

بررسی ریتم حرکتی ستون فقرات کمری و مفصل ران در بلند کردن بار با شیوه خمیده در افراد سالم و با سابقه کمردرد

فاطمه غیائی (M.Sc.)⁺ * محمدرضا نوربخش (Ph.D.) * نادر معروفی (Ph.D.)^{**}

چکیده

سابقه و هدف: اعمال بار و وجود پاتولوژی مانند کمردرد کاینماتیک (Kinematic) حرکت و الگوی حرکت را تغییر می‌دهد. بنابراین، هدف این مطالعه مقایسه ارتباط و همکاری مفصل ران و ستون فقرات کمری در افراد با و بدون داشتن سابقه کمردرد می‌باشد.

مواد و روش‌ها: این کارآزمایی بالینی در تهران انجام شد. ۵۰ شخص در یکی از دو گروه مبتلا به کمردرد و کنترل قرار گرفتند. برای اندازه‌گیری مقدار حرکت ستون فقرات کمری و مفصل ران در طی بلند کردن بار به شیوه خمیده از سیستم تحلیل حرکت سه بعدی استفاده شد. هر شخص بار را با و بدون وزنه با شیوه خمیده بلند می‌کرد. تحلیل اطلاعات توسط آزمون‌های آماری t مستقل و آزمون داده‌های مکرر انجام شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد تفاوت معنی‌داری در الگوی حرکتی بین بیماران مبتلا به کمردرد و افراد سالم وجود دارد ($P < 0.05$). افراد با سابقه کمردرد تمایل بیشتری به استفاده از ستون فقرات کمری در مقایسه با افراد سالم دارند.

استنتاج: با توجه به یافته‌ها داشتن سابقه کمردرد می‌تواند در تغییر الگوی حرکتی ستون فقرات کمری و مفصل ران موثر باشد. ممکن است تغییر در الگوی حرکتی برای کمردرد و یا عود مجدد آن باشد.

واژه‌های کلیدی: بلند کردن بار با شیوه خمیده، کمردرد، آنالیز کاینماتیکی، الگوی حرکتی

مقدمه

این فعالیت امکان استفاده از زانوی خمیده و شیوه چمباتمه وجود ندارد و همچنان در روش دلخواه برای برداشتن اشیاء شخص از روش خمیده به جای چمباتمه استفاده می‌کند (۱). از طرف دیگر خیلی از محققین عنوان می‌کنند که گرچه وضعیت برداشتن بار مهم است، اما

برداشتن و حمل شیء از جمله ضروریات روزمره محسوب می‌شود، همه ما در زندگی روزمره ناگزیر از بلند کردن و حمل اشیاء متفاوت هستیم، معمولاً عنوان می‌شود که بهتر است برای برداشتن اشیاء از زانوی خمیده و اندام تحتانی استفاده شود. اما در صورت تکرار

⁺ مؤلف مسئول: زاهدان - خیابان آیت ا... کفعمی، آزمایشگاه رزمو مقدم، کلینیک فیزیوتراپی
E-mail: f_ghiasi_p@yahoo.com

* کارشناسی ارشد فیزیوتراپی دانشگاه علوم پزشکی زاهدان

^{**} استادیار فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران

^{**} استادیار فیزیوتراپی دانشگاه علوم بهزیستی و توان بخشی

تاریخ تصویب: ۸۶/۳/۳۰

تاریخ ارجاع جهت اصلاحات: ۸۵/۱۰/۱۳

تاریخ دریافت: ۸۵/۷/۱۷

شدن به سمت جلو میان افراد سالم و با سابقه کمر درد وجود ندارد، اما تغییر در سرعت انجام حرکت میان دو گروه افراد سالم و با سابقه کمر درد وجود دارد. افراد مورد بررسی در هنگام تحقیق درد در ناحیه کمر نداشتند (۶). Porter در تحقیق دیگری عنوان می‌کند که دامنه حرکتی ستون فقرات کمری در افراد مبتلا به کمردرد نسبت به افراد سالم کمتر است، در این مطالعه افراد در حین تحقیق درد داشتند (۷). Lariviere نیز در جدیدترین تحقیق در سال ۲۰۰۰ عنوان می‌کند که ریتیم کمری - لگنی با اضافه شدن بار تغییر می‌کند (۸).

