

مقایسه تأثیر بار خارجی بر میزان انحنای کمر در زنان مبتلا به کمر درد مزمن با زنان سالم

ندا ارشاد^۱، * دکتر صدیقه کهریزی^۲، دکتر سید محمد فیروزآبادی^۳، دکتر سقراط فقیه زاده^۴

چکیده

هدف: انحنای کمر یکی از مهمترین مشخصات پاسچر و حرکت بدن می‌باشد و در فهم بهتر مشکلات کمر درد و چگونگی ایجاد آن با اهمیت است. هدف از این مطالعه بررسی تأثیر بار خارجی و وضعیت تنه بر میزان انحنای کمر در زنان مبتلا به کمر درد مزمن در حالت استاتیک است.

روش بررسی: این تحقیق یک مطالعه مداخله‌ای شبه تجربی با گروههای آزمون - کنترل است که بر روی ۱۰ زن مبتلا به کمر درد مکانیکی مزمن و ۱۰ زن سالم به عنوان گروه کنترل و با استفاده از نمونه‌گیری ساده و غیر تصادفی انجام شد. با استفاده از دو حسگر شیب سنج الکترونیکی، میزان انحنای کمر افراد در شش فعالیت استاتیکی با سه سطح بار خارجی (صفر، شش و دوازده کیلوگرم) و دو وضعیت تنه (نوترال و خمیده ۳۰ درجه) مورد بررسی قرار گرفت. اطلاعات بدست آمده با استفاده از آمارهای کولموگراف - اسمیرنوف، تی مستقل و اندازه‌گیرهای مکرر (آنووا) مورد ارزیابی قرار گرفتند.

یافته‌ها: نتایج نشان داد که میزان لوردوز کمر در افراد مبتلا به کمر درد در دو وضعیتی که فرد بار ۶ و ۱۲ کیلوگرمی را با تنه نوترال حفظ کرده بود، بیشتر از افراد سالم است ($P < 0/05$).

نتیجه‌گیری: افزایش لوردوز کمر در افراد مبتلا به کمر درد در حالت ایستاده و حین حفظ بار که در اثر عوامل مختلفی رخ می‌دهد، مخالف حالتی است که در افراد سالم وجود دارد و این افزایش انحنای بصورت تطابق جبرانی به دلایلی از جمله کاستن درد و ترس از درد می‌باشد، همانند چرخه‌ای معیوب خود باعث افزایش کمر درد به دلیل نیروهای نامتناسب وارده به کمر در درازمدت می‌شود.

کلید واژه‌ها: لوردوز کمر / کمر درد / بار خارجی / فعالیت استاتیک

- ۱- دانشجوی دکترای فیزیوتراپی، دانشگاه تربیت مدرس
- ۲- دکترای فیزیوتراپی، استادیار دانشکده پزشکی دانشگاه تربیت مدرس
- ۳- دکترای فیزیک پزشکی، دانشیار دانشکده پزشکی دانشگاه تربیت مدرس
- ۴- دکترای آمار حیاتی، استاد دانشکده پزشکی دانشگاه تربیت مدرس

تاریخ دریافت مقاله: ۸۶/۴/۲۶

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۶/۱۰/۳۰

* آدرس نویسنده مسئول:

تهران، تقاطع بزرگراه شهید چمران و بزرگراه جلال آل احمد، دانشکده پزشکی دانشگاه تربیت مدرس، گروه فیزیوتراپی
تلفن: ۸۸۲۲۰۱۵۲

* E-mail: kahrizi20@yahoo.com



علاوه بر بارهای خارجی، وضعیت تنه (میزان زاویه خمیدگی) نیز می‌تواند انحنا را متاثر نماید. گرچه عقیده بر آن است که لوردوز بیش از حد یک عامل خطر زا برای کمر درد است؛ اما مطالعات، ارتباطی بین شکل لوردوز کمر و علائم درد کمر را نشان نداده‌اند (۱۵-۱۳).

نتایج تحقیق نوربخش و همکاران نیز نشان می‌دهد که ارتباط معنی داری بین انحنا کمر و بروز کمر درد وجود ندارد (۱۶). بنابراین نتایج متناقضی در مورد تأثیر بار خارجی بر میزان انحنا کمر در افراد سالم وجود دارد. علاوه بر این تأثیر بار خارجی و وضعیت تنه بر میزان انحنا کمر در افراد مبتلا به کمر درد بررسی نشده است. هدف از این مطالعه، بررسی میزان انحنا کمر افراد سالم و مبتلا به کمر درد مزمن در شش فعالیت استاتیکی با سه سطح بار خارجی (صفر، شش و دوازده کیلوگرم) و دو وضعیت تنه (نوترال و خمیده ۳۰ درجه) در حالت ایستاده می‌باشد.

