# 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
***دکترصدیقه کهریزی:** استاد یار فیزیوتراپی، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس تهران، ایران (*نویسنده مسئول). kahrizis@modares.ac.ir
**دکترمحمد پرنیان پور:** استاد بیومکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران. parnianpour@yahoo.com
**دکتر مسعود مظاهری:** استاد یار فیزیوتراپی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران. mazaheri_masood@yahoo.com

تاریخ دریافت: ۹۱/۱/۲۹ تاریخ پذیرش: ۹۱/۷/۳۰

**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 فعالیت های شغلی در بیماران کمردردی از نسخه فارسی پرسشنامه FABQ و برای ارزیابی ترس از حرکت از پرسشنامه TSK و برای اندازه گیری ناتوانی و درد در بیماران کمردردی پرسشنامه Roland-Morris مورد استفاده قرار گرفت.داده‌های حاصل با استفاده از آزمون آنالیز واریانس چند عاملی مختلط مورد تحلیل قرار گرفت.

**یافته‌ها:** دامنه نوسان قدامی- خلفی (p=۰/۰۴۵) و انحراف معیار دامنه نوسان قدامی- خلفی (p=۰/۰۲۹) در پوسچر نوترال در گروه بیمار، به صورت معناداری بالاتر از گروه سالم بود. دامنه نوسان قدامی-خلفی (p=۰/۰۱۵) و انحراف دامنه نوسان قدامی خلفی (p=۰/۰۰۸) 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=۰/۰۴۶).

**نتیجه‌گیری:** 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 وضعیت‌های لوردوتیک (Lordotic) و کایفوتیک (Kyphotic) کمر آزادی نوسانات پوسچرال خود را نسبت به افراد سالم محدودترکرده‌اند.

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

## مقدمه

کمردرد 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 می باشد 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 (۶)، 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 تاثیر داشته باشد

(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 (۱۵، ۱۴). حمل بار نیاز ضروری فعالیت های 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 می رسد 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 عملکردعصبی 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 مطالعه ای با هدف بررسی تأثیر 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 می بایست 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 گلوتئال نیامده باشد و منشا این درد درگیری ریشه عصبی، شکستگی کمر، ناهنجاری آناتومیک، فتق دیسک بین مهره‌ای، روماتیسم و 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 میزان۱۳± ۴۳ 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 کمراز 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 می کردند. مراحل انجام آزمون توسط کمیته اخلاق پزشکی دانشکده علوم پزشکی تأیید شده بود. همچنین افراد در صورت عدم تمایل به ادامه آزمایشات می توانستند آزادانه منصرف شوند، ضمن آنکه انجام آزمایشات تحقیق حاضر هیچ گونه آسیبی به افراد وارد نمی کرد.به منظور اطلاع دقیق از زاویه لوردوز کمری در حین انجام هر یک از فعالیت های مورد آزمایش و همچنین آگاهی از وضعیت کمر و لگن، از یک جفت حسگر الکترونیکی مدل۰۷۲۵ استفاده شد. تفاوت این دو حسگر با قرارگیری یکی بر روی سطح مهره ای T۱۲-T۱۱ و دیگری بر روی مهرهS۱، همانطور که (۲۰، ۱۹) نشان داده شده است و بر اساس رابطه θ=180-(180-θ1)-θ2=θ1-θ2، 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

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 شدکه دارای چهار جیب، دو تا در جلو و دوتا 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 بودکه با توجه به مطالعه انجام شده، به نظر می رسید می تواند 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 می باشد. یک روش معمول برای ایجاد اغتشاش در تعادل پوسچرال، ایستادن بر روی فوم می باشد (۲۱). به این منظور برای انجام تمام آزمون ها 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 گردیدکه با استفاده از دستگاه تنسیومتر (Tensiometer) Zwick، 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 ۶۰cm×۴۰cm می باشد. اطلاعات حاصل از صفحه نیرو با فرکانس ۱۰۰Hz اخذ و تجزیه و تحلیل داده های صفحه نیرو توسط نرم افزار MATLAB صورت گرفت.

