بررسی تأثیر بار خارجی و وضعیت تنه بر انحنای کمر در حالت استاتیک

ندا ارشاد[1]، دکتر صدیقه کهریزی[*]، دکتر سقراط فقیه‌زاده[2]

چکیده

مقدمه: مطالعات اپیدمیولوژیک نشان داده است که کمردرد به دنبال انجام بلند کردن اجسام، یکی از اختلالات مهم در سیستم عضلانی- اسکلتی می‌باشد و عامل مهمی در ایجاد ناتوانی عملکردی برای بیمار و ضررهای سنگین اقتصادی است. انحنای کمر یکی از مهمترین مشخصات پاسچر و حرکت بدن می‌باشد که جهت فهم بهتر مشکلات کمر درد با اهمیت است. چنانچه تغییر انحنای کمر در طی حرکات، میزان استرس‌های وارد روی ستون فقرات را متأثر می‌کند. تطابق هندسی ستون فقرات که مستقیماً وابسته به مقدار انحناء است از عوامل مؤثر در کاهش دادن بارهای فشاری روی ستون فقرات می‌باشد. مطالعات استاتیکی حفظ بار نشان داده است، در حالتی که فرد وزنه‌ای در دستان خود داشته باشد، بهترین انحنای کمر بستگی به مقدار بار و زاویه خمیدگی در تنه دارد. هدف از این مطالعه بررسی تأثیر بار خارجی و وضعیت تنه برمیزان انحنای کمر در حالت استاتیک است.

مواد و روشها: این مطالعه بر روی ۱۰زن سالم بدون سابقه بیماریهای قلبی- عروقی یا اسکلتی- عضلانی، انجام شد. با استفاده از دو حسگر شیب سنج الکترولیتی میزان انحنای کمر افراد در شش فعالیت استاتیکی با سه سطح بار خارجی (صفر، شش ودوازده کیلوگرم) و دو وضعیت تنه (نوترال و خمیده‌ی ۳۰ درجه) مورد بررسی قرار گرفت.

نتایج: نتایج نشان داد که وضعیت خمیده تنه(خمیده‌ی ۳۰ درجه) و بار خارجی(شش ودوازده کیلوگرم) موجب کاهش لوردوز کمر می‌گردد($P < ۰/۰۵$).

بحث و نتیجه‌گیری: صاف شدن لوردوز کمر هنگام حفظ بار، نیاز به فعالیت عضلانی و آسیب به بافت‌های اطراف را کاهش می‌دهد. افزایش کیفوز کمر در اثر خمیدگی تنه یک عامل حمایت کننده از ستون فقرات کمر در برابر استرس‌های فشاری است.

کلید واژه‌ها: لوردوز کمر، بار خارجی، وضعیت تنه، فعالیت استاتیک

تاریخ دریافت: ۸۶/۱۰/۲۴

تاریخ پذیرش: ۸۶/۱۲/۲۲

مقدمه

مطالعات اپیدمیولوژیک نشان داده است که کمردرد به دنبال انجام بار برداری، یکی از مهمترین اختلال در سیستم عضلانی- اسکلتی می باشد ویکی از عمده گرفتاریهایی است که به خصوص در جوامع صنعتی مشاهده می‌شود. کمردرد عامل مهمی در ایجاد ناتوانی عملکردی برای بیمار و ضررهای سنگین اقتصادی است. طبق تحقیقات انجام شده ۷۰ تا ۸۵٪

*دکتر صدیقه کهریزی، استاد یار گروه فیزیوتراپی دانشکده پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس E-Mail: kahrizis@modares.ac.ir

آدرس نویسنده مسئول: تهران - دانشگاه تربیت مدرس – استادیار دانشکده پزشکی – گروه فیزیولوژی

۱- ندا ارشاد، دانشجوی دکترای رشته فیزیوتراپی، دانشگاه تربیت مدرس

۲- دکتر سقراط فقیه زاده، دانشیار گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس

www.mui.ac.ir

مردم کمر درد را در طول زندگی خود تجربه می‌کنند که حدود ۸۰٪ از آنها بروز مجدد را گزارش کرده اند (۲-۱).