آنچه به صورت مشترک در همه تحقیقات بیان شده است این است که ریتیم حرکتی تحت تاثیر عواملی از قبیل درد و وزنه قرار می‌گیرد. گرچه اختلاف نظرهای بسیار زیادی نیز وجود دارد. که مربوط به نمونه انتخاب شده می‌باشد، به عنوان مثال Esola از افرادی برای تحقیق استفاده کرد که حین تحقیق، درد در ناحیه کمر نداشتند (۶) و Porter از افرادی استفاده کرد که حین تحقیق، درد در ناحیه کمر داشتند (۷). در کنار تفاوت‌هایی در انتخاب نمونه، مدت ابتلا به کمردرد نیز در تحقیقات گذشته متفاوت بوده است و یا هر دو عامل بار و سابقه کمر درد مورد توجه قرار نگرفته است و یا ابزارهای مورد استفاده بسیار متفاوت بوده است. از این رو با فرض بر این که که درد سبب تغییر در ریتیم حرکتی شده و این تغییر در ریتیم حرکتی بعد از رفع کمر درد نیز باقی می‌ماند. به عبارتی یکی از تغییرات پاتولوژیکی که بعد از رفع درد در افراد با کمردرد مزمن باقی می‌ماند تغییر در ریتیم حرکتی است. از این رو هدف تحقیق اولاً بررسی ریتیم حرکتی مفاصل در شیوه خمیده در افراد سالم و با سابقه کمردرد می‌باشد و ثانیاً تاثیر اعمال بار و داشتن سابقه کمردرد بر الگوی حرکتی بررسی می‌شود.

نحوه ارتباط و هماهنگی مفاصل شرکت کننده در فعالیت نیز مهم می‌باشد. به عبارتی در طی انجام یک فعالیت پویا (Dynamic) نیاز به هماهنگی قسمت‌های مختلف بدن می‌باشد (۲). ترتیب وارد عمل شدن مفاصل در طی کارهای پیچیده روزمره مورد توجه بسیاری از محققین از زمان‌های قدیم بوده است از جمله دیویس (Davis) برای اولین بار در سال ۱۹۶۵ مشاهده کرد زمانیکه فرد وزنه‌ای را از زمین برمی‌دارد، صاف شدن ستون فقرات کمری همزمان با شروع بلند کردن بار اتفاق نمی‌افتد، بلکه صاف شدن ستون فقرات کمری تا زمانی که وزنه تا یک سوم مسافت بالا آورده نشود، به تاخیر می‌افتد و ابتدای حرکت بلند کردن بار همزمان با چرخش لگن است. بنابراین نتیجه گرفت که در طی برداشتن بار صاف شدن ستون فقرات کمری با چرخش لگن همزمان نیست و مستقل اتفاق می‌افتد (۳). Burgess-Limerick و همکاران نیز ارتباط بالا به پایین (پراگزیمال (Proximal) به دیستال (distal)) را در طی خم شدن به سمت جلو و ارتباط پایین به بالا (دیستال به پراگزیمال) مفاصل شرکت کننده را در طی برگشتن از حالت خم شده به دست آورد (۴). باید خاطر نشان کرد که این نتایج براساس مطالعه بر مدل بیومکانیکی (Biomechanical) و یا تنها براساس بررسی ریتیم حرکتی روی ۲ نفر خانم و یک آقا به دست آمده است.

Paquet و همکارانش در تحقیقشان عنوان می‌کنند که کمر درد تحت حاد سبب بهم خوردن ریتیم حرکتی می‌شود و افراد مبتلا به کمر درد تحت حاد ۴۰ درصد آهسته‌تر از افراد سالم، حرکت را انجام می‌دهند و در ۲۵ درصد اول برگشت به وضعیت اول، غالباً حرکت در کمر اتفاق افتاده و حرکت مفصل ران و چرخش لگن وجود ندارد (۵). Esola عنوان می‌کند که تفاوتی در دامنه حرکتی ستون فقرات کمری و ران در طی خم

مواد و روش ها

مطالعه به شکل کارآزمایی بالینی در دانشکده مهندسی پزشکی دانشگاه علم و صنعت تهران انجام شد. بر اساس برآورد انجام شده بر اساس مطالعه آزمایشی بر روی ۲۰ نمونه، تعداد نمونه‌ها برای هر گروه ۲۵ نفر برآورد شد. به این ترتیب ۵۰ نمونه در دو گروه افراد سالم و افراد مبتلا به کمر درد مزمن مکانیکال (mechanical) قرار گرفتند. نمونه‌ها از جامعه در دسترس و به روش غیر احتمالی از میان افرادی که پرونده فیزیوتراپی و یا پزشکی در کلینیک‌های شرق تهران داشتند و از میان دانشجویان دانشگاه علم و صنعت انتخاب شدند.

