن در محدوده ثباتی دارند.

در این تحقیق در گروه بیمار، انحراف دامنه نوسان قدامی - خلفی در پوسچر کایفوتیک کمتر از پوسچر نوترال و لوردوتیک بود، دامنه نوسان قدامی - خلفی در پوسچر کایفوتیک کمتر از پوسچر نوترال بود و دامنه نوسان داخلی - خارجی بدون در نظر گرفتن گروه در حالت کیفور از حالت نوترال و لوردوتیک کمتر بود. در مورد تاثیر تغییرات انحنای کمر بر روی نوسانات پوسچرال در افراد مبتلا به کمردرد تا به حال تحقیقی صورت نگرفته است. مونوز تاثیر پوشیدن بريس لوردوتیک کمری را در افراد مبتلا به کمردرد مزمن بر روی نوسانات پوسچرال بررسی کرده و نشان داد که پوشیدن بريس لوردوتیک در افراد مبتلا به کمردرد مزمن باعث جا به جایی COP به سمت خلف و تمایل به کاهش جا به جایی COP می‌شود (۲۶). در تحقیق دیگر نقش بريس نرمال و بريس لوردوتیک بر روی نوسانات پوسچرال در افراد سالم در حالت نشسته بررسی شد و نتایج نشان داد که استفاده از بريس‌های نرمال و لوردوتیک هر دو از طریق کاهش فعالیت عضلانی و همچنین ایجاد کامپرشن (که می‌تواند نقص حس عمقی را در افراد مبتلا به کمر درد کاهش دهد) باعث کاهش نوسان پوسچرال نسبت به حالت بدون بريس



نمودار ۱- اثر متقابل گروه و پوسچر روی دامنه نوسان قدامی خلفی



نمودار ۲- اثر متقابل گروه و پوسچر روی انحراف دامنه نوسان قدامی خلفی

امتیازهای بالاتر از ۳۷، نشان دهنده درجه بالایی از "ترس از حرکت" است. این امتیاز تقریباً نشان دهنده درجات بالایی از ترس از حرکت در این بیماران می‌باشد. نمره پرسش‌نامه FABQ در این مطالعه، $26/28 \pm 8/84$ بود. در این پرسشنامه امتیازهای بالاتر از ۲۹ درجه بالای ترس از درد، ۲۸ درجه متوسط و پایین‌تر از ۲۰، درجات خفیف را نشان می‌دهند. پرسش‌نامه Roland-Morris، برای سنجش ناتوانی طراحی شده است و نمره آن در بیماران این مطالعه $3/57 \pm 2/63$ به دست آمد.

بحث و نتیجه گیری

نتایج نشان داده که دامنه نوسان قدامی - خلفی و تغییر پذیری دامنه نوسان قدامی - خلفی در افراد مبتلا به کمردرد مزمن در پوسچر نوترال کمر بیشتر