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

مطالعات نشان داده‌اند تغییراتی که در شکل هندسی (Geometry) ستون فقرات (انحراف لگن، لوردوز کمر) در طی وارد شدن بارهای خارجی روی ستون فقرات رخ می‌دهد، حاکی از تطابق این سامانه (System) در موقعیت‌های بارگذاری برای ایجاد تعادل در ایفای نقش عضلات به صورت فعال (Active) و بافت لیگامانی به صورت غیرفعال (Passive) برای مقابله با چنین موقعیتهایی است. بنابراین عملکرد لیگامانها و عضلات به صورت هم نیروزائی (Synergy) موجب افزایش ظرفیت حمل بارهای فشاری در طی وارد شدن بارهای خارجی، تغییر در خط ثقل و وضعیت بدن می‌گردد. بنابراین دانستن شکل هندسی ستون فقرات، مقدار بار و ارتباط آن با الگوی با کارگیری عضلات در حفظ وضعیت بدن، می‌تواند ما را در شناسایی بهتر وضعیت ایده‌آل کمر در حین حفظ و نگهداری بار کمک کرده و از این طریق خطر ایجاد کمر درد را به حداقل برساند. مطالعات استاتیکی حفظ بار نشان داده است، در حالتی که فرد وزنه‌ای در دستان خود داشته باشد، بهترین لوردوز کمر بستگی به مقدار بار و زاویه خمیدگی در تنه دارد به طوری که در خم شدن تنه (Trunk Flexion) با افزایش مقدار بار، لوردوز کمر کاهش می‌یابد و این حاکی از آن است که فرد استراتژی کنترل خود را با مقدار بار تنظیم می‌کند و شاید این مساله وضعیت باربرها را در حین حمل بار توجیه کند. بدون این کاهش و انحراف لگن، سگمانهای مهره‌ای به سمت جلو متمایل شده و گشتاورهای مورد نیاز عضلانی ممکن است از قدرت عضلات کمر بزرگتر شوند (۹-۲).

متنیتسکی (Mitnitski) و همکاران میزان تغییرات انحنای کمر را در طی باربرداری مورد بررسی قرار دارند. نتایج مشخص کرد با افزایش بار، لوردوز (Lordosis) کمر کاهش می‌یابد، تا از وارد شدن بارهای فشاری به روی کمر حمایت کند (۳).

گراکوتسکی (Gracovetsky) و همکاران، برای یافتن ارتباط بین انحنای کمر، زاویه خمیدگی تنه و نیروی فشاری، مطالعه‌ای را انجام دادند. آنها با توجه به نتایج خود اذعان داشتند که کنترل انحنای کمر عامل کلیدی برای توزیع گشتاور بین عضله و لیگامانها است بنابراین بر روی مقدار نیروی فشاری اعمال شده روی ستون فقرات مؤثر است (۵). مطالعه دیگری توسط این محققین انجام شد که نتایج نشان داد، با افزایش مقدار بار در حالت ایستاده انحنای کمر(لوردوز)^{0}۲۰ کاهش می‌یابد، آنها این پیش خمیدگی (Preflexion) را در کمر را امری ضروری برای کاهش میزان تنش (Stress) روی کمر می‌دانند (۶).

شیرازی عدل، پرنیان پور و ارجمند (۹-۷) پس از بررسی نتایج ومشاهدات خود در افراد سالم, چنین اذعان داشتند که، شرکت عناصر غیرفعال در تحمل بار متأثر از لوردوز کمر و بزرگی بار فشاری است. وقتی کمر تحت تاثیر بارهای فشاری بزرگی قرار می‌گیرد، کمی صاف شدن کمر(کاهش لوردوز کمر) اولاً منجر به کاهش آسیب روی فیبرهای دیسک بین مهره‌ای و نیاز کمتر به گشتاورهای ایجاد کننده تعادل، می‌گردد، ثانیاً نیاز به فعالیت عضلات برای تحمل بار را نیز کاهش می‌دهد. علاوه بر بارهای خارجی، وضعیت تنه (میزان زاویه خمیدگی) نیز می‌تواند انحنای کمر را متأثر نماید. گرچه عقیده بر آن است که لوردوز بیش از حد یک عامل خطر زا برای کمر درد است؛ اما مطالعات، ارتباطی بین شکل انحنای کمر و علائم درد کمر را نشان نداده‌اند (۱۵-۱۳). نتایج تحقیق نوربخش، صلواتی و موسوی نیز نشان می‌دهد که ارتباط معنی داری بین انحنای کمر و بروز کمردرد وجود ندارد (۱۶).