شرایط ورود به تحقیق در هر دو گروه سالم و افراد با سابقه کمردرد عبارت بود از: سن ۲۰-۴۰ سال، مرد، غیر ورزشکار، نداشتن بیماری سیستمیک (Systemic)، جراحی، ضربه به ستون فقرات، عدم اختلال ساختاری در ستون فقرات و اندام تحتانی، عدم درد تیرکشنده و علائم نورولوژیکی در اندام تحتانی. افرادی که در گروه افراد با سابقه کمر درد مزمن مکانیکال قرار می‌گرفتند یکی از دو مشخصه زیر را دارا بودند: حداقل به مدت ۶ هفته قبل از تحقیق به کمر درد مبتلا بوده و یا در طی یکسال گذشته دو بار به کمر درد مبتلا شده و هر بار بیش از یک هفته طول کشیده است (۹). افراد در صورت داشتن سابقه ضربه، جراحی، بیماری سیستمیک، عدم قرینگی در اندام تحتانی، اشکال ساختاری نظیر اسکولیوز در ستون فقرات، محدودیت حرکتی در مفاصل اندام تحتانی، کوتاهی عضلات اندام تحتانی و عدم تمایل به شرکت در تحقیق کار گذاشته می‌شدند. اطلاعات عمومی از طریق پرسشنامه، مشاهده و معاینه جمع‌آوری شد و برای به دست آوردن اطلاعات کاینماتیکی (Motion Analysis) مفاصل از دستگاه تحلیل حرکتی (Motion Analysis) مدل ELITE Plus استفاده شد.

برای ساختن مدل بیومکانیکی از بدن هر شخص سیزده نشانه مورد استفاده قرار گرفت. نشانه‌ها روی مناطق تراگوس (شماره ۱)، آکرومیون (شماره ۲)، برجستگی خارجی استخوان بازو (شماره ۳)، استایلوئید اولنا (شماره ۴)، سبد وزنه (شماره ۵)، مهره دوازدهم سینه‌ای (شماره ۶)، مهره سوم کمری (شماره ۷)، اولین مهره ساکروم (شماره ۸)، کرست ایلیاک (شماره ۹)، تروکانتر بزرگ (شماره ۱۰)، برجستگی خارجی استخوان ران (شماره ۱۱)، قوزک خارجی (شماره ۱۲) و متاتارس پنجم (شماره ۱۳) قرار گرفت. هر یک از نشانه‌ها و زاویه تشکیل شده میان دو به دوی آنها نشانگر مفصل مورد مطالعه بود. نشانه شماره ۱ و ۲ نشان‌دهنده وضعیت سر و گردن، نشانه‌های شماره ۲ و ۳ و ۴ نشان‌دهنده زوایای شانه و آرنج، نشانه شماره ۵، بر روی سبد محتوی وزنه، مسیر بلند کردن بار از شروع تا انتهای آزمون را نشان می‌داد. نشانه‌های شماره ۶ و ۷ و ۸ قوس ستون فقرات کمری و نشانه‌های شماره ۹ الی ۱۳ مفصل ران، زانو و میچ پا را نشان می‌داد. نشانه‌ها با چسب لوکوپلاست بر بدن بیمار ثابت شد. به این ترتیب از بدن هر فرد یک مدل بیومکانیکی ساخته شده و توسط دستگاه تحلیل حرکت مفصل شناخته شده و مورد تحلیل قرار می‌گرفت (۱۰) (تصویر شماره ۱).

تصویر شماره ۱: شماتیکی از نشانه‌های ۱۳ گانه و مدل سازی انجام شده

گرفت. لحظه ای که سبد روی زمین قرار داشت صفر درصد، و به ترتیب ۱۰، ۲۰ و ... ۱۰۰ درصد ارتفاع بلند کردن سبد [لحظه‌ای که سبد در سطح کمر قرار گرفته بود] توسط نرم‌افزار مورد تحلیل قرار گرفت و دامنه حرکتی مفاصل، نسبت دامنه حرکتی مفاصل و زمان انجام آزمون در صفر درصد الی ۱۰۰ درصد آزمون ثبت شد. به ترتیب از صفر درصد آزمون تا ۱۰۰ درصد آزمون به نام مراحل ۱۱-۱ نامگذاری و مفاصل مورد بررسی شامل شانه، آرنج، ستون فقرات کمری، ران، زانو و مچ پا بود و ۱۱ عدد برای هر مفصل به طور جداگانه محاسبه شد.