روش بررسی

در این مطالعه مداخله‌ای شبه تجربی که با گروه‌های آزمون - کنترل می‌باشد، نمونه‌گیری به صورت ساده و غیر تصادفی انجام شد. گروه آزمون شامل ۱۰ زن مبتلا به کمر درد مزمن مراجعه کننده به بیمارستانهای شریعتی، آزادی و رسول اکرم با متوسط سن $41 \pm 24/7$ سال، قد $162 \pm 6/1$ سانتیمتر و وزن $59 \pm 8/8$ کیلوگرم با حداکثر دو زایمان که کمر درد آنها حداقل به مدت ۷ هفته ادامه داشته و به اندام تحتانی انتشار نداشته و بدون درگیری ریشه عصب و علائم نورولوژیکی، تومور، عفونت، جراحی یا شکستگی کمر و دفورمیتی‌هایی نظیر اسکولیوز (تشخیص از طریق پرسشنامه و معاینات بالینی توسط آزمونگر و پزشک متخصص ارتوپد انجام می‌گرفت) بودند. همچنین ۱۰ زن سالم به عنوان گروه کنترل با مشخصات (سن، قد، وزن و تعداد زایمان) کاملاً مشابه با گروه آزمایش و بدون سابقه بیماریهای عصبی - عضلانی یا قلبی - عروقی براساس جورکردن انتخاب شدند. پس از توضیح از روند آزمایش و با رعایت اصول اخلاقی مبنی بر آسیب رسان نبودن وضعیتهای مورد آزمایش، از افراد هر دو گروه جهت شرکت در تحقیق رضایت نامه گرفته شد. در پایان آزمایشات جهت جلوگیری از اثرات احتمالی یک جلسه فیزیوتراپی برای افراد مبتلا به کمر درد انجام می‌شد.

به منظور اطلاع دقیق از میزان خمیدگی توراکس (تنه فوقانی) نسبت به لگن در حین انجام هر یک از فعالیت‌های مورد آزمایش و همچنین آگاهی از وضعیت لگن و کمر، از یک جفت حسگر الکترونیکی^۳ مدل ۰۷۲۵ استفاده شد (شکل ۱).

مطالعات اپیدمیولوژیک نشان داده است که کمر درد به دنبال انجام بار برداری، مهمترین اختلال در سیستم عضلانی - اسکلتی می‌باشد و یکی از عمده گرفتاریهایی است که به خصوص در جوامع صنعتی مشاهده می‌شود. کمر درد عامل مهمی در ایجاد ناتوانی عملکردی برای بیمار و ضررهای سنگین اقتصادی است. طبق تحقیقات انجام شده ۷۰ تا ۸۵٪ مردم کمر درد را در طول زندگی خود تجربه می‌کنند که حدود ۸۰٪ از آنها بروز مجدد را گزارش کرده‌اند (۲، ۱).

انحنا کمر یکی از مهمترین مشخصات پاسچر و حرکت بدن می‌باشد که جهت فهم بهتر مشکلات کمر درد با اهمیت است. چنانچه تغییر در انحنا کمر در طی حرکت، استرس‌های وارد شده روی آنرا تغییر می‌دهد (۴، ۳).

مطالعات نشان داده‌اند تغییراتی که در ژئومتری ستون فقرات (انحراف لگن، لوردوز کمر) در طی وارد شدن بارهای خارجی روی ستون فقرات رخ می‌دهد، حاکی از تطابق این سیستم در موقعیت‌های بارگذاری برای ایجاد تعادل در ایفای نقش عضلات به صورت فعال و بافت لیگامانی به صورت غیر فعال برای مقابله با چنین موقعیتهایی است. میتینتسکی و همکاران در تحقیقی میزان تغییرات لوردوز کمر را در طی بار برداری مورد بررسی قرار دادند. نتایج مشخص کرد با افزایش بار، انحنا کمر کاهش می‌یابد، تا از وارد شدن بارهای فشاری به روی کمر حمایت کند (۳).

گراکوتسکی و همکاران، برای یافتن ارتباط بین انحنا کمر، زاویه خمیدگی تنه و استرس فشاری، مطالعه‌ای را انجام دادند. آنها با توجه به نتایج خود اذعان داشتند که کنترل لوردوز کمر فاکتور کلیدی برای توزیع گشتاور بین عضله و لیگامانها است. بنابراین بر روی مقدار استرس فشاری اعمال شده روی ستون فقرات مؤثر است (۵). مطالعه دیگری توسط این محققین انجام شده که نتایج آن نشان داد، با افزایش مقدار بار در حالت ایستاده لوردوز کمر ۲۰ درجه کاهش می‌یابد، آنها این مانور یعنی پرفلکسیون^۱ در کمر را امری ضروری برای کاهش میزان استرس روی کمر می‌دانند (۶).