بنابراین نتایج متناقضی در مورد تأثیر بار خارجی بر میزان انحنای کمر در افراد سالم وجود دارد.

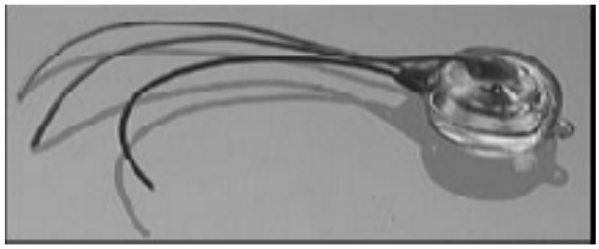
هدف از این مطالعه بررسی تأثیر بار خارجی و وضعیت تنه بر میزان انحنای کمر در حین نگه داشتن بار (یکی از اعمال روزمره) است.

www.mui.ac.ir

مواد و روش‌ها

این مطالعه یک مطالعه مداخله‌ای شبه تجربی است ونمونه‌گیری به صورت ساده تصادفی انجام شد. تمام آزمایشات بر روی ده زن سالم با سن، قد و وزن (±انحراف معیار) به ترتیب (۴/۶ ±)۲۵/۴ سال، (۶/۷ ±)۱۶۲/۶ سانتیمتر و (۴/۹ ±)۵۵/۴ کیلوگرم با حداکثر دو زایمان، که سابقه بیماریهای قلبی- عروقی یا اسکلتی- عضلانی نداشتند, انجام شد. افراد شرکت کننده، ورزشکار نبودند. پس از توضیح از روند آزمایش و با رعایت اصول اخلاقی مبنی بر آسیب‌رسان نبودن وضعیتهای مورد آزمایش، از افراد جهت شرکت در تحقیق رضایت نامه گرفته می‌شد.

به منظور اطلاع دقیق از میزان خمیدگی تنه فوقانی (Thorax) نسبت به لگن در حین انجام هر یک از «فعالیت»های مورد آزمایش و همچنین آگاهی وضعیت لگن و کمر، از یک جفت حسگر الکترولیتی (Fredericks co., U.S.A) مدل ۰۷۲۵ استفاده شد (شکل ۱).



شکل ۱. حسگر شیب سنج الکترولیتی

این حسگرها با داشتن مزیت «کوچکی اندازه» و دامنه وسیع، با قرارگیری یکی بر روی سطح مهره‌ای T_{11}-T_{12} و دیگری بر روی مهره S_1، در هر لحظه میزان خمیدگی تنه فوقانی (توراکس) را نسبت به لگن مشخص می‌کرد. این حسگرها قبلاً توسط برخی محققین به این منظور استفاده شده بود (۱۶-۱۹). 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 (SCM) (Standard Error of Measurement) در هر دو حسگر کمتر از یک درجه است. تکرارپذیری اندازه‌گیری حسگرها (ICC) (Intra- Class correlation) نیز ۹۹٪ بود.

به منظور نرمال کردن وضعیت خنثی 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 نرم‌افزار 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 گونیا متر استفاده شد.

گونیا متر لگن با قرارگیری بر روی زوائد قدامی- فوقانی و خلفی- فوقانی خارهای خاصره، مقدار انحراف لگن افراد را در حالت ایستاده مشخص می‌کرد. گونیا متر تنه فوقانی نیز با قرارگیری روی سطح T_{11}-T_{12} (محل قرارگیری حسگرهای شیب سنج) میزان انحراف تنه را نسبت به خط ثقل در حالت ایستاده مشخص می‌کرد (شکل۲).