مورد آزمایش در پوسچر نوترال آزادی نوسان بیشتری داشته اند ولی در پوسچر هایپرلوردوتیک و هیپولوردوتیک کمر در انتهای محدوده حرکتی خود قرار گرفته و این موضوع احتمالاً باعث می شود که بر روی انتخاب های سیستم کنترل مرکزی و انتخابهایی که در مفاصل مختلف جهت کنترل تعادل پوسچرال باید صورت می گرفت، اثر گذار باشد. به نظر می رسد بیماران این مطالعه که درجه بالای "ترس از حرکت" داشته اند، احتمالاً به دلیل ترس از حرکت یا خطر از دست دادن پایداری در حین انجام هایپرلوردوتیک و هیپولوردوتیک، آزادی نوسانات پوسچرال خود را در این دو پوسچر محدود کرده اند. نتایج نشان دادند که انحراف معیار دامنه نوسان قدامی - خلفی در افراد بیمار در پوسچر کایفوتیک کمتر از پوسچر لوردوتیک بوده است. در بیان علت مشاهده این تفاوت معنادار شاید بتوان به روند یادگیری و حفظ پوسچرهای کمر در افراد مورد مطالعه اشاره کرد که برای اکثر افراد یادگیری و حفظ پوسچر کایفوتیک سخت تر از پوسچر لوردوتیک کمر بود و حتی چهار فرد انتخاب شده برای آزمون به دلیل عدم یادگیری و حفظ پوسچر کایفوتیک از مطالعه حذف شدند. هر چند که در این تحقیق از مقیاس مشخصی برای تعیین میزان سختی انجام کایفوز و لوردوز کمر از نظر شناخت روانی و یادگیری و اخذ آنها استفاده نشده است ولی به صورت subjective به نظر می رسد که حفظ پوسچر لوردوتیک برای افراد سهل تر از پوسچر کایفوتیک باشد. در پژوهشی با استفاده از مدل سازی نشان داده شد که در پوسچر کایفوتیک کمر فرد از سیستم لیگامانی غیر فعال مثل لیگامان های خلفی و فاشیای لومبوساکرال استفاده می کند (۳۱). بنابراین به نظر می رسد که در پوسچر کایفوتیک لیگامان های خلفی ستون فقرات که منبع غنی از گیرنده های حس درد و مکانورسپتورها هستند، تحت کشش قرار گیرند که این خود می تواند سیگنال های درد را افزایش دهد، بنابراین "ترس از حرکت" در این پوسچر نسبت به پوسچر لوردوتیک تشدید می شود و فرد در پوسچر کایفوتیک، نوسانات پوسچرال خود را نسبت به پوسچر لوردوتیک محدودتر می کند. در بررسی دامنه نوسان داخلی - خارجی مشخص شد

می شوند (۲۷). لازم به ذکر است که همیشه کاهش نوسان به معنای تعادل بهتر نیست مثلاً D در پژوهشی، سرعت نوسان COP در افراد سالم بالاتر از افراد مبتلا به آسیب لیگامان متقاطع قدامی است که در اینجا بالاتر بودن سرعت نوسان در افراد سالم به عنوان بی ثباتی تفسیر نمی شود بلکه نشانه یک رفتار جستجو گرانه نرمال می باشد که در ثبات پوسچرال نقش دارد (۲۸). از طرفی علاوه بر کاهش دامنه نوسان قدامی - خلفی در پوسچر کایفوتیک نسبت به پوسچر نوترال در افراد مبتلا به کمر درد، در پوسچر کایفوتیک تغییر پذیری دامنه نوسان قدامی - خلفی کمتر از حالت نوترال و حتی لوردوتیک بود. تغییر پذیری جزء جدایی ناپذیر حرکات انسان می باشد. این اعتقاد وجود دارد که مهارت های حرکتی تکامل یافته، با میزان تغییر پذیری حرکتی کافی و مناسبی همراهند و کاهش تغییر پذیری از خصوصیات سیستم های بیولوژیک سفت و غیر قابل تغییر است و بیش از حد مطلوب آن نیز از خصوصیات سیستم های بی ثبات می باشد (۳۰، ۲۹). در این مطالعه جهت بررسی باورهای اجتنابی بیماران، از نسخه فارسی پرسشنامه استاندارد باورهای اجتنابی ناشی از ترس (FABQ) Fear Avoidance Belief Questionnaire استفاده گردید. از طرفی افراد گروه بیمار در زمان انجام آزمایش درد نداشته و یا بر اساس مقیاس دیداری درد از شدت درد ۳ و یا کمتر برخوردار بودند. بنابراین کاهش دامنه و تغییر پذیری پارامترهای نوسان پوسچرال را در حالت کایفوتیک و لوردوتیک نسبت به حالت نوترال در افراد مبتلا به کمر درد در این مطالعه را نمی توان به وجود درد در زمان انجام آزمایش نسبت داد و انتظار می رود عوامل دیگری به جز درد در بروز این تغییرات موثر باشند. ترس از ایجاد درد می تواند عملکرد عصبی مرکزی را کاهش دهد چرا که درد در سیستم عصبی مرکزی بالاترین ارجحیت را دارد. ال عبیدی نشان داد که پیش بینی درد و ترس مربوط به درد، باورهای ناتوانی از عوامل موثر و تاثیر گذار به نقص راه رفتن در بیماران مبتلا به کمر درد مزمن می باشد و غیر محتمل است که این تاثیرات ناشی از ایجاد حس درد باشد (۱۶). در این مطالعه مشخص شد که افراد