به منظور تجزیه و تحلیل آماری از نرم‌افزارهای آماری $Excel_{10}$ ، $SPSS_{10}$ استفاده شد. طبیعی بودن توزیع با آزمون کولموگروف-اسمیرنوف (Kolmogrove-Smirnov) بررسی شد. از آزمون‌های t مستقل و (Repeated Measurement) به منظور مقایسه نتایج بین گروهی و درون گروهی استفاده شد.

یافته‌ها

میانگین سنی افراد در گروه سالم 28.5 ± 7.3 و در گروه افراد با سابقه کمردرد 29.4 ± 6.4 بود. میانگین قد افراد شرکت‌کننده در گروه سالم 173.5 ± 8.3 سانتی‌متر و در گروه افراد با سابقه کمردرد 172.5 ± 5.9 سانتی‌متر به دست آمد. افراد در هر دو گروه از نظر آندوپومتری، قد و سن یکسان بودند ($P > 0.05$).

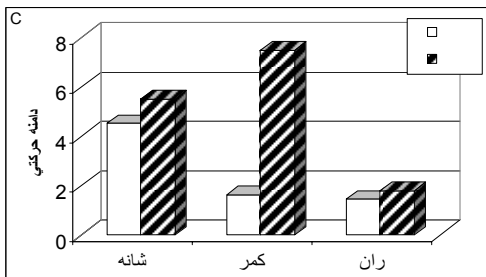
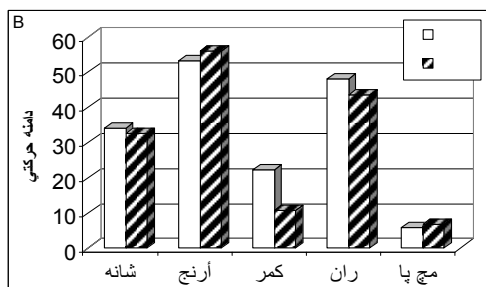
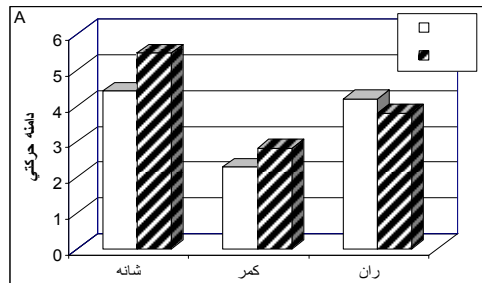
نتایج نشان داد که اختلاف معنی‌داری در میانگین دامنه حرکتی مفصل شانه در افراد سالم و افراد با سابقه کمردرد وجود ندارد (قسمت B تصویر شماره ۱). مقدار دامنه حرکتی طی شده توسط شانه در دو گروه یکسان بود. مقدار دامنه حرکتی در گروه سالم $34/2$ درجه و در گروه با سابقه کمردرد $32/7$ درجه می‌باشد. افراد سالم با خم کردن (Flexio) حدود $10.5/8$ درجه در شانه حرکت را آغاز می‌کنند و افراد با سابقه کمردرد با

قبل از انجام آزمون، درجه بندی (calibration) و تعریف فضای لازم برای حرکت مدل بیومکانیکی لازم بود. تحلیل نمونه‌های حاضر به صورت سه بعدی انجام شده و بنابراین حداقل دو دوربین لازم بود. صفحه grid، صفحه‌ای مشبک بود که تعدادی نشانه به صورت منظم بر روی آن قرار گرفته بود. از این صفحه برای تعریف فضای لازم استفاده شد. دوربین‌ها طوری جاگذاری شدند که تمام نشانه‌های صفحه grid در وسط نمایشگر (Monitor) قابل دید باشد و دید دو دوربین از فضای کاری تقریباً یکسان باشد (از دید دو دوربین تمام نشانه‌ها قابل رویت باشد). با این توضیح طول محور X ، 135 سانتی‌متر، محور Y ، 150 سانتی‌متر و محور Z ، $4/5$ متر تنظیم شد. در این فضا 20 نشانه توسط هر دو دوربین قابل رویت بوده و هر 20 نشانه در وسط صفحه نمایشگر قرار داشتند. درجه بندی دستگاه در ابتدای هر جلسه انجام شده و به این ترتیب خطا به حداقل رسیده است.

بعد از انجام تمام مراحل گفته شده فرد در محل تعبیه شده ایستاده، سبد مورد نظر نزدیک به شست پای فرد قرار گرفته و 10 درصد وزن بدن هر شخص به عنوان وزنه ایمن (۱۱) در نظر گرفته شد. سپس از فرد خواسته شد از ناحیه کمر خم شده و بدون حرکت در زانو سبد را از زمین برداشته و تا سطح کمر بالا آورد. در آزمون دوم از فرد خواسته شد به همان روش گفته شده سبد و وزنه داخل آن را تا ارتفاع خواسته شده بلند کند. دو آزمون به طور تصادفی انتخاب و هر یک دو بار تکرار شد. به منظور جلوگیری از خستگی میان هر آزمون $20-15$ ثانیه استراحت داده شد. قابل ذکر است که سرعت انجام حرکت به دلخواه فرد تنظیم شد.