شکل ۲. نمایش گونیامترهای انحراف سنج لگن(a) و تنه(b)

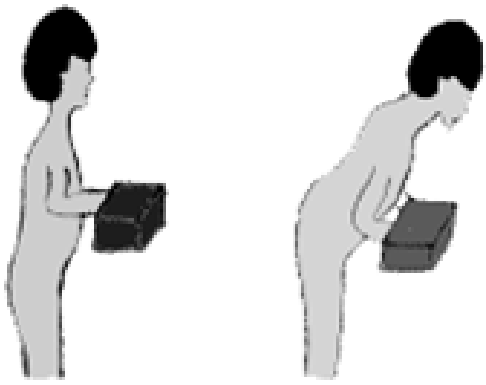
از نرم‌افزاری که در محیط LABVIEW نوشته شده بود به منظور ثبت، ضبط و آنالیز داده‌های حسگرها (دو عدد حسگر شیب سنج) استفاده شد. این نرم افزار دارای نشانگر صوتی بود که موقعیت فرد آزمایش شونده را به محض رسیدن به فعالیت مورد نظر(زاویه ۳۰ درجه خمیدگی در تنه) مشخص و اعلام می‌کرد. از قابلیت‌های دیگر این نرم‌افزار،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

www.mui.ac.ir

نرم‌افزار قادر بود پس از برآورد متوسط داده‌ها، آنها را بـه عنـوان متوسط زاویه انحراف تنه فوقانی، زاویـه انحـراف لگـن و زاویـه انحنای کمر، در لحظه آزمایش و مقدار اولیه انحراف تـوراکس و مقدار اولیه انحراف لگن، نمایش داده و ذخیره نماید.

پـس از چـسباندن حـسگرهای شـیب سـنج روی خـار خلفیS_1 و خار خلفی T12 یکی از وضعیتهای ۶ گانه مـورد آزمایش به صورت کاملاً تصادفی انتخاب می‌گردید. سـپس فرد در آن وضعیت قرار می گرفت و در مرحله آخر بار مورد نظر به فرد داده می‌شد و بلافاصله به مدت ۵ ثانیه ثبت بـا سه بار تکرار و به مدت ۵ ثانیه انجام می‌شد (شکل۳). لازم به ذکر است که موقعیت حسگرهای در تمام وضـعیتهای ۶ گانه مورد آزمایش ثابت بود. همچنـین بـرای پیـشگیری از خستگی، حداقل ۲ دقیقه استراحت در بین حرکات در اختیار داوطلب گذارده می‌شد.

(TnL0) فعالیت۱: تنه در وضعیت خنثی، حفظ بار صفر کیلوگرم
(TnL 6) فعالیت۲: تنه در وضعیت خنثی، حفظ بار ۶ کیلوگرم
(TnL12) فعالیت۳: تنه در وضعیت خنثی، حفظ بار ۱۲ کیلوگرم
(T30L0) فعالیت ۴: تنه در وضعیت ۳۰ درجه خمیدگی، حفظ بار صفر کیلوگرم
(T30L 6) فعالیت۵: تنه در وضعیت۳۰ درجه خمیدگی، حفظ بار ۶ کیلوگرم
(T30L12) فعالیت۶: تنه در وضعیت۳۰ درجه خمیدگی، حفظ بار ۱۲ کیلوگرم



الف ب

شکل۳. فعالیتهای مورد بررسی: الف- در وضعیت خمیده تنـه (بـار: ۰- ۶-۱۲ کیلـوگرم)، ب- در وضـعیت خنثـی تنـه (بار: ۰- ۶-۱۲ کیلوگرم)

در حین انجام هر شش فعالیت مورد آزمـایش، در همـه‌ی افـراد آرنج در وضعیت خمیده‌ی ۹۰ درجه و بازوها چسبیده به بدن قرار داشت. بارهای خارجی با توجه به سایر تحقیقات انجام شده و نیز در رعایت اصول اخلاقی، رضایت داوطلب و نیز کـسب اطمینـان از آسیب رسان نبودن آنها انتخاب شدند. همچنین انتخاب شرایط آزمایش برای قرارگیری در زاویه‌ی ۳۰ درجـه خمیـدگی نیـز بـر اساس وفور انجام فعالیت‌های حمل بار در زاویـه‌هـای ۳۰ تـا ۳۵ درجه صورت گرفت (۲۴-۱۷).

آنالیز آماری

طبـق آزمـون آمـاری K-S (Kolmogorov- Smironov Test) توزیع متغیرها نرمال بـود. در ایـن مطالعـه از آنـالیز واریـانس دو طرفه و برحسب دو فاکتور (وضعیت تنه در دو سطح و بار خارجی در سـه سـطح) بـا Repeated Measure ANOVA و نیـز از آزمـون paired T-test اسـتفاده شـد. همـه داده‌هـا توسـط نرم‌افزار Spss نسخه ۱۱/۵ مورد تجزیه و تحلیـل آمـاری قـرار گرفتند. P<۰/۰۵ از نظر آماری معنی دار در نظر گرفته شد.