شیرازی عدل و همکاران و همچنین ارجمند و همکاران پس از بررسی نتایج و مشاهدات خود در افراد سالم، چنین اذعان داشتند که شرکت عناصر غیر فعال^۲ در تحمل بار متاثر از لوردوز کمر و بزرگی بار فشاری است. وقتی کمر تحت تأثیر بارهای فشاری بزرگی قرار می‌گیرد، کمی صاف شدن کمر (افزایش کیفیت) اولاً منجر به کاهش آسیب روی فیبرهای دیسک و نیاز کمتر به گشتاورهای ایجاد کننده تعادل می‌گردد، ثانیاً نیاز به فعالیت عضلات برای تحمل بار را نیز کاهش می‌دهد (۱۲-۷).

1 - Preflexion

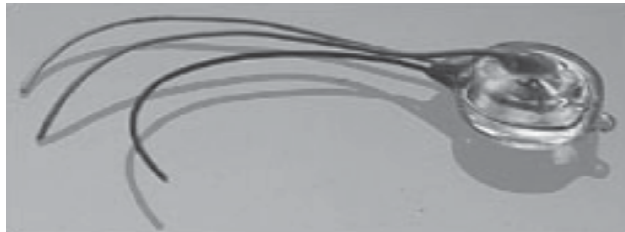
2 - Passive

3-Fredericks co., U.S.A



توراکس، زاویه انحراف لگن و زاویه انحنای کمر، در لحظه آزمایش و مقدار اولیه انحراف توراکس و مقدار اولیه انحراف لگن، نمایش داده و ذخیره نماید.

پس از چسباندن حسگرهای شیب سنج روی خار خلفی S₁ و خار خلفی T₁₂ یکی از وضعیتهای ۶ گانه مورد آزمایش به صورت کاملاً تصادفی انتخاب می‌گردد. سپس فرد در آن وضعیت قرار می‌گیرد و در مرحله آخر بار مورد نظر به فرد داده می‌شود و بلافاصله به مدت ۵ ثانیه ثبت با سه بار تکرار و به مدت ۵ ثانیه انجام می‌شود (شکل ۲). لازم به ذکر است که موقعیت حسگرها در تمام وضعیتهای ۶ گانه مورد آزمایش ثابت بود. همچنین برای پیشگیری از خستگی، حداقل ۲ دقیقه استراحت در بین حرکات در اختیار داوطلب گذارده می‌شود.



شکل ۱ - حسگر شیب سنج الکترونیکی

این حسگرها با داشتن مزیت «کوچکی اندازه» و دامنه وسیع، با قرارگیری یکی بر روی سطح مهره‌های T₁₂-T₁₁ و دیگری بر روی مهره S₁، در هر لحظه میزان خمیدگی تنه فوقانی (توراکس) را نسبت به لگن مشخص می‌کند. این حسگرها قبلاً توسط برخی محققین به این منظور استفاده شده‌اند (۱۹-۱۶). قبل از استفاده از حسگرها طی مراحل کالیبراسیون، دقت و معادله خطی هر یک از حسگرهای شیب سنج به تفکیک مشخص شد. در بررسی‌های به عمل آمده در طی چندین مرحله آزمایش، مشخص شد که خطای اندازه‌گیری (SEM) در هر دو حسگر کمتر از یک درجه است. تکرارپذیری اندازه‌گیری حسگرها (ICC) نیز ۰.۹۹ بود.

به منظور نرمال کردن وضعیت نوترال و ایستاده افراد مورد آزمایش، لازم بود که مقدار انحراف لگن و پشت (تنه فوقانی) آنها (موقعیت قرارگیری حسگرهای شیب سنج) نسبت به خط ثقل اندازه‌گیری و ثبت شده و پس از ورود انحرافات حاصل به نرم افزار ثبت حسگرهای شیب سنج، از آن به بعد حسگرهای شیب سنج با احتساب انحراف هر فرد نسبت به خط ثقل، تغییرات زاویه‌ای آنها را در لگن و تنه ثبت و ذخیره نماید. به این منظور از دو گونیامتر استفاده شد.

گونیامتر لگن با قرارگیری بر روی زوائد قدامی - فوقانی و خلفی - فوقانی خارهای خاصه، مقدار انحراف لگن افراد را در حالت ایستاده مشخص می‌کند. گونیامتر توراکس نیز با قرارگیری روی سطح T₁₂-T₁₁ (محل قرارگیری حسگرهای شیب سنج) میزان انحراف تنه را نسبت به خط ثقل در حالت ایستاده مشخص می‌کند.