بعد از ثبت نشانه‌ها (signals) توسط دستگاه تحلیل حرکت، برای تحلیل نشانه‌ها از نرم‌افزار ELITE Plus مورد استفاده قرار گرفت. ارتفاعی که شخص سبد را بلند می‌کرد به 10 قسمت تقسیم شد. این کار توسط نشانه‌ای که بر سبد گذاشته شده بود انجام

از ستون فقرات کمری استفاده می‌کند (قسمت A, B, تصویر شماره ۲).



تصویر شماره ۱: دامنه حرکتی مفاصل در شیبه خمیده در افراد سالم و افراد با سابقه کمردرد. A: نمودار دامنه حرکتی مفاصل در صفحه فرونتال یا X. B: نمودار دامنه حرکتی مفاصل در صفحه سائیتال یا Y. C: نمودار دامنه حرکتی مفاصل در صفحه عرضی یا Z.

دامنه حرکتی مفصل ران در دو گروه سالم و افراد با سابقه کمردرد معنی دار شده است ($p=0/03$) (قسمت B تصویر شماره ۱). فرد سالم بیش‌تر از مفصل ران در ابتدای آزمون استفاده می‌کند. در صفر درصد آزمون (مرحله اول آزمون) اختلاف زاویه مفصل ران میان دو گروه معنی دار شده است فرد سالم از خم کردن بیش‌تری در ابتدای آزمون استفاده می‌کند. در مراحل میانی آزمون ۴۰-۷۰ درصد آزمون (مراحل ۵-۸ آزمون) اختلاف

زاویه‌ای حدود ۱۱۰/۵ درجه در شانه فعالیت را انجام می‌دهند. اعداد نشان‌دهنده این است که افراد سالم با خم کردن بیش‌تری در شانه حرکت را آغاز می‌کنند (قسمت A, B, تصویر شماره ۲). در ادامه بررسی زوایای مفصلی شانه اختلاف زاویه در صفر درصد آزمون معنی دار شده است ($p=0/02$) که نشان‌دهنده کیفوز (Kyphosis) در شروع آزمون است. در میانه آزمون (مراحل ۴-۹ آزمون) از ۳۰-۸۰ درصد نیز اختلاف بین دو گروه معنی دار شده است. در دامنه‌های میانی آزمون مقدار خم کردن شانه در افراد سالم بیش‌تر است افراد با سابقه کمردرد بار را بیش‌تر به بدن نزدیک می‌کند (قسمت A, B, تصویر شماره ۲). نتایج در صفحه X نشان‌دهنده بالا بردن (elevation) در شانه می‌باشد. هیچ اختلاف معنی داری بین دو گروه به دست نیامد ($p>0/05$). مقدار بالا بردن در افراد سالم ۴/۳ درجه و در افراد با سابقه کمردرد ۵/۴ درجه است. در صفحه Z نیز اختلاف معنی داری در دامنه حرکتی شانه به دست نیامد. حرکت شانه در جهت پروتروژن (Protrusion) و رتروورژن (retroversion) در صفحه Z در افراد سالم ۴/۵ درجه و در افراد با سابقه کمردرد ۵/۵ درجه می‌باشد ($p>0/05$) (قسمت A تصویر شماره ۱).

تفاوت معنی داری در دامنه حرکتی دست کردن (extension) ستون فقرات کمری بین دو گروه به دست آمد ($p=0/000$). بیماران حدود ۱۰/۶ درجه از ستون فقرات استفاده می‌کنند و افراد سالم حدود ۲۲/۲ درجه که تقریباً دو برابر افراد با سابقه کمردرد می‌باشد (قسمت B تصویر شماره ۱). در بررسی زوایای ستون فقرات در طی انجام آزمون اختلاف زاویه در صفر درصد آزمون بین دو گروه معنی دار شده است ($p=0/02$). از ۵۰ تا ۱۰۰ درصد آزمون (مراحل ۶-۱۱ آزمون) نیز تفاوت معنادار شده است. اما عکس صفر درصد آزمون (مرحله اول آزمون) که فرد سالم کمتر از ستون فقرات کمری استفاده می‌کند در انتهای آزمون فرد سالم بیش‌تر