متغیرهای مورد بررسی در این مطالعه عبارتند از: ۱) دامنه نوسان: حداکثر دامنه جابجایی مرکز فشار در هر یک از صفحات AP و ML ۲) انحراف معیار نوسان در دو جهت قدامی – خلفی و داخلی – خارجی.

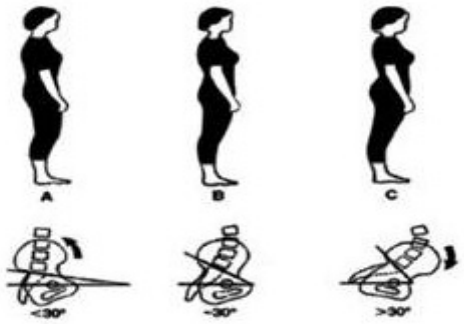
برای ارزیابی رابطه بین ترس از درد، فعالیت فیزیکی و فعالیت‌های شغلی در بیماران کمردردی از نسخه فارسی پرسشنامه (Fear-Avoidance Belief Questionnaire (FABQ)) استفاده شد و از پرسشنامه (kinsiofobi of scale Tampa) TSK برای ارزیابی ترس از حرکت و از پرسشنامه Roland-Morris برای اندازه گیری ناتوانی ودرد در بیماران کمردردی مورد استفاده قرار گرفت. پیش از شروع مرحله اصلی جمع آوری داده ها ،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 می شد که بدون تغییر سایر نواحی بدن فقط با استفاده از تیلت لگن، قوس کمر را افزایش و یا کاهش دهد ومیزان حداکثر این دو وضعیت (هایپرلوردوتیک و هیپولوردوتیک) ثبت می شد. نشانگر صوتی بر روی زاویه بدست آمده از انجام هایپرلوردوتیک و هیپولوردوتیک تنظیم می‌شد تا فرد و آزمون گر هر دو از درست انجام شدن آزمون‌ها اطمینان حاصل نمایند. حالت‌های مختلف ثبت شاخص‌های ثباتی بر روی Force plate، در این مطالعه، شامل دو حالت بینایی (چشم باز و بسته) × دوحالت اعمال بار (اعمال بار محوری و بار صفر) × سه حالت پوسچر کمر (شامل نوترال؛ لوردوتیک وکایفوتیک) بود .بنابراین هر فرد در ۱۲ وضعیت مورد ارزیابی قرار می‌گرفت. هر آزمون دو بار تکرار می شد 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

جدول ۱- مشخصات بیو مکانیکی فوم استفاده شده در این مطالعه

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



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

استفاده شد. ابتدا دو گروه از لحاظ شاخص‌های فردی و میزان قوس کمر در حالت نوترال Neutral lordosis، لوردوتیک ( Lordotic) وکایفوتیک (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 واثر بار محوری بر پارامتر های 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 داربود (p=۰/۰۴۹). دامنه نوسان قدامی - خلفی در پوسچر نوترال در گروه بیمار، به صورت معناداری بالاتر از گروه سالم بود (p=۰/۰۴۵) (نمودار ۱). در گروه سالم بین سه وضعیت پوسچر کمر تفاوت معناداری در دامنه نوسان قدامی خلفی وجود نداشتولی در گروه بیمار بین این سه وضعیت تفاوت معناداری وجود داشت (p=۰/۰۱۱) و دامنه نوسان قدامی-خلفی در گروه بیمار در پوسچر کایفوتیک کمتر از پوسچر نوترال بود (p=۰/۰۱۵).

اثر متقابل گروه و پوسچر بر انحراف معیار دامنه نوسان قدامی خلفی معنادار بود (p=۰/۰۴۱). انحراف معیار دامنه نوسان قدامی - خلفی در پوسچر نوترال در گروه بیمار، به صورت معناداری بالاتر از گروه سالم بود (p=۰/۰۲۹) (نمودار۲). 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=۰/۰۰۶). انحراف دامنه نوسان قدامی خلفی در گروه بیمار در حالت نوترال کمری بیشتر از حالت کایفوز کمری می باشد (p=۰/۰۰۸) و این متغیر در حالت لوردوز بیشتر از کایفوز بود (p=۰/۰۴۶).