نتایج

در بررسی‌های انجام شده اثر تنـه (P = ۰/۰۰۰) و بـار خـارجی (P = ۰/۰۴۲) بـر میـزان انحنـای کمـر معنـی‌دار بدسـت آمد(جدول۱).

با افزایش بار از میـزان صـفر کیلـوگرم بـه ۶ و۱۲ کیلـوگرم در وضعیت ایستاده خنثی میـزان انحنـای کمـر بـه طـور معنـی‌دار کاهش می‌یابد (نمودار۱و جدول۲ و۳) (p<۰/۰۵).

نتایج این تحقیق همچنین نشان داد اثر تغییر زاویـه خمیـدگی تنه بر انحنای کمر(لوردوز) معنی‌دار است بدین ترتیـب کـه بـا افزایش زاویه خمیدگی در تنه، انحنای لوردوز کم (لـوردوز) بـه سمت کیفوز سوق پیدا کرده است. (جدول ۲ و۳، نمودار۲).

www.mui.ac.ir

جدول ۱. نتایج Repeated Measure ANOVA

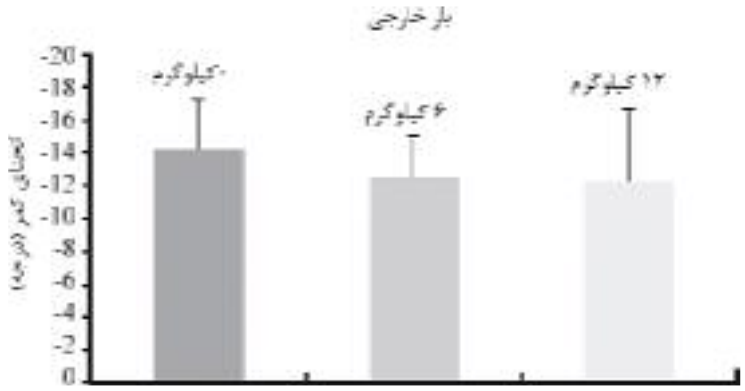
	اثر تنه * بار خارجی	اثر تنه	اثر بار خارجی
مقدار p	۰,۰۱۹	۰,۰۴۲	۰,۰۰۰

جدول ۲. میزان انحنای کمر (بر حسب درجه)

وضعیت تنه: نوترال بار خارجی:۱۲ کیلوگرم	وضعیت تنه: نوترال بار خارجی:٦ کیلوگرم	وضعیت تنه: نوترال بار خارجی:۰ کیلوگرم	وضعیت تنه: خمیده ۳۰ درجه بار خارجی:۰ کیلوگرم
−۱۲,۲۳ (±۴,۴)	−۱۲,۶۳ (±۲,۴)	−۱۴,۰۶ (±۳,۲)	۷,۶) ±۶,۵ (

جدول ۳. تأثیر بار خارجی و وضعیت تنه بر انحنای کمر

	تغییر انحنای کمر: وضعیت تنه در مقایسه با وضعیت خمیده تنه	تغییر انحنای کمر: بار صفر کیلوگرم در مقایسه با بار۱۲ کیلوگرم	تغییر انحنای کمر : بار صفر کیلوگرم در مقایسه با بار٦ کیلوگرم
مقدار p	۰,۰۰۰	۰,۰۰۳	۰,۰۰۱



نمودار ۱. تاثیر بار خارجی بر میزان انحنای کمر

نمودار ۲. تاثیر وضعیت تنه بر میزان انحنای کمر

www.mui.ac.ir

بحث

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

در طی فعالیت‌های شغلی روزانه، انحنای کمر مکانیک کل ستون فقرات را متأثر می‌کند. در حقیقت انحنای کمر توزیع بار خارجی را بین سیستم‌های فعال و غیرفعال متأثر می‌کند و می‌تواند از این طریق تعادل و ثبات و همچنین تنش در اجزاء سگمانی کمر را تغییر دهد. تحقیقات نشان داده‌اند در وضعیت صاف ایستاده، وقتی که بارهای خارجی از طریق وزنه‌های در دست افزایش می‌یابد، انحنای کمر دستخوش تغییر می‌شود (۹،۲۵ - ۳،۵).