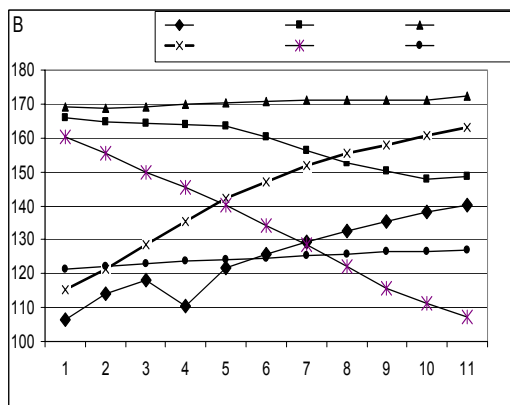
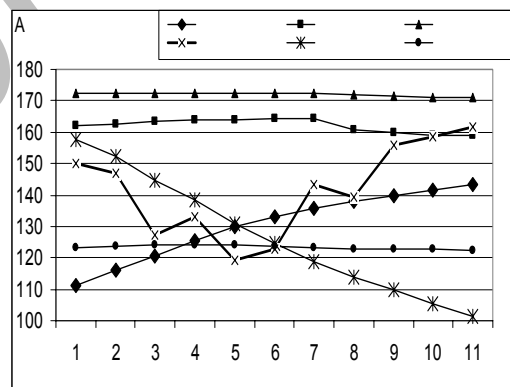
مقدار حرکات جانبی ستون فقرات کمری و مفصل ران در دو گروه یکسان بوده است. مقدار چرخش ستون فقرات کمری در افراد با سابقه کمردرد ۷/۴ درجه و در افراد سالم ۱/۶ درجه بوده است. با وجود اختلاف در مقدار چرخش از لحاظ آماری معنی دار نشده است (قسمت A, C تصویر شماره ۱). اختلاف قابل ملاحظه‌ای در دامنه حرکتی مفصل زانو و مچ پا بین دو گروه به دست نیامد (قسمت A, B تصویر شماره ۲). میانگین زمان انجام آزمون در دو گروه افراد سالم و مبتلا به کمردرد اختلاف معنی داری به دست نیامد ($p > 0.05$).

بحث

گفته شد که افراد سالم با خم کردن (Flexion) بیش‌تری در شانه حرکت را آغاز می‌کنند. بیش‌تر شدن زاویه خم کردن شانه نشانه میزان کیفیت (Kyphosis) بیش‌تر برای آغاز حرکت می‌باشد. و در دامنه میانی آزمون فرد کمردرد بار را بیش‌تر به بدن نزدیک می‌کند. در وضعیت کیفیت کشش بیش‌تری بر سیستم لیگامانی خلفی ستون فقرات و فاسیای توراکولومبار وارد می‌شود که برای ایجاد نیرویی که بتواند تنه را صاف کند، لازم است. گفته می‌شود که در وضعیت کیفیت عضله لتیسموس دورسی نیز فعال است که به افزایش نیروی بازکنندگی کمک می‌کند. نزدیک کردن بار به بدن نیز سبب کاهش گشتاور خم‌کنندگی و در نتیجه کاهش نیاز به نیروی بازکنندگی ستون فقرات می‌شود. به دلیل آزادی حرکت بیش‌تر سر و گردن در طی حمل بار شخص برای ایجاد کیفیت از تغییر در وضعیت سر و گردن استفاده می‌کند و از اندام فوقانی و شانه برای دسترسی به بار استفاده می‌کند (۲۲).

تغییر در زاوایای حرکتی و دامنه حرکتی در مفصل ران و ستون فقرات کمری در افراد سالم و مبتلا به کمردرد وجود دارد. McClure تفاوتی بین دو گروه

زاویه بین دو گروه معنی دار شده است. به عبارتی فرد سالم در میانه آزمون کم‌تر از مفصل ران کمک می‌گیرد. افراد با سابقه کمردرد در ابتدای آزمون با خم کردن کم‌تری در مفصل ران حرکت را آغاز می‌کنند و بیش‌تر از ستون فقرات کمری کمک می‌گیرند و در مراحل میانی آزمون بیش‌تر از مفصل ران استفاده می‌کنند (قسمت A, B تصویر شماره ۲). در نسبت زاوایای ران-کمر اختلاف تنها در انتهای آزمون (مراحل ۸-۱۱ آزمون) معنی دار شده است. این نسبت در فرد سالم کم‌تر از افراد با سابقه کمردرد بوده است. نسبت ران-کمر در ۷۰ درصد آزمون در فرد سالم ۲ به ۱ و در افراد با سابقه کمردرد ۳ به ۲ است.