اثر اصلی پوسچر بر دامنه نوسان داخلی-خارجی معنادار بود (p=۰/۰۰۰) و بدون در نظر گرفتن گروه، دامنه نوسان داخلی - خارجی در پوسچر نوترال بیشتر از پوسچر کایفوتیک بود (p=۰/۰۰۰) و در پوسچر لوردوتیک بیشتر از پوسچر کایفوتیک بود (p=۰/۰۰۹). اثر اصلی بینایی بر دامنه نوسان داخلی– خارجی بدون در نظر گرفتن اثر گروه معنادار بود (p=.۰۰۰) 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=۰/۰۲۵)، انحراف معیار دامنه نوسان قدامی خلفی (p=۰/۰۱۴) و انحراف معیار دامنه نوسان داخلی – خارجی (p=۰/۰۳۹) معنا داربود. بستن چشم ها در هر سه پوسچر

جدول ۲- شاخص های فردی هر دو گروه

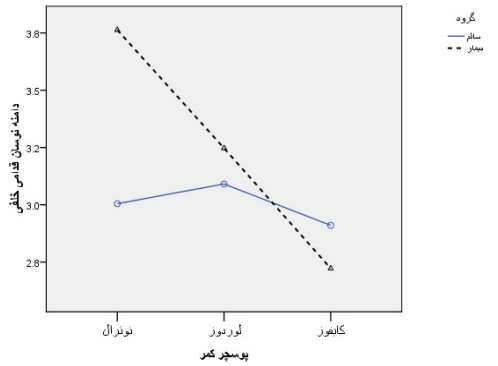
| | گروه سالم | | گروه بیمار | | مقدار احتمال |
|---|---|---|---|---|---|
| | میانگین | انحراف معیار | میانگین | انحراف معیار | p value |
| سن(سال) | ۲۶/۷۷ | ۳/۸۰ | ۲۸/۱۰ | ۳/۰۰ | ۰/۴۰ |
| قد(سانتیمتر) | ۱۶۱/۰۶ | ۴/۳۵ | ۱۶۲/۰۰ | ۴/۰۳ | ۰/۶۲ |
| وزن(کیلوگرم) | ۵۷/۵۰ | ۶/۶۸ | ۵۸/۱۰ | ۷/۰۳ | ۰/۸۵ |
| شاخص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