بیان شده است به سختی حفظ پوسچر کایفوز نبوده و حفظ پوسچر کایفوتیک نسبت به پوسچر لوردوتیک در وضعیت حذف بینایی سیستم کنترل حرکتی را با چالش بزرگی مواجه کرده که حتی در گروه سالم نیز افراد را مجبور به محدود کردن دامنه نوسانات پوسچرال کرده است.

در تحقیق حاضر با اعمال بار تفاوت معناداری در پارامترهای نوسان پوسچرال مشاهده نشد، البته در اکثر پارامترهای دامنه نوسان قدامی - خلفی، انحراف معیار دامنه نوسان قدامی - خلفی و انحراف معیار دامنه نوسان داخلی - خارجی با اعمال بار محوری تمایل به افزایش وجود دارند که شاید در این مورد با افزایش تعداد نمونه‌ها و میزان بار که در این تحقیق به دلیل تحریک درد در افراد کم‌دردی و رعایت اصول اخلاقی امکان پذیر نبود، می‌توانستیم شاهد تغییرات معنادار باشیم و این از محدودیت‌های این تحقیق می‌باشد.

در مطالعه اولیه دیده شد که حفظ وضعیت‌های هایپرلوردوتیک و هیپولوردوتیک بر روی صفحه نیرو برای اخذ اطلاعات به مدت بیشتر از ۷ ثانیه سبب تحریک درد در افراد مبتلا به کمر درد می‌شد، بنابراین افزایش زمان جهت ارزیابی بهتر نوسانات پوسچرال امکان پذیر نبود و این از محدودیت‌های این مطالعه می‌باشد.

نتایج این پژوهش حاکی از اختلال در تعادل پوسچرال در افراد مبتلا به کمر درد مزمن غیر اختصاصی (با درجه درد کمتر از ۳) در پوسچر نوترال کمر نسبت به افراد سالم بود، لذا به نظر می‌رسد در رویکردهای درمانی تنها نایست به اصلاح پوسچر پرداخته شود و تمرینات تعادلی در توانبخشی این افراد از اهمیت خاصی برخوردار است.

این مطالعه نشان داد که این بیماران از درجه بالایی از ترس از درد و حرکت برخوردارند و این امر ممکن است در تعامل با اختلال تعادلی آنها مؤثر باشد؛ بنابر این ارائه تمرینات نوین تعادلی در جهت بهبود میزان ترس از درد و حرکت در این بیماران می‌تواند در درمان آنها مؤثر باشد، که این مسأله نیاز به بررسی‌های بیشتر دارد.

تغییرات پوسچر کمر می‌تواند تعادل پوسچرال

که بدون در نظر گرفتن اثر گروه در حالت کایفوتیک دامنه نوسان کمتر از حالت نوترال و لوردوتیک کمر بود و این نشان دهنده این موضوع است که در هر دو گروه تغییرات پوسچر کمر بر روی نوسانات داخلی - خارجی یکسان بوده و پوسچر کایفوتیک دامنه نوسانات داخلی - خارجی را نسبت به پوسچر نوترال و لوردوتیک محدودتر کرده است.