طبق نتایج این مطالعه میانگین مقدار انحنای کمر (لوردوز) با افزایش بار به طور معنی‌دار جهت کاهش می‌یابد($P<۰/۰۵$) این یافته همسو با یافته‌های تحقیقات قبلی است (۳،۵-۹،۱۲). نتایج مطالعه متنیتسکی در افراد سالم مشخص کرد که با افزایش بار، انحنای کمر(لوردوز) کاهش می‌یابد، تا از وارد شدن بارهای فشاری به روی کمر حمایت کند (۳).

آندرسون تأثیر بارخارجی، زاویه تنه و زانو (در خمیدگی کامل) را روی میزان چرخش استخوان خاجیSacrum [۱] و درصد نسبت چرخش L5/S1 مورد بررسی قرار داده است. در این مطالعه نیز ارتباط بین بار خارجی و ایجاد انحنای کیفوتیک از لحاظ آماری معنی‌دار بدست آمده است (۴).

گراکوتسکی معتقد است، وقتی که ما بار را برمی‌داریم، بازوی گشتاور بار زیاد است، بنابراین لوردوز کاهش می‌یابد، تا لیگامانها که نسبت به عضلات سطحی ترند، و بنابراین دارای بازوی اهرم بلندتر و مؤثرتر هستند برای کنترل بار خارجی شرکت کنند (۵).

شیرازی عدل، پرنیان پور و ارجمند (۹-۷) پس از بررسی نتایج و مشاهدات خود در افراد سالم, چنین اذعان داشتند که شرکت عناصر غیرفعال در تحمل بار متأثر از لوردوز کمر و بزرگی بار فشاری است. وقتی کمر تحت تاثیر بارهای فشاری بزرگی قرار می‌گیرد، کمی صاف شدن کمر (افزایش کیفوز) اولاً منجر به کاهش آسیب روی فیبرهای دیسک و نیاز کمتر به گشتاورهای ایجاد کننده تعادل می گردد، ثانیاً نیاز به فعالیت عضلات برای تحمل بار را نیز کاهش می‌دهد.

مطالعات شیرازی عدل در سال ۲۰۰۰ نشان داد که کاهش لوردوز کمر به اندازه ۱۵ درجه می تواند گشتاورهای خارجی را از کل ۵۴/۵ 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 گشتاورهایی حاصل از فعالیت عضلات کاهش یابد (۷،۱۰،۱۲).

نتایج این تحقیق همچنین نشان داد اثر تغییر زاویه خمیدگی تنه بر انحنای کمر معنی‌دار است بدین ترتیب که با افزایش زاویه خمیدگی در تنه، انحنای لوردوز کمر به سمت کیفوز سوق پیدا کرده است. این یافته همسو با یافته‌های تحقیقات قبلی است (۳،۵،۹-۱۰،۱۸،۲۱).

بیشتر خمش ستون فقرات در ناحیه کمر رخ می‌دهد و فقط مقدار کمی از آن در ناحیه تنه فوقانی انجام می‌شود. خم شدن تنه به سمت جلو از وضعیت صاف با خمیدگی کمر آغاز شده و به دنبال آن چرخش در لگن رخ می‌دهد. در برگشت از حالت خمیده به صاف نیز این حرکات به عکس می‌شود یعنی اول لگن شروع به چرخش کرده و سپس کمر صاف می‌گردد. صاف شدن کمر در مراحل باربرداری با افزایش بار در دست با تأخیر بیشتری همراه است. جنسیت، وزن بدن و وضعیت جسمی افراد ظاهراً این الگوی چرخش را متأثر نمی‌کند (۴۰). مطالعات اندرسون نیز نشان دارد که با افزایش میزان خمیدگی در تنه، میزان چرخش L5/S1 علی رغم مقدار بار در دست و زاویه خمیدگی زانو افزایش یافته است (۴). یاسوکوچی نیز بین انحناء کمر و زاویه تنه – ران وقتی از ۱۲۰ درجه به سمت ۶۰^{o} کاهش می یافت ارتباط معنی دار یافت (۱۸).