جدول۳- 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

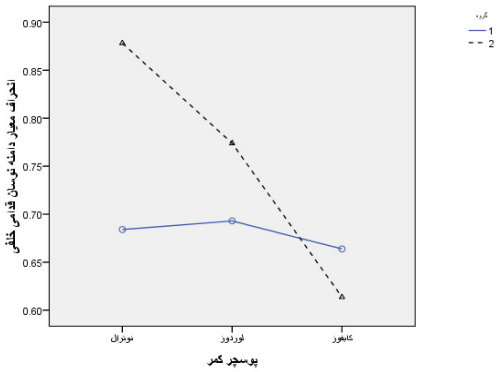
| | دامنه نوسان قدامی خلفی | | انحراف معیار دامنه نوسان قدامی خلفی | | دامنه نوسان داخلی خارجی | | انحراف معیاردامنه نوسان داخلی- خارجی | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | F ratio | p value | F ratio | p value | F ratio | p value | F ratio | p value |
| اثرات اصلی | | | | | | | | |
| گروه | ۱/۳۷۶ | ۰/۲۵۶ | ۲/۰۸۶ | ۰/۱۶۶ | ۰/۲۱۹ | ۰/۶۴۵ | ۰/۴۳۴۷ | ۰/۵۶۳ |
| پوسچر | ۴/۰۷۰ | ۰/۰۲۵ | ۴/۹۲۸ | ۰/۰۱۳ | ۱۲/۵۳۴ | ۰/۰۰۰ | ۱۴/۶۹۵ | ۰/۰۰۰ |
| بینایی | ۲۱۰/۱۴ | ۰/۰۰۰ | ۲۲۶/۰۸ | ۰/۰۰ | ۱۷۷/۹۴ | ۰/۰۰۰ | ۱۵۳/۸۹ | ۰/۰۰۰ |
| بار محوری | ۰/۶۴۵ | ۰/۴۳۲ | ۱/۰۵۵ | ۰/۳۱۸ | ۰/۰۳۳ | ۰/۸۵۷ | ۰/۷۵۵ | ۰/۳۹۶ |
| اثرات متقابل | | | | | | | | |
| گروه×پوسچر | ۲/۸۴۲ | ۰/۰۴۹ | ۳/۵۰۷ | ۰/۰۴۱ | ۱/۱۹۱ | ۰/۳۱۶ | ۱/۸۹۱ | ۰/۱۶۶ |
| گروه×بینایی | ۰/۶۰۰ | ۰/۴۴۹ | ۰/۹۷۷ | ۰/۳۳۶ | ۰/۰۰۴ | ۰/۹۵۲ | ۰/۰۰۰ | ۰/۹۸۸ |
| گروه×بار محوری | ۰/۲۷۲ | ۰/۶۰۹ | ۰/۰۵۲ | ۰/۸۲۲ | ۰/۱۳۶ | ۰/۷۱۷ | ۰/۰۰۶ | ۰/۹۳۷ |
| پوسچر×بینایی | ۴/۰۷۸ | ۰/۰۲۵ | ۴/۷۹۲ | ۰/۰۱۴ | ۲/۸۶۸ | ۰/۰۷۲ | ۳/۵۵۸ | ۰/۰۳۹ |
| پوسچر×بار | ۰/۱۴۴ | ۰/۸۶۷ | ۰/۰۱۵ | ۰/۹۸۵ | ۰/۶۳۸ | ۰/۵۳۴ | ۱/۱۰۹ | ۰/۳۴۱ |
| بینایی×بار محوری | ۰/۶۴۸ | ۰/۴۳۱ | ۰/۳۸۱ | ۰/۵۴۵ | ۰/۸۴۲ | ۰/۳۷۱ | ۰/۰۱۸ | ۰/۸۹۴ |
| گروه×پوسچر×بینایی | ۰/۳۶۷ | ۰/۶۹۵ | ۱/۱۱۵ | ۰/۳۳۹ | ۰/۳۷۹ | ۰/۶۸۷ | ۰/۵۷۶ | ۰/۵۶۷ |
| گروه×بینایی×بار | ۰/۰۲۳ | ۰/۸۸۲ | ۰/۰۲۹ | ۰/۸۶۶ | ۰/۶۵۹ | ۰/۴۲۸ | ۰/۱۸۰ | ۰/۶۷۶ |
| گروه×پوسچر ×بار | ۰/۷۳۳ | ۰/۴۸۸ | ۱/۱۱۲ | ۰/۳۴۰ | ۱/۱۰۶ | ۰/۳۴۲ | ۱/۴۷۸ | ۰/۲۴۲ |
| پوسچر ×بینایی×بار | ۰/۷۲۳ | ۰/۴۹۲ | ۰/۸۳۲ | ۰/۴۴۳ | ۰/۲۵۴ | ۰/۷۷۷ | ۰/۶۳۷ | ۰/۵۳۵ |
| گروه×پوسچر×بینایی×بار | ۰/۳۸۰ | ۰/۶۸۶ | ۰/۳۲۵ | ۰/۷۲۴ | ۰/۰۸۱ | ۰/۹۲۲ | ۰/۱۰۱ | ۰/۹۰۴ |

(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=۰/۰۴۶). در وضعیت چشم بسته دامنه نوسان قدامی خلفی در پوسچر نوترال بیشتر از پوسچر کایفوتیک کمری بود (p=۰/۰۱۳) و در پوسچر لوردوز بیشتر از پوسچر کایفوز بود (p=۰/۰۴۵) در وضعیت چشم بسته انحراف معیار دامنه نوسان دامنه نوسان داخلی خارجی در پوسچر نوترال بیشتر از پوسچرکایفوتیک بود (p=۰/۰۰۰) و در پوسچر لوردوتیک بیشتر از پوسچر کایفوتیک کمر بود(p=۰/۰۱۴). اثر اصلی پوسچر بر انحراف معیاردامنه نوسان قدامی خلفی در وضعیت چشم بسته معنادار نبود.