تصویر شماره ۲: مسیر حرکت و زاوایای مفاصل در شیوه خمیده در افراد سالم و افراد با سابقه کمردرد. A: مسیر حرکت مفاصل در افراد با سابقه کمردرد. B: مسیر حرکت مفاصل در افراد سالم

درمقدار دامنه حرکتی مفصل ران و ستون فقرات کمری در حین خم شدن به سمت جلو مشاهده نکردند (۶). گرچه عکس آنچه در تحقیق حاضر به دست آمده است می‌باشد اما باید دقت داشت که Esola حرکت خم شدن به سمت جلو را بررسی کرده است و در مطالعه فعلی حرکت برگشت از حالت خم شده و بلند کردن بار بررسی شده است. Wrigley عنوان می‌کند که به دلیل تفاوت در هماهنگی حرکت در طی انجام یک کار مانند بلند کردن بار تفاوت‌هایی در ریتم حرکتی مفاصل به وجود می‌آید. به این ترتیب کاینماتیک و کاینیتیک مفاصل در طی بلند کردن بار در افراد مبتلا به کمردرد به هم می‌ریزد (۱۶). Ferguson دلیل به هم خوردن ریتم حرکتی را به افزایش مدت زمان فعالیت عضلات در افراد کمردرد و در نتیجه تغییر در زمان وارد عمل شدن عضلات و مفاصل نسبت می‌دهد (۱۷). McClure علت تغییر در ریتم حرکتی را در بیماران مبتلا به کمردرد به علت عدم مرحله خاموش شدن عضلات اکستانسور کمری در حین خم شدن به سمت جلو می‌داند (۱۲).

این مطالعه نشان داد که ریتم حرکتی در طی بلند کردن بار به شیوه خمیده در افراد با سابقه کمردرد تغییر می‌کند. مهم‌ترین یافته این تحقیق این است که تغییرات در ریتم حرکتی حتی بعد از رفع درد نیز باقی می‌ماند و می‌تواند عاملی برای آسیب‌های بعدی ستون فقرات باشد. باتوجه به نتایج به دست آمده می‌توان گفت گرچه وضعیت ابتدایی برداشتن بار عامل مهمی برای نحوه وارد عمل شدن عضلات و مفاصل می‌باشد اما توجه به نحوه وارد عمل شدن مفاصل و عضلات نیز لازم است. تغییر در الگوی حرکتی مفاصل سبب افزایش فعالیت عضلات (۱۲، ۱۷) و در نتیجه افزایش میزان نیروی وارده بر ستون فقرات می‌شود و احتمال آسیب را افزایش خواهد داد. بنابراین لازم است در طی ارزیابی و درمان بیماران مبتلا به کمردرد به اصلاح ریتم حرکتی نیز پرداخته شود و

مورد مطالعه‌اش در دامنه حرکتی مفاصل ران مشاهده نکرد که علت آن را به تعداد کم افراد شرکت‌کننده نسبت داد (تعداد افراد مورد بررسی ۱۲ نفر بوده است) (۱۲). الگوی استفاده از ستون فقرات کمری و مفصل ران نیز در دو گروه متفاوت است. افراد سالم در ابتدای آزمون بیش‌تر از مفصل ران استفاده می‌کنند و در انتهای آزمون از ستون فقرات کمری کمک می‌گیرند. ریتم حرکتی در افراد مبتلا به کمردرد مزمن عکس می‌شود. Gracovetsky در مورد علت ریتم حرکتی می‌گوید در صورت شروع حرکت با مفصل ران و لگن لیگامان‌ها، فاسیا و عضلات صاف‌کننده ستون فقرات در وضعیت کشیده قرار گرفته و به این ترتیب نیرو کافی برای تعادل و غلبه بر اینرسی بار را تامین می‌کنند، در میانه و انتهای آزمون که بار به بدن نزدیک می‌شود نیروی عضلات صاف‌کننده ستون فقرات کافی بوده و حرکت در ستون فقرات کمری انجام می‌گیرد (۱۳). با استفاده از نیروی غیرفعال لیگامان‌ها و فاسیاها نیروی فشارنده کم‌تری بر ستون فقرات کمری وارد شده و چون از بافت‌های غیر فعال استفاده می‌شود خستگی کم‌تری نیز در طی فعالیت ایجاد خواهد شد (۱۴). Nelson نیز نشان داد که صاف شدن تنه از حالت خمیده به وسیله چرخش لگن آغاز می‌شود و این الگوی حرکتی برای کوتاه کردن بازوی گشتاور بار و کم کردن بار بر عضلات صاف‌کننده ستون فقرات کمری لازم است (۱۵).