وقتی فرد به سمت جلو خم می‌شود، لیگامانهای بین خاری

www.mui.ac.ir

کشیده شده و تنشن در آنها بوجود می‌آید. لیگامانها در مزیت مکانیکی بهتری برای مقابله با چرخش به سمت جلو ناشی از بار و وزن تنه فوقانی هستند، در واقع لیگامانها در ایجاد گشتاور راست کننده Extansory[1] در طی خم شدن – صاف شدن کمر، عامل جانشینی عضلات در فعالیت‌های حمل و حفظ بار می‌باشند (۵). از طرف دیگر مفاصل بین مهره‌ای به صورت خم شده، مقاومت بیشتری در برابرتنش‌های فشاری دارند (۳۰). گراکوتسکی، عامل اصلی تغییرات انحنای کمر را در حین خم شدن تنه ناشی از طول بازوی گشتاور می‌داند، او معتقد است، وقتی که ما بار را برمی‌داریم، بازوی گشتاور بار زیاد است، بنابراین لوردوز کاهش می‌یابد، تا لیگامانها که نسبت به عضلات سطحی‌ترند، و بنابراین دارای بازوی اهرم بلندتر و مؤثرتر هستند برای کنترل بار خارجی شرکت کنند (۶). بنابراین با توجه به مجموع نتایج مطالعات گذشته و این تحقیق می توان بیان نمود که کاهش لوردوز کمر در اثر خمیدگی تنه یک عامل حمایت کننده از ستون فقرات کمر در برابر استرس‌های فشاری است (۲۳،۳۱).

در افراد مبتلا به کمردرد به دلیل آسیب بافت نرم عملکرد سیستم پاسیو دچار اختلال می گردد (۲۸-۲۷). ضایعات ستون فقرات بر مکانورسپتورهای مفاصل سینویال فاست و بافت نرم اطراف تأثیر می‌گذارد، در واقع ضایعه ابتدایی، ماهیت یا میزان ورودیInput [2] حس عمقی مخابره شده توسط دوکهای عضلانی، گلژی، گیرنده‌های پوست و مفاصل را تغییر می‌دهد (۳۱). بنابراین این احتمال 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 حرکتی مورد نیاز مهره‌ها در زمان کاهش انحنای کمر, سیستم ثبات دهنده فعال (عضلات) حین حفظ بار جهت حفظ ثبات ستون فقرات بیشتر فعال شوند و درنتیجه گشتاورهای حاصل از فعالیت عضلات افزایش یافته و متعاقب آن بر میزان بار فشاری ستون فقرات افزوده می‌گردد. بنابراین افراد مبتلا به کمردرد باید از انجام فعالیت‌هایی نظیر نگه داشتن بارهای سنگین پرهیز کنند.

نتیجه گیری

صاف شدن لوردوز کمر هنگام حفظ بار، نیاز به فعالیت عضلانی و آسیب به بافت‌های اطراف از جمله فیبرهای دیسک را کاهش می‌دهد. وقتی که ما بار را برمی‌داریم، بازوی گشتاور بار زیاد است، بنابراین لوردوز کاهش می‌یابد، تا لیگامانها که نسبت به عضلات سطحی‌ترند برای کنترل بار خارجی شرکت کنند. کاهش لوردوز کمر حین حفظ بار از فعالیت عضلانی می‌کاهد و در نتیجه منجر به کاهش فشار روی ساختارهای ستون فقرات به ویژه دیسک بین مهرهای می‌گردد.

افزایش کیفوز کمر در اثر خمیدگی تنه یک عامل حمایت کننده از ستون فقرات کمر در برابر استرس‌های فشاری در این وضعیت است.

منابع

1. Lidden Sd, Baxter GD, Gracey HJ. Exercise and Chronic low back pain: What Works. Pain, 2004; 107: 176 – 190.
2. Bogduk N., L.T. Twomy.Clinical Anatomy of the lumbar spine. Second Edition, London, Churchill Livingston, 1992; PP: 26-48.
3. Mitnitski, AB., Yahia L.H, Newman NM, and Gracovetsky SA. Coordination between the lumbar spine lordosis and trunk angle during weight lifting. Clin. Biomech, 1998; 13(2):121-127.
4. Andersson E.A., Oddsson L.I., Grundstrom H., Nilsson J and 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.