نتایج پرسش نامه TSK در این مطالعه ، ۴/۸۳± ۳۶/۳۷ بود. امتیاز این پرسشنامه از۶۸-۱۷می‌باشد و




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




نمودار ۲- اثر متقابل گروه و پوسچر روی انحراف معیار 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 می باشد. نمره پرسش نامه FABQ در این مطالعه، ۸/۸۴ ±۲۶/۲۸ بود. در این پرسشنامه امتیازهای بالاتر از ۲۹ درجه بالای ترس از درد، ۲۸ ۲۱ درجه متوسط و پایین تر از ۲۰، درجات خفیف را نشان می دهند. پرسش نامه Roland-Morris، برای سنجش ناتوانی طراحی شده است و نمره آن در بیماران این مطالعه ۲/۶۳± ۳/۵۷ 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 از افراد سالم بود (نمودار۱و۲). 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، ۶-۴) و حساسیت سیستم‌های محیطی در آنها کاهش یافته است (۲۴) که این می تواند به دلیل آسیب های بافت های 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 می گردد (۲۵)، تنوع استراتژی های کنترل پوسچر در این افراد کمتر می‌شود و در هر دو شرایط سطح اتکاء فوم و سطح اتکاء سفت، به استراتژی مچ پا تکیه می کنند. این استراتژی در شرایط سطح اتکاء سفت کافی می باشد ولی در شرایط پیچیده تر، 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 معیار 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 بریس لوردوتیک کمری را در افراد مبتلا به کمردرد مزمن بر روی نوسانات پوسچرال بررسی کرده و نشان داد که پوشیدن بریس 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 دیگرینقش بریس نرمال و بریس لوردوتیک بر روی نوسانات پوسچرال در افراد سالم در حالت نشسته بررسی شد و نتایج نشان داد که استفاده از بریس‌های نرمال و لوردوتیک هر دو از طریق کاهش فعالیت عضلانی و همچنین ایجاد کامپرشن compression (که می تواند نقص حس عمقی را در افراد مبتلا به کمر درد کاهش دهد) باعث کاهش نوسان پوسچرال نسبت به حالت بدون بریس

می‌شوند (۲۷). لازم به ذکر است که همیشه کاهش نوسان به معنای تعادل بهتر نیست مثلا 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 کمردرد، در پوسچر کایفوتیک تغییر پذیری دامنه نوسان قدامی – خلفی کمتر از حالت نوترال و حتی لوردوتیک بود. تغییر پذیری جزء جدایی ناپذیر حرکات انسان می‌باشد. این اعتقاد وجود دارد که مهارت‌های 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 سیستم‌های بی ثبات می‌باشد (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 کمردرد 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 عملکردعصبی 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 باشدو غیر محتمل است که این تاثیرات ناشی از ایجاد حس درد باشد (۱۶). در این مطالعه مشخص شد که افراد 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 کرده‌اند.

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 کمردرافراد 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 می‌رسید که حفظ پوسچر لوردوتیک برای افراد سهل تر از پوسچر کایفوتیک باشد. در پژوهشی با استفاده از مدلسازی نشان داده شد که در پوسچر کایفوتیک کمر فرد از سیستم لیگامانی غیر فعال مثل لیگامان های خلفی و فاشیای لومبوساکرال استفاده می‌کند (۳۱). بنابراین به نظر می رسد که در پوسچر کایفوتیک لیگامان‌های خلفی ستون فقرات که منبع غنی از گیرنده‌های حس درد و مکانورسپتورها هستند، تحت کشش قرار گیرند که این خود می تواند سیگنال‌های 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 می‌کند. در بررسی دامنه نوسان داخلی – خارجی مشخص شد