از نرم افزاری که در محیط LABVIEW نوشته شده بود به منظور ثبت، ضبط و آنالیز داده‌های حسگرهای کینماتیکی شامل دو عدد حسگر شیب سنج استفاده شد. این نرم افزار دارای نشانگر صوتی بود که موقعیت فرد آزمایش شونده را به محض رسیدن به فعالیت مورد نظر (زاویه ۳۰ درجه خمیدگی در تنه) مشخص و اعلام می‌کرد. از قابلیت‌های دیگر این نرم افزار، اندازه‌گیری و نمایش زاویه توراکس و انحراف لگن با احتساب از مقدار اولیه‌ای بود که هر فرد با توجه به مشخصات فردی خود در وضعیت ایستاده (نوترال) دارا بود و توسط آزمونگر پس از اندازه‌گیری به برنامه داده می‌شد. در پایان اخذ داده‌ها در هر لحظه، این نرم افزار قادر بود پس از برآورد متوسط داده‌ها، آنها را به عنوان متوسط زاویه انحراف



وضعیت خمیده تنه

وضعیت نوترال تنه

(بار: ۰-۶-۱۲ کیلوگرم)

شکل ۲ - شش وضعیت مورد آزمایش

در حین انجام هر شش فعالیت مورد آزمایش در همه افراد، آرنج در وضعیت خمیده ۹۰ درجه و بازوها چسبیده به بدن قراردادند. بارهای خارجی با توجه به سایر تحقیقات انجام شده و نیز در رعایت اصول اخلاقی، رضایت داوطلب و نیز کسب اطمینان از آسیب رسان نبودن آنها انتخاب شدند. همچنین انتخاب شرایط آزمایش برای قرارگیری در زاویه ۳۰ درجه خمیدگی نیز بر اساس وفور انجام فعالیت‌های حمل بار در زاویه‌های ۳۰ تا ۳۵ درجه صورت گرفت. بعنوان مثال در تحقیق لاریویر (۲۰۰۲) از بار ۱۸ کیلوگرمی برای این مورد استفاده شده است (۲۴-۱۷). اطلاعات بدست آمده با استفاده از آزمونهای آماری کولموگراف - اسمیرنوف^۱، آنالیز واریانس برای اندازه‌گیریهای مکرر^۲ و تی مستقل^۳

1-Standard Error of Measurement

2-Intra- Class correlation

3- Kolmogrov - Smirnov Test

4- ANOVA (Repeated - Measurements)

5- Independent T-test



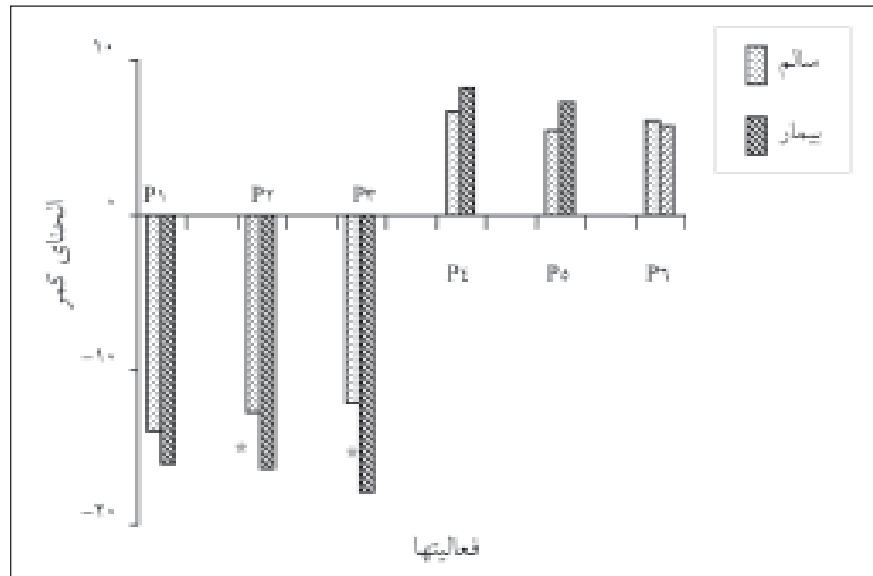
طبق نتایج بدست آمده میزان لوردوز کمر در افراد مبتلا به کمردرد در وضعیتی که بار خارجی صفر و تنه در حالت نوترال باشد، با افراد سالم تفاوت معنی دار ندارد ($P=0/136$) (نمودار ۱ و جدول ۱)، ولی با افزایش بار از میزان صفر کیلوگرم به ۶ و ۱۲ کیلوگرم در وضعیت ایستاده نوترال، میزان لوردوز کمر در افراد مبتلا به کمردرد به طور معنی دار افزایش می یابد (نمودار ۲). در حالیکه در افراد سالم افزایش بار موجب کاهش انحنای کمر می گردد (نمودار ۳) ($P<0/05$).

مورد ارزیابی قرار گرفتند. سطح معنی داری کمتر از ۰/۰۵٪ در همه آزمونها در نظر گرفته شد.