www.mui.ac.ir

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 S.A, 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):pp1333-39.
7. Shirazi- Adl A. and 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 and -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. Arjmand N, Shirazi-Adl A. Biomechanics of changes in lumbar posture in static lifting. Spine, 2005; 30(23):2637-48.
10. Levine David, and Whittle M.W. The effects of pelvic movement on lumbar lordosis in the standing position. JOSPT.1996; 24(3):130-135.
11. Richardson C. Therapeutic exercise for spinal segmental stabilization in low back pain. Churchill Livingston, Chapter 1-2, 1999.
12. Lee Y-H, and Chen Y-L. Regressionally determined vertebral inclination angles of the lumbar spine in static lifts. Clinical Biomechanics, 15,672-677, 2000.
13. Hedman T.P. 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., MoussaviS J. And 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. ص. کهریزی، م. پرنیان پور، م. فیروز آبادی، ح. کریمی و الف. کاظم نژاد. بررسی استاتیکی تأثیر بار خارجی و وضعیت تنه و زانو روی الگوی فعالیت الکتریکی عضلات تنه. مجله فیزیک پزشکی ایران. ۱۳۸۳; دوره اول(۵):۵۹-۶۷.
18. Yasukouchi A. and 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 M.A, and Hutton W.C. commonly adopted postures and their effect on the lumbar spine. Spine, 1988; 13(2):197-231.
20. Cholewicki J., Simons A.P. and 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), pp: 2481-2490.
22. McGill S.M and 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 David, and 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. and Sadouck S. On passive active synergy in lumbar spine under axial compression. 4th International Conference of Iranian Society of Mechanical Engineers. May, 2000; 16-

www.mui.ac.ir

19.
27. Silfies P, Squillante D, Westcott S and 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 and 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. And Richardson C.Inefficient Muscular Stabilization of the Lumbar Spine Associated With Low Back Pain. Spine, 1996; 21:2640- 2650.
30. Adams MA, Hutton WC: prolapsed intervertebral disc: A hyper flexion injury. Spine 7(3):184-191, 1982.
31. Gilad I., Tichauer E R. Spinal geometry during lifting tasks. Inter national Journal of Industrial Ergonomics. 1999; 23,307-318.
32. Alexander M. and Kinney Lapier. Differences in static balance and weight distribution between normal subjects and subjects with chronic unilateral low back pain. JOSPT; 1998; 28(6): 378-383

www.mui.ac.ir

The Effect of External Load and Trunk Posture on Lumbar Lordosis Inclination under Static Condition

S. Kahrizi, N. Ershad[1], S. Faghihzadeh[2]*

Receive data: 25/02/2008
Accept data: 12/02/2008

Abstract

Background
Epidemiological studies have shown that low back pain after load-carrying is an important and costly disorder in muscolo-skeletal system. Lumbar curvature is an important factor in posture and body movement that may assist us to evaluate how low back pain problems may develop. Differences in lumbar inclination affect the vertebral stresses. The object of this study was evaluation of the affects of external load and trunk posture on lumbar curvature under static condition.

Materials and Methods
Ten healthy female subjects with no history of low back pain were participated in this study. Two inclinometers were used to evaluate the lumbar inclination. Six static tasks while holding three levels of load (0, 6, 12 Kg) and two levels of trunk position (neutral and 30 degree of flexion) were simulated for subjects.

Results
Trunk position (30 degree of flexion) and external load (6, 12 Kg) both had significant effects on lumbar inclination and reduce lumbar lordosis ($p < 0.05$).

Conclusion
Lumbar lordosis reduced while holding load, so muscles activity and may reduce tissue injuries reduced. Increased lumbar kyphosis shown resulted in trunk flexion is a lumbar supportive factor for compressive stresses.

Key words: Lumbar lordosis, load, trunk posture, static activity

*Corresponding author: S. Kahrizi, Assistant Prof., Tarbiat Modarres University, Faculty of Medicine, Department of Physiotherapy.
E-Mail: kahrizis@modares.ac.ir
1- N. Ershad , Ph.D. Student of Physiotherapy, Tarbiat Modarres University
2- S. Faghihzadeh, Assistant Professor of Tarbiat Modarres University, Faculty of Medicine, Department of Biostatistics.

www.mui.ac.ir