که بدون در نظر گرفتن اثر گروه در حالت کیفوتیک 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 می دهد 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 چشم ها حفظ تعادل پوسچرال سخت تر از حالت چشم باز است. با بستن چشم ها ورودی بینایی حذف می شود و تکیه فرد به دو حس وستیبولار و سوماتوسنسوری می باشد، از آنجا که آزمون ها بر روی فوم انجام شده بودند، در واقع حس لامسه نیز در کنترل پوسچرال کاهش یافته است. بنابراین به نظر می رسد در هر دو گروه با حذف بینایی و استفاده از فوم در واقع اطلاعات ورودی به سیستم تعادل پوسچرال از چند جهت محدود می شود 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، می توان بیان کرد که حفظ و انجام لوردوز همان طور که قبلاً بیان شده است به سختی حفظ پوسچر کایفوز نبوده وحفظ پوسچر کایفوتیک نسبت به پوسچر لوردوتیک دروضعیت 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 کمردردی و رعایت اصول اخلاقی امکان پذیر نبود، می توانستیم شاهد تغییرات معنادار باشیم و این از محدودیت های 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 می شد، 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 نبایست به اصلاح پوسچر پرداخته شود و تمرینات تعادلی در توانبخشی این افراد از اهمیت خاصی بر خوردار 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 می تواند در درمان آنها مؤثر باشد، که این مسأله نیاز به بررسی‌های بیشتر دارد.

تغییرات پوسچر کمر می تواند تعادل پوسچرال

بیمـاران مبـتلا بـه کمـر درد غیـر اختصاصـی بـا مشخصات افـراد مـورد بررسـی در ایـن مطالعـه را دستخوش تغییر قرار دهد. بیماران این مطالعه کـه درجه بالای "ترس از حرکت و درد" داشته‌انـد بـه این دلیل و خطر از دست دادن پایـداری در حـین انجـام هایپرلوردوتیـک و هیپولوردوتیـک آزادی نوسـانات پوسـچرال خـود را در ایـن دو پوسـچر محدود کرده‌اند.

## تقدیر و تشکر

ایـن مقالـه بخشـی از پایـان نامـه خـانم مهنـاز خیرخـواه در مقطـع کارشناسـی ارشـد رشـته فیزیوتراپی با راهنمایی خانم دکتر صدیقه کهریزی و مشاوره آقای دکتر محمد پرنیان پور است که بـا حمایت دانشـکده علـوم پزشـکی دانشـگاه تربیـت مـدرس در سـال ۱۳۹۰و باکـد ۲۰۶۸۰۸۵ انجـام گرفته است. نویسندگان این مقاله مراتب قدر دانی خود را از مرکز مذکور و همچنین همکاری جنـاب آقای دکتر بهـرام مبینـی، فـوق تخصصـی سـتون فقرات واستاد یار دانشگاه علوم پزشکی تهران اعلام می‌دارند.

## منابع

1. Ferguson S, Marras W, Burr D, Davis K, Gupta P. Differenceces 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 trank 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 choronic idiopatic low back pain. Spine. 2001; 26(7):724-30.

4. Bromagne S , Cordo P , lysens 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. Proprioceptiveweighting changes in persons with low back pain and elderly persons during upright 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 amang patients with low back pain compaired 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 choronic low back pain and healthy control subjects spine. 1998; 23(19):2081-90.

10. Mientjes M.I.V, FrankJ.S. Balance in choronic low back pain patients compaired 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. Addaptive changes in postural strategy selection in choronic low back pain. Exp Brain Res. 2007; 177:p. 411-418.

12. Brumagne S, Jassens L, Knapen S, Claeyes 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, Saharmann S. Relation between standing posture and stability. Physical theraphy. 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-baced prediction. Gait&Posture. 2009; 29:23-30.

15. Schiffman J , Bensel 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 -ralated fear and disability benefits on walking velocity in choronic 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 choronic 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

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 peaple 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 stategy 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 choronic 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 revealedin the stacture of motor variablity .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, PhysiotherapyDepartment,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 NSCLBPwomen 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 deviationMedio-Latral rangeand Medio-Latral standard deviation was evaluated in this study .Also for studying the patient's avoidance belief and disabilityو three standard tools Fear-Avoidance Belief Questionnaire (FABQ), Tampa Scale of Kinesiophobia (TSK) and Roland-Morris Questionnaire were used.Tha 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.