در مطالعه حاضر نبودن "ترس از حرکت" و درد احتمالاً باعث شده که کنترلی که در افراد سالم وجود دارد هیچ ارتباطی با اینکه فرد چه پوسچری را اتخاذ کرده نداشته باشد و تفاوت معنا داری بین سه پوسچر کمر در پارامترهای نوسان پوسچرال دیده نشود.

نتایج تحقیق کنونی نشان داد که تمام پارامترهای نوسان پوسچرال در هر دو گروه در حالت چشم بسته در هر سه پوسچر کمر (نوترال، لوردوز و کایفوز) بیشتر از حالت چشم باز بودند. این نشان می‌دهد که با حذف بینایی نوسانات پوسچرال در هر دو گروه سالم و بیمار بیشتر می‌شود. از یک سو دیده شد که در حالت چشم بسته در هر دو گروه متغیر دامنه نوسان قدامی خلفیوانحراف معیار دامنه نوسان داخلی خارجیدر پوسچر کایفوتیک کمتر از پوسچر نوترال و لوردوتیک بود و تنها در حالت چشم باز انحراف معیار دامنه نوسان قدامی - خلفی در پوسچر کایفوتیک کمتر از پوسچر نوترال بود. این نتایج نشان می‌دهد که با بستن چشم‌ها حفظ تعادل پوسچرال سخت‌تر از حالت چشم باز است. با بستن چشم‌ها ورودی بینایی حذف می‌شود و تکیه فرد به دو حس وستیبولار و سوماتوسنسوری می‌باشد، از آنجا که آزمون‌ها بر روی فوم انجام شده بودند، در واقع حس لامسه نیز در کنترل پوسچرال کاهش یافته است. بنابراین به نظر می‌رسد در هر دو گروه با حذف بینایی و استفاده از فوم در واقع اطلاعات ورودی به سیستم تعادل پوسچرال از چند جهت محدود می‌شود و افراد برای حفظ تعادل نوسانات خود را محدود می‌کنند.

در بیان علت کاهش کمتر تغییر پذیری پارامترهای نوسان پوسچرال در پوسچر لوردوتیک در حالت چشم بسته نسبت به پوسچر کایفوتیک، می‌توان بیان کرد که حفظ و انجام لوردوز همان طور که قبلاً

standing. *Neuroscience letters*. 2004; 63: 3 66

6. Gill K, Callaghan, Mphil M. The measurement of lumbar proprioception in individuals with and without low back pain spine. 1998; 23:371-7.

7. Hamaoui A, Bouisset S. Postural sway increase in low back pain subjects is not related to reduced spine range of motion. *Neuroscience letters*. 2004; 357:135-7.

8. Karen L , Laskowski Edward R , Bing YU , Jonson Jane C , An Kia-nan .Differences in repositioning error among patients with low back pain compared with control subjects. *Spine*. 2000; 25(19):373-7.

9. Luto S, Aalto H, Taimela S , Hurri H , Pyykko L , Alaranta H. One-footed and externally disturbed two-footed postural control in patients with chronic low back pain and healthy control subjects spine. 1998; 23(19):2081-90.

10. Mientjes M.I.V, FrankJ.S. Balance in chronic low back pain patients compared to healthy people under various conditions in upright standing. *Clinical Biomechanics*. 1999; 14:710-6.

11. Popa T , Bonifazi M , Volpe , Rossi A , Mazzocchio R. Adaptive changes in postural strategy selection in chronic low back pain. *Exp Brain Res*. 2007; 177:p. 411-418.

12. Brumagne S, Jassens L, Knapen S, Claeys K, Suuden-johanson E. Persons with recurrent low back pain exhibit a rigid postural control strategy. *Eur Spine*. 2008; 17:1117-84.

13. Danis CG , Krebs DE , Gill-Body KM, Saharman S. Relation between standing posture and stability. *Physical therapy*. 1998; 78(5):503-17.