Paquet معتقد است که انقباض عضلات واکنش جبرانی و به دلیل آسیب لیگامان‌ها می‌باشد. وی دلیل دوم را کوتاهی عضلات همسترینگ عنوان می‌کند که در مطالعه فعلی معنی‌دار نشده است. وی در مطالعه خود به دلیل تعداد کم نمونه‌ها نتوانست اختلاف معناداری در ریتم حرکتی پیدا کند اما در ۲۵ درصد اول برگشت از وضعیت خم شده افراد کمر درد حاد از ستون فقرات کمری استفاده می‌کردند (۵). Esola و همکارانش تغییر

از جمله ضروریات برنامه درمانی فرد مبتلا به کمردرد می‌باشد (۱۸).

انجام ورزش‌هایی نظیر تمرینات ثبات‌دهنده، هماهنگی عصبی عضلانی، قدرتی و تحملی عضلات ستون فقرات

فهرست منابع

1. Twomey LT, Taylor JR. Physical Therapy of the Low Back Pain. 2nd ed. London: Churchill Livingstone. 1994; 129-375.
2. Lindbeck L, Kjellberg K. Gender differences in lifting technique. *Ergonomics*. 2001; 44(2): 202-14.
3. Davis JR, Mirka GA. Movement of the thoracic and lumbar spine when lifting: a chronocyclo photographic study. *J. Anta*. 1965; 99: 13-26.
4. Burgess-Limerieck R, Abernethy B, Neal RT. Relative phase quantifies interjoint coordination. *J. Bio*. 1993; 26(1): 91-94.
5. Paquet N, Malovin F, Richards CL. Hip-Spine movement interaction and muscle activation pattern during sagittal trunk movements in L.B.P. patients. *Spine*. 1994; 19(5): 596-603.
6. Esola MA, McClure PW, Fitzgerald GK, Siegler S. Analysis of lumbar spine and hip motion during forward bending in subjects with and without a history of low back pain. *Spine*. 1996; 21(1): 71-8.
7. Porter JL, Appsc M, Wilkinson A. Lumbar-hip flexion motion. A comparative study between asymptomatic and chronic low back pain in 18 to 36 years-old men. *Spine*. 1997; 22(13): 1508-14.
8. Lariviere C, Gagnon D, Loisel P. The effect of load on the coordination of the trunk for subjects with and without chronic low back pain during flexion-extension and lateral bending tasks. *Clin. Biomech*. 2000; 15(6): 407-16.
9. Leboeu F, Klougart N, Lauritzen T. How common is low back pain in the Nordic population?. *Spine*. 1996; 21: 1518-28.
10. Scholz JP, Milford JP, Mcmillan AG. Neuromuscular coordination of squat lifting. I: effect of load magnitude. *Phy. Ther*. 1995; 75(2): 119-132.
11. Lavender SA, Andersson GBJ, Natarajan RN. The effects of lifting speed on the peak external forward-bending lateral bending and twisting speed moments. *Erg*. 1999; 24(1): 111-25.
12. McClure PW, Esola M, Schreier R, Siegler S. Kinematic analysis of lumbar and hip motion while rising from a forward flexed position in patient with and without a history of L.B.P. *Spine*. 1997; 22(5): 552-8.
13. Gracovetsky S, Kary M, Levy S, Said RB, Pitchen I, Helie J. Analysis of spinal and muscular activity during flexion / rextention and free lifts. *Spine*. 1990; 15(2): 1333-39.

14. Vakos JP, Nitz AJ, Threlkeld AJ, Shapiro R, Horn T. Electromyographic activity of selected trunk and hip muscles during a squat lift. Effect of varying the lumbar posture. *Spine*. 1994; 19(6): 687-95.
15. Nelson JM, Waluisly RP, Stevenson JM. Relative lumbar and pelvic motion during loaded spinal flexion / extension. *Spine*. 1995; 20(2): 199-204.
16. Wrigley AT, Albert WJ, Deluzio KJ, Stevenson JM. Differentiating lifting technique between those who develop low back pain and those who do not. *Clin. Biomech*. 2005; 20(3): 254-63.
17. Ferguson SA, Marras WS, Burr DL, Davis KG, Gupta P. Differences in motor recruitment and resulting kinematics between low back pain patients and asymptomatic participants during lifting exertions. *Clin. Biomech*. 2004; 19(10): 992-9.
18. Marras WS, Ferguson SA, Burr DL, Davis KG, Gupta P. Functional impairment as a predictor of spine loading. *Spine*. 2005; 30(7): 729-37.

Archive of SID