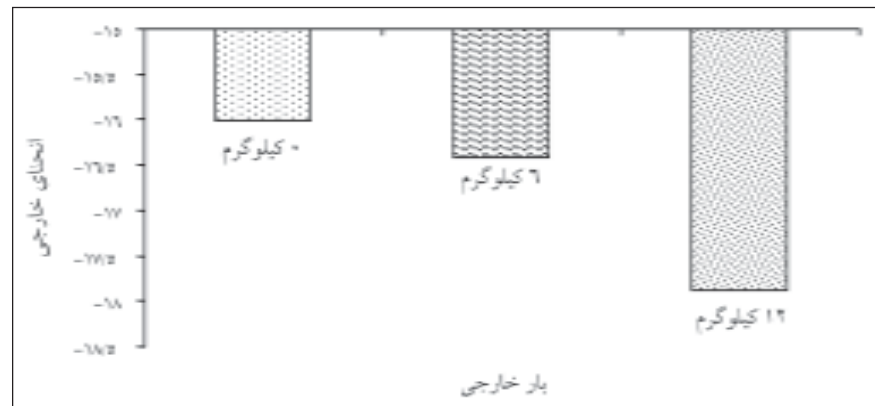
یافته ها

با استفاده از آزمون K-S نرمال بودن توزیع متغیرها مشخص شد. در بررسی های انجام شده اثر گروه ($P<0/001$) و بار خارجی ($P<0/001$) بر میزان انحنای کمر معنی دار بدست آمد.

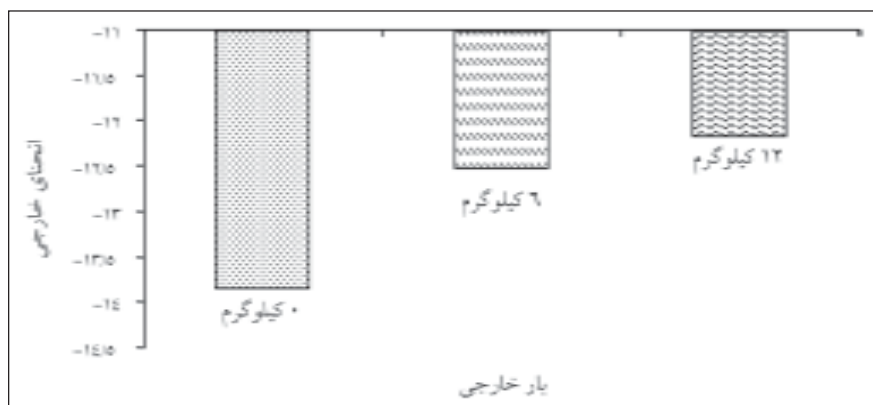
جدول ۱- مقایسه میزان انحنای کمر در افراد مبتلا به کمردرد و افراد سالم			
وضعیت تنه نوترال	وضعیت تنه نوترال	وضعیت تنه نوترال	
بار خارجی: ۱۲ کیلوگرم	بار خارجی: ۶ کیلوگرم	بار خارجی: ۰ کیلوگرم	
-۷۰۷۵۸	-۱۷۵۰۶	-۱۷۰۱۳	افراد مبتلا به کمردرد
-۷۷۴۳۹	-۱۱۷۳۵	-۱۵۰۳۷	افراد سالم
۰/۰۵۱	۰/۰۰۲	۰/۰۳۷	خطار P در طبقه بین دو گروه



نمودار ۱- مقایسه میزان انحنای کمر در افراد مبتلا به کمردرد و سالم در شش فعالیت



نمودار ۲- تأثیر بار بر میزان انحنای کمر در افراد مبتلا به کمردرد



نمودار ۳- تأثیر بار بر میزان انحنای کمر در افراد سالم

همچنین ریچاردسون پس از بررسی نتایج و مشاهدات خود در افراد سالم، چنین ادعان داشتند که شرکت عناصر پاسیو در تحمل بار متأثر از لوردوز کمر و بزرگی بار فشاری است. وقتی کمر تحت تأثیر بارهای فشاری بزرگی قرار می‌گیرد، کمی صاف شدن کمر (افزایش کیفوز) اولاً منجر به کاهش آسیب روی فیبرهای دیسک و نیاز کمتر به گشتاورهای ایجادکننده تعادل می‌گردد، ثانیاً نیاز به فعالیت عضلات برای تحمل بار را نیز کاهش می‌دهد (۷-۱۲). مطالعات شیرازی عدل در سال ۲۰۰۰ نشان داد که کاهش لوردوز کمر به اندازه ۱۵ درجه می‌تواند گشتاورهای خارجی را از کل ۵/۵ نیوتن متر به ۵ نیوتن متر تقلیل دهد. در چنین وضعیتی اگر مقدار کمی از عضلات ناحیه هم منقبض شوند، ستون فقرات قادر به تحمل بارهای فشاری به بزرگی ۸۰۰ نیوتن می‌باشد (۲۶). بنابراین در طی باربرداری‌های سنگین، کمر خود را چنان با موقعیت (از طریق کاهش لوردوز) وفق می‌دهد تا اولاً آسیب به بافت‌های اطراف کاهش یابد، ثانیاً نیاز به وجود گشتاورهای حاصل از فعالیت عضلات کاهش یابد (۱۲، ۹، ۷).