14. QU.Xingda, Nussbaum A.Maury. Effect of external loads on balance control during upright stance; Experimental results and model-based prediction. *Gait&Posture*. 2009; 29:23-30.

15. Schiffman J , Bense C , Hasselquist L , Gregorczyk K , Piscitelle L. Effect of carried weight on random motion and traditional measures of postural sway. *Appl Ergon*. 2006;37:607-14

16. AL-obaidi SM, AL-Zoabi B, AL-Shuwaie N. The influence of pain and pain -related fear and disability benefits on walking velocity in chronic Low Back Pain. *International Journal of rehabilitation research* .2003; 26(2):101-8.

17. Krisner M, Van tulder M. Low back pain (non-specific). *Best practice& Research clinical Rheumatology*. 2007; 21(1):77-91.

18. Nourbakhsh M.R, Moussavi S.J, Salavati M. Effects of lifestyle and work-related activity on the degree of lumbar lordosis and chronic Low back pain in a middleeast population. *Spinal disorder*. 2001; 14(4): 283-92.

19. Dolan P, Adams MA. Influence of lumbar and hip mobility on the bending stresses acting on the lumbar spine. *Clin Biomech*. 1993:92-185.

20. Dolan P, Adams MA, Hutton W.C. Commonly adopted postures and their effect on the

بیماران مبتلا به کمر درد غیر اختصاصی با مشخصات افراد مورد بررسی در این مطالعه را دستخوش تغییر قرار دهد. بیماران این مطالعه که درجه بالای "ترس از حرکت و درد" داشته‌اند به این دلیل و خطر از دست دادن پایداری در حین انجام هایپرلوردوتیک و هیپولوردوتیک آزادی نوسانات پوسچرال خود را در این دو پوسچر محدود کرده‌اند.

تقدیر و تشکر

این مقاله بخشی از پایان نامه خانم مهنز خیرخواه در مقطع کارشناسی ارشد رشته فیزیوتراپی با راهنمایی خانم دکتر صدیقه کهریزی و مشاوره آقای دکتر محمد پرنیان پور است که با حمایت دانشکده علوم پزشکی دانشگاه تربیت مدرس در سال ۱۳۹۰ و با کد ۲۰۶۸۰۸۵ انجام گرفته است. نویسندگان این مقاله مراتب قدر دانی خود را از مرکز مذکور و همچنین همکاری جناب آقای دکتر بهرام مبینی، فوق تخصصی ستون فقرات و استاد یار دانشگاه علوم پزشکی تهران اعلام می‌دارند.

منابع

1. Ferguson S, Marras W, Burr D, Davis K, Gupta P. Differences in motor recruitment and resulting kinematics between low back pain patients and asymptomatic participants during lifting exertions. *Clinical Biomechanics*. 2004; 19:992-9.

2. Arjmand N, Shirazi-Adl. Model and in vivo studies on human trunk load partitioning and stability in isometric forward flexion. *Journal of Biomechanics*. 2006;39:p.512-21

3. Radebold A, Cholewicki J, Polzhofer GK, Greene Hunter S. Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response time in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine*. 2001; 26(7):724-30.

4. Bromagne S , Cordo P , Iysens R , Verschueren S , Swinnen S. The role of paraspinal muscle spindles in lumbosacral position sense in individuals with and without low back pain. *Spine*. 2000; 25(8):989-94.

5. Bromagne S, Cordo P, Verschueren S. Proprioceptive weighting changes in persons with low back pain and elderly persons during upright

lumbar spine. *Spine*.1988; 13(2):197-231.

21. Patel M, Fransson P.A, Lush D, Gomez S. The effect of foam surface properties on postural stability assessment while standing. *Gait&Posture*. 2008; 28:649-56.

22. Claeys K , Brumagne S, Dankaerts W, Kiers H, Janssens L. Decreased variability in postural control strategies in young people with non-specific low back pain is associated with altered proprioceptive reweighting. *Eur J appl physiol*. 2011;111:123-15.