در افراد مبتلا به کمردرد به دلیل آسیب بافت نرم عملکرد سیستم پاسیو دچار اختلال می‌گردد (۲۸، ۲۷). ضایعات ستون فقرات بر مکانورسپتورهای مفاصل سینویال فاست و بافت نرم اطراف تأثیر می‌گذارد. در واقع ضایعه ابتدایی، ماهیت یا میزان درون داد حس عمقی مخاברה شده توسط دوکهای عضلانی، گلژی، گیرنده‌های پوست و مفاصل را تغییر می‌دهد (۳۱). تمایل به لوردوز بیشتر در افراد مبتلا به کمردرد در زمان نگه داشتن بار در وضعیت ایستاده را می‌توان ناشی از آسیب بافت نرم در این بیماران دانست. با کاهش لوردوز کمر نقش سیستم پاسیو جهت حفظ ثبات ستون فقرات افزایش می‌یابد (۱۲، ۹، ۷)، بنابراین احتمال آن وجود دارد که چون عملکرد بافت نرم در افراد مبتلا به کمردرد مختل شده است (عدم توانایی لیگامانها جهت حفظ ثبات ستون فقرات و دامنه

بحث

انحنای کمر یکی از مهمترین مشخصات پاسیو و حرکت بدن می‌باشد که جهت فهم بهتر مشکلات کمر درد با اهمیت است، چنانچه تغییر در انحنای کمر در طی حرکت، استرس‌های وارد شده روی آنرا تغییر می‌دهد (۳، ۴).

در طی فعالیت‌های شغلی روزانه، انحنای کمر مکانیک کل ستون فقرات را متأثر می‌کند. در حقیقت انحنای کمر توزیع بار خارجی را بین سیستم‌های اکتیو و پاسیو متأثر می‌کند و می‌تواند از این طریق تعادل و ثبات و همچنین استرس در اجزاء قطعه‌ای کمر را تغییر دهد. تحقیقات نشان داده‌اند در وضعیت صاف ایستاده، وقتی که بارهای خارجی از طریق وزنه‌های در دست افزایش می‌یابد، لوردوز کمر دستخوش تغییر می‌شود (۲۵، ۱۰، ۸-۵، ۳).

نتایج این مطالعه نشان داد که میزان لوردوز کمر در افراد مبتلا به کمردرد در دو وضعیتی که فرد بار ۶ و ۱۲ کیلوگرمی را با تنه نوترال حفظ کرده بود، بیشتر از افراد سالم است. زمانیکه فرد بار صفر کیلوگرم را با تنه در وضعیت نوترال حفظ کرده بود، هیچگونه تفاوتی بین دو گروه سالم و مبتلا به کمردرد در میزان انحنای کمر مشاهده نشد. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که تفاوتی که در میزان انحنای کمر بین دو گروه سالم و مبتلا به کمردرد در این مطالعه به دست آمده است ناشی از کمردرد بوده است.

تاکنون انحنای کمر در افراد مبتلا به کمردرد مزمن حین حفظ بار در حالت استاتیک بررسی نشده است. مرور ادبیات تحقیقی نشان می‌دهد که بررسی انحنای کمر بر افراد سالم متمرکز شده است و نتایج نشانگر تغییر در میزان لوردوز کمر حین حفظ بار می‌باشد (۲۵، ۱۰، ۸-۵، ۳).

نتایج مطالعه میتنیتسکی در افراد سالم مشخص کرد که با افزایش بار، انحنای کمر کاهش می‌یابد، تا از وارد شدن بارهای فشاری به روی کمر حمایت کند (۳). شیرازی عدل و همکاران، ارجمند و همکاران و



تغییر الگوی فعالیت عضلات تنه ناشی از اختلال در برنامه کنترل حرکتی، به طور غیر مستقیم بر میزان انحنای کمر در زمان حفظ بار تأثیر گذاشته و مانع کاهش لوردوز کمر شود.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که میزان لوردوز کمر در افراد مبتلا به کمردرد حین حفظ بارهای متوسط و سنگین در وضعیت نوترال به طور معنی دار بیشتر از افراد سالم است. به نظر می‌رسد در افراد مبتلا به کمردرد اختلال در عملکرد سیستم غیر فعال «پاسیو» ناشی از آسیب بافت نرم مانع از کاهش لوردوز کمر هنگام حفظ بار در این بیماران می‌گردد. از طرف دیگر چون با کاهش لوردوز کمر میزان کشش بافت نرم آسیب دیده افزایش و متعاقب آن بر میزان درد افزوده می‌گردد؛ این احتمال وجود دارد که بیماران مبتلا به کمردرد به دلیل ترس از درد، از کاهش لوردوز کمر حین حفظ بار خودداری می‌کنند. تغییر در الگوی فعالیت عضلات تنه به دلیل اختلال در برنامه کنترل حرکتی (کنترل حرکتی و پاسیو) و یا کاهش بازوی گشتاور جهت کاهش بارهای فشاری روی کمر نیز می‌تواند از دیگر علل احتمالی افزایش لوردوز کمر در افراد مبتلا به کمردرد در حالت ایستاده حین حفظ بار باشند.

به دلیل آنکه تحقیقات در مورد بررسی انحنای کمر در افراد مبتلا به کمردرد در باربرداری بسیار اندک می‌باشد، رد یا پذیرفتن هر یک از فرضیات ذکر شده نیاز به مطالعه و بررسی‌های بیشتر دارد.

حرکتی مورد نیاز مهره‌ها در زمان کاهش انحنای کمر، بنابراین بر خلاف افراد سالم، کاهش لوردوز کمر هنگام حفظ بار در این بیماران رخ ندهد. در چنین وضعیتی سیستم اکتیو (عضلات) نیز باید جهت حفظ ثبات ستون فقرات بیشتر فعال شوند، در نتیجه گشتاورهای حاصل از فعالیت عضلات افزایش یافته و متعاقب آن بر میزان بار فشاری ستون فقرات افزوده می‌گردد.

برخلاف نظر شیرازی و همکارانش، میتینتسکی عقیده دارد که سیستم عصبی در افراد سالم به منظور جلوگیری از جابجایی مهره‌ها، با ایجاد لوردوز در کمر سعی در کاهش بازوی گشتاور و در نتیجه کاهش بارهای فشاری روی کمر را فراهم می‌آورد (۳). بنابراین، افزایش لوردوز کمر در افراد مبتلا به کمردرد در حالت ایستاده و در باربرداری، با وزن متوسط و سنگین در این مطالعه را می‌توان یک تطابق اکتیو یا ارادی دانست که منجر به کاهش بازوی گشتاور و در نتیجه کاهش بارهای فشاری روی کمر می‌شود.

ترس از درد را می‌توان به عنوان یکی دیگر از عوامل احتمالی عدم کاهش لوردوز کمر حین حفظ بار در افراد مبتلا به کمردرد ذکر کرد. زیرا با کاهش لوردوز کمر بر میزان کشش بافت نرم آسیب دیده و متعاقب آن بر میزان درد بیمار افزوده می‌گردد. بنابراین افراد مبتلا به کمردرد از لحاظ سایکولوژیکی و به دلیل ترس از درد از کاهش لوردوز کمر حین حفظ بار خودداری می‌کنند.

در افراد مبتلا به کمردرد الگوی فعالیت عضلات تنه به دلیل اختلال در برنامه کنترل حرکتی تغییر می‌کند (۳۰-۲۷). این امکان وجود دارد که

منابع:

- 1- Lidden SD, Baxter GD, Gracey HJ. Exercise and Chronic low back pain: What Works. Pain 2004; 107: 176 – 190.
- 2- Bogduk N, Twomy L.T. Clinical Anatomy of the lumbar spine. Second Edition, London, Churchill Livingstone, 1992; PP: 26-48.
- 3- Mitnitski AB, Yahia LH, Newman NM, Gracovetsky S.A. Coordination between the lumbar spine lordosis and trunk angle during weight lifting. Clin. Biomech, 1998; 13(2):121-127.
- 4- Andersson EA, Oddsson LI, Grundstrom H, Nilsson J, Thorstensson A. EMG activities of the quadratus labarum and erector spine muscles during flexion relaxation and other motor tasks. Clinical Biomechanics 1996; 11(7): 392-400.
- 5- Gracovetsky S, Kary M, Pitchen I, Levy S, Ben Said R. The importance of pelvic tilt in reducing compressive stress in the spine during flexion – extension exercise. Spine 1989; 14(4):412-16.
- 6- Gracovetsky SA, Kary M, Levy S, Ben said R, Pitchen I. Analysis of spinal and muscular activity during flexion, extension and free lifts. Spine 1990; 15 (12): 1333-39.
- 7- Shirazi- Adl A, Parnianpour M. Effect of changes in lordosis on mechanics of the lumbar spine. Journal of Spinal Disorders 1999; 12(5): 436-47.
- 8- Shirazi – Adl A, Sadouck S, Parnianpour M, Pop D, Rich M. Muscle force evaluation and the role of posture in human lumbar spine under compression. Euro Spine J Dec 2002; 11(6): 516 – 29.
- 9- Shirazi – Adl A, Sadouck S. Parnianpour M, Pop D, Rich M. Muscle force evaluation and the role of posture in human lumbar spine under compression. Euro Spine J Dec 2002; 11(6): 516 – 29.
- 10- Arjmand N, Shirazi-Adl A. Biomechanics of changes in lumbar posture in static lifting. Spine 2005; 30(23):2637-48.
- 11- Richardson C. Therapeutic exercise for spinal segmental stabilization in low back pain. Churchill Livingstone, Chapter 1-2, 1999.
- 12- Arjmand N, Shirazi-Adl A. Biomechanics of changes in lumbar posture in static lifting. Spine 2005; 30(23):2637-48.
- 13- Hedman TP, Fernnie G.R. Mechanical response of the lumbar spine to seated postural loads. Spine 1997; 22 (7): 734-79.
- 14- Torgerson WR, Dotter WE. Comparative roentgen graphic study of the asymptomatic and symptomatic lumbar spine. J. Bone. Joint Surgery 1976; 58(6):850-853.
- 15- Evcik D, Yucel A. The lumbar Lordosis in acute and chronic low-back pain. Rheumatol Int 2003; 23(4): 163-5.
- 16- Nourbakhsh M, Moussavi S J, Salavati M. Effects of Lifestyle and Work-Related Physical Activity on the Degree of Lumbar Lordosis and Chronic Low Back Pain in a Middle East Population. Journal of Spinal Disorders 2001; 14(4):283-292.
- ۱۷ - کهزیزی، ص. پرنیان پور، م. فیروزآبادی، م. کریمی، ح. کاظم نژاد، ا. بررسی استاتیکی تأثیر بار خارجی و وضعیت تنه و زانو روی الگوی فعالیت الکتریکی عضلات تنه. مجله فیزیکی پزشکی ایران. ۱۳۸۳؛ دوره اول (۵): ۵۹-۶۷.
- 18- Yasukouchi A, Isayama T. The relationships between lumbar curves, pelvic tilt and joint nobilities in different sitting postures in

- young adult, males. *Applied Human Science* 1995; 14(1):15-21.
- 19- Dolan p, Adams MA, Hutton W.C. Commonly adopted postures and their effect on the lumbar spine. *Spine* 1988; 13(2):197-231.
- 20- Cholewicki J, Simons AP, Radebold A. Effects of external trunk loads on lumbar spine stability. *Journal of Biomechanics* 2000; 33(11): 1377-1385.
- 21- Tan JC, Parnianpour M, Nordin M, Heinz H, Williams B. Isometric maximal and sub maximal trunk extension at different flexed positions in standing. *Spine* 1993; 18(16): 2481-2490.
- 22- McGill SM, Cholewick J. Biomechanical basis for stability: An explanation to enhance clinical utility. *Journal of orthopaedic and sports. Physical therapy* 2001; 31 (2):96-100.
- 23- Hemborg B, Mortiz U. Intra -abdominal pressure and trunk muscle activity during lifting in chronic low-back patients. *Scand. J. Rehab Med.* 1985; 17: 5-13
- 24- Lariviere C, Gagnon D, Loisl P. A biomechanical comparison of lifting techniques between subjects with and without chronic low back pain during freestyle lifting and lowering tasks; *Clin. Biomech.* 2002; 17(2): 89-98.
- 25- Levine D, Whittle M.W. The effects of pelvic movement on lumbar lordosis in the standing position. *JOSPT*, 1996; 24(3):130-135.
- 26- Shirazi- Adl A, Parnianpour M, Sadouck S. On passive active synergy in lumbar spine under axial compression. 4th International Conference of Iranian Society of Mechanical Engineers. May, 2000; 16-19.
- 27- Silfies P, Squillante D, Westcott S, Kardona R. Trunk muscle recruitment pattern in specific chronic low back pain populations. *Clinical Biomechanics* 2005; 20:465-473.
- 28- Radebold A, Cholewicki J, Panjabi M, Patel T. Muscle Response to Sudden Trunk Loading in Healthy Individuals and in Patient with Chronic Low Back Pain. *Spine* 2000; 25(8):947-954.
- 29- Hodges P, Richardson C. Inefficient Muscular Stabilization of the Lumbar Spine Associated With Low Back Pain. *Spine* 1996; 21:2640- 2650.
- 30- Van Dieen J H, Selln PJ, Cholewicki J, Radebold A. Trunk Muscle Recruitment Pattern in Patients with low back pain enhance the Stability of the Lumbar Spine. *Spine* 2003; 28 (8):834-841.