23. Mok N, Brauer S, Hodges P. Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain spine. 2004; 29(6):E107-E12.

24. Volpe R.D , Popa T , Ginanneschi F , 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.

25. Ham Y.W, Kim D.M, Baek J.Y, Lee D.C, Sung P. Kinematic analysis of trunk stability in one leg standing for individuals with recurrent low back pain. *Electromyography and kinesiology*. 2010; 20:1134-40.

26. Munoz F, Salmochi J.F, Faouen P, Rougier P. Low back pain sufferers is standing postural balance facilitated by a lordotic lumbar brace? *Orthopaedics&Traumatology*. 2010:200-6.

27. Mathias M, Rougier P.R. In healthy subject, the sitting position can be used to validate the postural effects induced by wearing a lumbar lordosis brace. *Annals of physical and rehabilitation medicine*. 2010; 53:511-9.

28. Salavati M, Mazaheri M, Negahban H, Ebrahimi I, Jafari A, Kazemnejad A, et al. Effect of dual -tasking on postural control in subjects with nonspecific low back pain. *Spine*. 2009; 34(13):1415-21

29. Latash ML, Scholz JP, Schoner G. Motor control strategies revealed in the stacture of motor variability. *Exercise and sport sciences review*. 2001; 10:26-31.

30. Riley MA, Turvey MT. Variability and determinism in motor behavior. *Journal of Motor Behavior*. 2002; 34(2):99-125.

31. ArjmandN, Shirazi-Adl. Biomechanics of changes in lumbar posture in static lifting. *Spine*. 2005; 30(23):2637-48.

The effect of changes of lumbar posture on postural balance in choronic LBP patients while applying axial load

Mahnaz Kheirkhah, MSc, Physiotherapy, Physiotherapy Department University, Tehran, Iran. mahnaz.kheirkhah@yahoo.com

***Sedigheh Kahrizi**, PhD, Assistant Professor of Physiotherapy, Physiotherapy Department, Medical Sciences Faculty, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran. (*Corresponding author) kahrizis@modares.ac.ir

Mohammad Parnianpour, PhD, Professor of Biomechanics, Sharif Industrial University, Tehran, Iran. parnianpour@yahoo.com

Masoud Mazaheri, PhD, Assistant Professor of Physiotherapy, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran. mazaheri_masood@yahoo.com

Abstract

Background: Aim of current study was to investigate the effect of changes of lumbar posture on postural balance in non specific choronic low back pain patients while applying axial load.

Methods: In this experimental analytic study, 10 Non Specific Choronic Lo Back Pain NSCLBP women patients and 10 healthy volunteers that were matched together, evaluated. Postural sway of participants in neutral, lordotic and kyphotic posture of lumbar with and without axial load and with closed and opened eyes evaluated. Antro-posterior range, Antro-Posterior standard deviation Medio-Latral range and Medio-Latral standard deviation was evaluated in this study. Also for studying the patient's avoidance belief and disability, three standard tools Fear-Avoidance Belief Questionnaire (FABQ), Tampa Scale of Kinesiophobia (TSK) and Roland-Morris Questionnaire were used. The data were analyzed with Mix model ANOVA.

Results: Mix model ANOVA revealed in neutral posture AP rang ($P=0.045$) and APsd ($P=0.029$) in LBP group, were significantly higher than healthy group. In LBP group AP range ($p=0.015$) and APsd ($p=0.008$) in kyphotic posture, were significantly lower than neutral posture and APsd ($P=0.046$) in lordotic posture was higher than kyphotic posture.

Conclusions: In LBP person's fear of movement and pain also locating in end of range of lumbar posture. In kyphotic and lordotic posture were limitations for CNS and joints which control postural sway so persons with LBP limited their postural sway in these postures.

Keywords: Balance, Lumbar posture, Axial load, Non-Specific Low Back Pain.